

6 CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR. Burgos.

Tuesday 11 June 2019 - Friday 14 June 2019

Fórum Evolución Burgos

_p7N7m.png _p7N7m.bb

Libro de resúmenes

Libro de Resúmenes
6º Congreso Conjunto
22º SEFM - 17º SEPR
Burgos, 11-14 junio 2019

Contents

Grupo de trabajo de Radioterapia Guiada por Superficie 805	1
Cálculo de dosis al paciente con MCNP 762	1
Novedades en la protección contra las Radiaciones No Ionizantes 788	1
Aspectos clínicos y visión de la Medicina Nuclear sobre la dosimetría en terapias radiometabólicas 38	1
Implementation of Surface Guidance for Stereotactic Body Radiotherapy - Physics Perspective 744	2
Metodología MIRD 39	2
Dosimetric effects of intrafractional isocenter variation during Deep Inspiration Breath-Hold for breast cancer patients using surface guided radiotherapy 745	3
Dosimetría en el tratamiento de radioembolización con Y-90 40	3
Cálculo de blindajes con MCNP 763	3
Development, calibration, quality assurance and commissioning of a SGRT system 746 . .	4
Dosimetría en el tratamiento de metástasis óseas con Ra-223 41	5
Novedades en la protección contra las Radiaciones No Ionizantes 789	5
Mesa redonda: experiencia sobre el uso de RTGS 747	5
Dosimetría en el tratamiento de tumores neuroendocrinos con Lu-177-DOTA 42	6
Dosimetría en el tratamiento de tumores neuroendocrinos con I-131-mIBG 43	6
Nuevas tecnologías y Radiofármacos en PET 759	6
TRS 483: Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy 741 . . .	7
Curso de Actualización: Medidas y predicción de radón en el interior de edificios 791 . .	7
Método de cálculo del kerma en aire incidente sobre el receptor de imagen 64	8
Tasa de rechazo en equipos digitales de rayos X dedicados a exploraciones simples 249 .	9
Comparativa de la capa hemirreductora en mamografía para distintas purezas de aluminio 450	11

ICRU 91: Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams 742	13
Validez del método de Robson en polinomios de ajuste de grado 2 481	13
Evaluación del funcionamiento de un software de rejilla virtual para la mejora de la calidad de imagen en radiología portátil 597	15
Ajuste del CAE empleando la relación señal ruido obtenida indirectamente a partir del índice de exposición en equipos de radiología digital con paneles planos extraíbles. 684	16
AutoPlan (Pinnacle) 754	19
Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia. Una experiencia de usuario 815	19
Estrategia del OIEA para fortalecer la seguridad y protección radiológica en América Latina y el Caribe. Resultados, alianzas y perspectivas 796	19
Blindaje de una instalación PET en presencia de gammacámaras en zonas anexas 49	20
Dosimetría de Área en Quirófanos: Una experiencia de 10 años 128	22
Sistema interno de notificación de incidentes en radioterapia externa: puesta en marcha y experiencia preliminar. 143	25
Experiencia de trabajo en Registro de dosis. Uso de OpenREM. 823	27
Protección radiológica operacional en la puesta en marcha de un acelerador portátil de electrones para Radioterapia Intraoperatoria 408	28
Mesa Redonda: Desmantelamiento de instalaciones nucleares y radiactivas 792	30
Puesta en marcha de un sistema de Gestión de Dosis Corporativo de ámbito regional: experiencia y resultados de 4 años 414	31
Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia. 824	33
Experiencia del Complejo Hospitalario de Ourense en el uso de RapidPlan 755	33
Dosis de radiación típicas en pacientes locales tratados con Quimioembolización transarterial 477	34
Diseño de la protección radiológica operacional en un centro de protonterapia 677	36
Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia 825	37
Personalización de las restricción y recomendaciones al alta radiológica de pacientes tratados con Lu-177-DOTATATE 679	37
Estimación y control de las dosis de los pacientes de hemodinámica. Obtención de niveles de referencia locales en función del tipo de procedimiento 686	39
Grupo de trabajo de Registro y gestión de dosis en procedimientos radiológicos 806	42
CARNÉ RADIOLOGICO EN RADIODIAGNÓSTICO Y MEDICINA NUCLEAR. UN ENFOQUE. 574	42

Niveles de Referencia Diagnósticos (DRLs) para procedimientos quirúrgicos traumatológicos en pediatría 213	45
Simulación Monte Carlo del haz de 137-Cs de referencia en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT 60	47
Informe del grupo de trabajo de Braquiterapia 750	49
Respuestas del público sobre protección radiológica ante una emergencia nuclear: Resultados de una encuesta en España 709	50
Microdosimetría con dispositivos de silicio 247	51
Optimización dosimétrica en Cardiología Intervencionista pediátrica 265	52
Tratamiento de cáncer de cérvix con braquiterapia electrónica siguiendo protocolo EMBRACE. Comparación dosimétrica con Ir 192. 116	54
EVOLUCIÓN Y PERSPECTIVAS DE LA NORMATIVA NACIONAL E INTERNACIONAL EN MATERIA DE CONTAMINACIÓN RADIATIVA EN ALIMENTOS. 514	56
Espectrometría de neutrones en el Laboratorio de Luz Sincrotrón ALBA 339	57
Evaluación de los indicadores de dosis en mamografía digital y su validez para establecer niveles de referencia diagnósticos locales. 417	59
Nuevo método en braquiterapia para la reconstrucción directa de aplicadores ginecológicos de titanio en resonancia magnética nuclear 201	61
Aspectos sociales en la gestión y remediación de emplazamientos NORM: el caso de los fosfoyesos de Huelva. 650	64
CARACTERIZACIÓN DEL NUEVO PATRÓN NEUTRÓNICO BASADO EN FUENTE DE 252Cf MODERADA POR AGUA PESADA EN EL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT 220	64
Aplicación FDM2 (Fast Dose Monitoring and Measurement) 561	67
Dependencia de la respuesta de las cámaras de tipo pozo para cambios en la temperatura en el caso de fuentes de braquiterapia de baja energía 332	69
Implicación del receptor de crecimiento epidérmico EGFR en la acción proliferativa de un campo débil de 50 Hz en células de cáncer 208	71
ESTUDIO DE LA CONTAMINACIÓN DE MUESTRAS DE C-14 EN SU DETERMINACIÓN POR CENTELLEO LÍQUIDO 420	72
INFLUENCIA DEL SISTEMA DE MEDIDA Y LA METODOLOGÍA DEL AJUSTE EN LA ESTIMACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR 646	73
COMPARACIÓN RADIOBIOLÓGICA DE DOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN EN BRAQUITERAPIA DE RESCATE DE PRÓSTATA 501	75
RESULTADOS DE LA FUSIÓN DEFORMABLE DE RESONANCIA MAGNÉTICA SOBRE ULTRASONIDOS EN BIOPSIA DE PRÓSTATA CON ACCESO TRANSPERINEAL 231	77
DOSETRACE PROYECT: Development of an Hp(3) secondary standard 542	79

Actualización de niveles de referencia para diagnóstico en cardiología intervencionista. 204	80
Nanopartículas superparamagnéticas de NiFe ₂ O ₄ como agente de contraste en imagen por resonancia magnética. Aplicación en braquiterapia. 663	83
Grupo de trabajo Tomosíntesis de mama 807	85
Sistemas de Planificación en Medicina Nuclear 757	85
Atribuibilidad del riesgo 787	85
Protección radiológica en tratamientos con ¹³¹ I ambulatorios: hacia la personalización 216	86
CARACTERIZACIÓN Y EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DEL PROTOTIPO X-MESMERISE 241	89
Dosimetría de mama: presente y futuro 760	91
Limits on Compton interaction knowledge for a monolithic scintillator 309	91
HOTNES: un nuevo concepto para una fuente de neutrones térmicos 382	92
Big Data en el proceso radioterápico: ¿Podemos convertir una gran cantidad de datos en información útil? 557	94
Curvas Espectrales en Tomografía Computarizada de Energía Dual como Factor Pronóstico de Supervivencia en Cáncer de Pulmón 622	95
A favor de “Las correcciones diarias de imagen en radioterapia son necesarias” 751	97
Evaluación del blindaje del bunker del CLPU mediante simulaciones Montecarlo para una fuente de neutrones generada con el láser VEGA. 546	98
Variaciones en NTCP y DVH de pulmón en tratamiento de mama en función del tipo de algoritmo de cálculo utilizado 392	100
Cámara gamma de alta resolución y sensibilidad con tabiques activos 110	101
Riesgo de contaminación interna en la Fábrica de elementos combustibles de Juzbado 616	102
Montaje experimental para irradiación de células in vitro en un acelerador lineal de electrones 587	103
Implementación y validación de un algoritmo de superposición por cono colapsado para dosimetría en terapia con radioisótopos 171	105
Medicina Nuclear: Monitorización ambiental y evaluación de la exposición interna de los trabajadores durante la gammagrafía pulmonar de ventilación/perfusión 532	108
Curso online de Técnico Experto en Protección Radiológica - 10 años de experiencia, innovación y mejora. 67	109
Dosimetría a nivel de voxel en tratamientos con micro-esferas de vidrio de Y-90. Comparación con Simplicity® 275	110
PLATAFORMA ESOREX (EUROPEAN PLATFORM FOR OCCUPATIONAL RADIATION EXPOSURE) 125	112

CURSO ONLINE: SIMULACIONES CON GAMOS/GEANT4 PARA FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA. 101	113
CT de ultra-baja dosis para corrección de atenuación en PET/CT 496	114
En contra de “Las correcciones diarias de imagen en radioterapia son necesarias” 752	116
ESTUDIO DE LOS PARÁMETROS ANALÍTICOS DE LA DETERMINACIÓN DE ISÓTOPOS DE URANIO Y TORIO EN MUESTRAS DE ORINA POR ESPECTROMETRÍA DE MASAS, PARA LA VALIDACIÓN RETROSPECTIVA DEL MÉTODO EN EL MARCO DE LA NORMA ISO/IEC 17025 604	117
Curso sobre Radiación Natural: NORM y Radón 172	118
Evaluación del valor cuantitativo de las imágenes SPECT con ^{99m} Tc-HDP respecto a las imágenes PET con ¹⁸ F-FDG 548	119
Análisis comparativo de resultados de actividad isotópica de uranio en muestras de orina de trabajadores expuestos a uranio enriquecido analizados mediante Espectrometría Alfa e ICP-MS 289	121
Curso Práctico de Control de Calidad en RX: Experiencia tras 6 ediciones. 187	122
DOSIMETRÍA INTERNA EN PACIENTES SOMETIDOS A TERAPIA METABÓLICA CON ¹⁷⁷ Lu-DOTATATE 683	124
Equipos de dosimetría, insuficiencia de las métricas clásicas y evaluación radiobiológica 767	126
Curso de actualización: Protección radiológica en intervencionismo: Proyecto PODIUM. 795	126
Desarrollo de mapas de riesgos como herramienta de ayuda en el establecimiento de estrategias de recuperación de zonas contaminadas radiológicamente 170	127
Curso de actualización: Aplicación de radioprotectores en trabajadores y pacientes oncológicos. 797	128
Evaluación del impacto radiológico de las industrias cerámicas NORM españolas 177	128
Análisis ML de verificaciones VMAT 218	129
Braquiterapia de alta tasa guiada por RM y US para tratamiento focalizado en segunda recaída de cáncer de próstata 255	131
Comparación de la EUD objetivo con la obtenida para una distribución de dosis Gaussiana en tratamientos de SBRT de pulmón. 294	133
Image-based dosimetry of tumoral and normal tissue using post-radioembolization ⁹⁰ Y PET/CT 310	136
Indicadores de dosis en Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT). 368	137
Estimación de la dosis ocupacional en cristalino en Radiología Intervencionista 437	139
Simposio: La comunicación de los riesgos y beneficios de las radiaciones a la sociedad 798 141	

Re-evaluación de los márgenes en la era de la IGRT 814	142
Protección Radiológica del Medioambiente 793	142
Transferencia de Cs y Sr a alimentos en ecosistemas mediterráneos 444	142
Estudio de la respuesta de la cámara PTW SourceCheck 4Pi para fuentes de baja energía mediante simulación Monte Carlo 526	143
PROSPET: Diseño y primeras pruebas de un PET específico para el cáncer de próstata 620	145
Caracterización de la variación con la tasa de dosis absorbida de la respuesta del dispositivo ArcCHECK® 730	147
Diseño de una aplicación para estimar la dosis equivalente en cristalino a partir de la dosimetría de delantal del Centro Nacional de Dosimetría 410	148
Grupo de trabajo Evaluación y seguimiento del control de calidad en Medicina Nuclear 808	150
Aprovechamiento de las imágenes obtenidas a través de tomografía por emisión de positrones (PET-TAC) para tratamientos de radioterapia 773	150
Procedimientos recomendados de dosimetría de pacientes en tratamientos de hipertiroidismo con ¹³¹ I. Grupo de trabajo de dosis tras la administración de radiofármacos de la SEFM. 809	150
Recomendaciones de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) sobre implementación y uso clínico de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) 810	151
Grupo de trabajo Hipertermia Oncológica 811	151
Grupo de trabajo Pruebas de aceptación de equipos de diagnóstico por la imagen 812 . .	152
Planning efficiency of elemets software, a dedicated stereotactic planning system for brain and spine 819	152
Exactrac Dynamic – A new solution combining SGRT and internal anatomy tracking for a broad range of indications 820	152
Radioterapia adaptativa 774	152
Transposición de la Directiva Europea 59/2013 794	153
Dosis ocupacionales por Radón en planta de tratamiento de residuos NORM procedentes de la industria de Oil & Gas en Emiratos Árabes Unidos 596	153
Dosimetría portal de tránsito basada en un algoritmo de cono colapsado 69	156
VALIDACIÓN E IMPLEMENTACIÓN PARA LA DETERMINACIÓN DE ²²⁶ Ra MEDIANTE CENTELLEO LÍQUIDO 419	158
PUESTA EN MARCHA Y RESULTADOS DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA EN VIVO EN RADIOTERAPIA EXTERNA 355	158
Dosimetría in vivo en tratamientos de RT externa basada en imagen EPID 386	159

Desarrollo de un modelo dinámico para estimar concentraciones de radón en interiores. 533	161
Verificación del cálculo de dosis 3D realizada por el software 3DVH basándose en medidas sobre ArcCheck. 389	162
RADIONUCLÉIDOS NATURALES EN UN PERFIL DE COLUMNA DE AGUA EN EL LAGO DE LA CORTA MINERA DE SAN TELMO (SO DE ESPAÑA) 536	165
Estudio de los sinogramas de Tomoterapia mediante la aplicación Sinoplan 642	167
Estudio de la concentración de radón en aire en los lugares de trabajo del CIEMAT 507	169
Corrección de las secciones eficaces de producción de positrones en verificación PET de tratamientos de protonterapia 696	171
RADIOACTIVIDAD NATURAL EN DRENAJES ÁCIDOS MINEROS GENERADOS EN LA CUENCA DEL RÍO ODIEL (SO DE ESPAÑA) 483	173
El Gamma Knife en el tratamiento de las metástasis múltiples 769	175
Dosimetría en terapia metabólica 816	176
Mesa Redonda: Seguridad física de fuentes de radiación. Nuevas indicaciones 799	176
Desarrollo de una solución para dosimetría de área en tiempo real 81	176
Validación de campos pequeños para haces de fotones sin filtro aplanador 113	178
Brainlab Elements MTS multiples 770	180
Propuesta innovadora para la dosimetría personal en radiología intervencionista. Partici- pación de la UPC en el proyecto PODIUM 326	180
Output Factors en dosimetría de campos pequeños: comparación de detectores para haces de 6 MV y 6 MV FFF en el acelerador Versa HD. 93	182
Tomoterapia 771	185
Creación de un modelo Monte Carlo de un acelerador lineal VarianTrueBeam® para un haz 6FFF 448	186
HyperArc 772	187
Caracterización de un material imprimible 3D para la evaluación dosimétrica de tratamien- tos RIO 515	188
Protonterapia 775	189
CNA: ACELERADORES DE PARTICULAS AL SERVICIO DE LA SOCIEDAD 784	190
Centro de Láseres Pulsados (CLPU) 785	190
Mesa Redonda: Novedades sobre el radón - Implicaciones al público del nuevo RPSRI y CTE 800	191
Tratamiento de TBI con VMAT 222	191

Metodología simplificada para la desclasificación de tuberías impactadas por Ra-226+ procedentes de la industria del Oil & Gas 234	194
SPECT-CT DE GANGLIO CENTINELA CON DOBLE ISÓTOPO EN AXILA N+ CON QUIMIOTERAPIA NEOADYUVANTE 233	197
Pymonaco y Autoflow, herramientas de automatización para planificador Elekta Monaco 252	198
INSTALACIÓN DEL PROTOTIPO ‘SuperMUM’ (Proyecto MetroDecom II) PARA LA SEGREGACIÓN Y DESCLASIFICACIÓN DE MATERIALES RESIDUALES PROCEDENTES DE DESMANTELAMIENTOS 628	199
Optimización de dosis en radiología digital portátil de tórax 425	200
Análisis del riesgo frente al beneficio de la técnica VMAT frente a 3DRT en tratamientos de cáncer de mama con cadenas ganglionares 415	202
Estimación de niveles de desclasificación condicional para materiales y residuos contaminados. Proyectos del OIEA. 142	204
Sistema de control de movimiento intrafracción de pacientes en radioterapia. 280	205
Optimización de planes VMAT de mama mediante objetivos de dosis uniforme equivalente (EUD) en los órganos de riesgo con el sistema de planificación Pinnacle. 463	207
Movimiento y caracterización de residuos especiales en CN Vandellós II 660	209
ANALIZAR EL ESTADO DE LOS EQUIPOS DE PROTECCION INDIVIDUAL. SERVEI DE PROTECCIO RADIOLOGICA I RADIOFISICA. 320	210
Sistema informático de gestión de residuos radiactivos hospitalarios 697	212
Experiencia de un técnico de Radiofísica en el uso de un software de gestión de dosis instalado en un equipo de Radiología Digital pediátrica 576	214
Transfer learning con redes neuronales profundas: predicción de dosis en recto y vejiga para VMAT de próstata 555	216
PAPEL ENRESA EN EL PROTOCOLO VIGILANCIA RADIOLÓGICA MATERIALES METÁLICOS. TRANSICIÓN HACIA LA NUEVA DIRECTIVA. 137	218
Comparación del uso de 1 o 2 arcos en técnica de VMAT para pacientes de cabeza y cuello 560	218
Comparación del sistema de planificación Multiple Brain Mets SRS con otros sistemas en tratamientos de radiocirugía craneal con 3 metástasis 549	219
ACELERADOR GUIADO POR RESONANCIA MAGNÉTICA 781	222
Matrices de riesgo 776	223
Curso de actualización: Nuevas magnitudes operacionales (ICRU e ICRP) 802	224
Curso de actualización: Validación de métodos de laboratorio para medidas de radiactividad 801	224

Generación de ITVs a partir de imágenes fluoroscópicas 2D. Comparación con TC inspiración/expiración 123	225
Análisis de posicionamiento para tratamientos de irradiación cráneo-espinal en Tomoterapia Helicoidal 141	228
Prototipo de un sistema de seguimiento a tiempo real para CT 251	230
USO DE MARCADORES FIDUCIALES PARA LA EVALUACIÓN DE PARÁMETROS GEOMÉTRICOS ASOCIADOS AL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO HIPOFRACCIONADO DEL CÁNCER DE PRÓSTATA 316	232
Caracterización de las variaciones interfacción del posicionamiento con un sistema óptico de reconocimiento superficial frente al método convencional en tratamientos de mama 479	233
REPRODUCIBILIDAD INTRA E INTERFRACCIÓN EN LA POSICIÓN DE PACIENTES DE CÁNCER DE MAMA TRATADAS CON LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA CONTENIDA. 190	235
Lista de verificación de la realización de la dosimetría como herramienta para la mejora continua. 387	236
Contorneo automático de órganos de riesgo mediante redes neuronales convolucionales 227	238
ATENUACIÓN DE BLINDAJES PERSONALES EN MEDICINA NUCLEAR PARA DIFERENTES ISÓTOPOS 631	240
Incertidumbres geométricas y dosimétricas en la planificación del tratamiento con TAC en 4D de la radioterapia estereotáctica corporal para tumores pulmonares 411	242
Control de calidad en un mamógrafo con tomosíntesis 649	243
Grupo de trabajo Radioterapia Adaptativa 782	246
COMPARACIÓN DE DOS MÉTODOS DE PLANIFICACIÓN CON VMAT PARA MINIMIZAR DOSIS A INTESTINO EN TRATAMIENTO HIPOFRACCIONADO DE PRÓSTATA. 527 246	
Funciones del Técnico en el servicio de Radiofísica 777	248
Caracterización de protector ocular comercial para tratamiento de conjuntiva 165	248
Determinación del factor de corrección debido a la recombinación iónica por métodos empíricos y comparativa con el valor teórico 523	250
ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE UN DETECTOR DE NaI 485	252
Caracterización de un sistema de dosimetría de luminiscencia por estimulación óptica para uso en auditoría postal de verificación dosimétrica en radioterapia 351	254
Evaluación del detector PTW MicroDiamond T60019 durante el comisionado de campos pequeños de un linac VersaHD. Evaluación de respuesta del detector ante variaciones en la tasa, tamaños de campo, efecto de la radiación dispersa a distintas profundidades y dependencia con la energía. 583	255
Preparación frente a emergencias radiológicas y nucleares: claves para la mejora 653	257

Comparación entre el SRS MapCHECK y la película radiocrómica EBT3 610	258
Maniquí para QA de sistemas de control respiratorio 644	260
Propuesta de Mejora: Uso de Meteorología Real en los Sucesos Iniciales de Proyección de Dosis del Plan de Emergencia Interior (PEI) 235	262
Estado de referencia inicial de las características dosimétricas de un acelerador lineal de geometría anular 636	264
Implementación de técnicas Montecarlo para el incremento de la precisión en la medida de emisores de baja energía mediante espectrometría gamma in situ. 668	267
VALIDACIÓN DEL NUEVO PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN Y MEDIDA DE LA CONTAMINACIÓN EN HERIDAS EN EMERGENCIAS. RESULTADOS DEL LABORATORIO DEL CRC (CIEMAT) EN CAMPAÑA INTERNACIONAL DE INTERCOMPARACIÓN 225	269
Desarrollo de la aplicación Sinoplan para análisis de sinogramas en Tomoterapia 656	271
Plataforma para el calculo dosimétrico con Monte Carlo en GPU. MCGPUTH. 687	273
Medida en cuerpo entero de emisores gamma incorporados por población expuesta en emergencia radiológica y nuclear 285	275
Control de Calidad “end-to-end” del sistema de planificación Multiple Brain Mets SRS 624	277
Pruebas de puesta en marcha del equipo de control de calidad de tratamientos OCTAVIUS-4D 702	279
Dosi-app: Aplicación móvil del CSN para la gestión del control dosimétrico en emergencias 131	281
Radioterapia Guiada por superficie 778	282
Análisis de la calidad de imagen dinámica en equipos fluoroscópicos 314	283
Relevancia del análisis de outliers en la optimizaciones de protocolos de TAC 80	285
Desarrollo de un sistema de purificación de agua para la medida de H-3 in situ en tiempo real 659	287
Pruebas de aceptación de conectividad DICOM en equipos de Radiología Digital Directa 474	289
Nueve años registrando y analizando incidencias en Radioterapia externa 183	291
MÉTODO ANALÍTICO PARA DETERMINAR LA CONCENTRACIÓN DE ACTIVIDAD DE RADIONÚCLIDOS DE PERIODO CORTO 423	293
Determinación de la dosis paciente en radiología intervencionista y cardiología intervencionista mediante el programa de Monte Carlo de transporte de radiación MC-GPU 261	294
¿Es suficiente el uso de organismos de referencia en las evaluaciones del impacto radiológico para proteger a todas las especies de un determinado entorno? 413	295

Ajuste del Índice de Exposición en una sala de radiografía digital con paneles planos de CsI. Aplicaciones. 512	297
Estimación de dosis en cristalino de pacientes pediátricos en el tratamiento de retinoblastoma 308	299
FACILITAR EL ACCESO Y DAR VISIBILIDAD A LAS INFRAESTRUCTURAS PARA HACER I+D EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA: AIR ² Y AIR ² D ² 325	299
Imagen por contraste de fase: Simulación y Experimento 513	300
Informe final del Crystalline Project: gestión del riesgo de cataratas en radiología médica 358	302
Necesidad de reducir las incertidumbres en las evaluaciones de impacto radiológico en el medio ambiente 379	305
Utilización del maniquí Mercury de control de calidad en tomografía computerizada para caracterizar protocolos. Nuevas métricas de control de calidad del report de la AAPM TG233 673	306
Dosis periférica en radioterapia de patología benigna de rodilla y riesgo asociado 516	308
ESTIMACIÓN DE DOSIS POR EXPOSICIÓN AL TERRENO A PARTIR DE LAS CONCENTRACIONES DE ACTIVIDAD MEDIDAS EN MUESTRAS DE SUELO. FACTORES QUE INTERVIENEN EN EL CÁLCULO 529	309
ESTIMACION DE KERMA EN AIRE EN EL DETECTOR DIGITAL A PARTIR DE VALORES DE INDICE DE EXPOSICIÓN DE ESTUDIOS DE RADIOLOGÍA DIGITAL 726	310
Radiation Safety: Present and future challenges associated with the use of ionizing radiation 821	312
MEDIDA DE RADÓN EN LA INSTALACIÓN RADIATIVA DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS. COMPARACIÓN CON LA DOSIS OCUPACIONAL. 502	313
Radiación gamma natural en la isla de La Gomera, Islas Canarias 495	314
Análisis de series temporales de Radón “indoor” mediante herramientas Wavelet 370	316
La Red Latinoamericana para la Educación y la Capacitación en Tecnología Nuclear – LALATN y su aporte en la Gestión del Conocimiento 822	318
Nuevos algoritmos para QA de paciente 817	318
Herramientas IA en RayStation 818	319
Radiation safety programme of the IAEA: understanding the challenges in selected areas of radiation safety 803	319
Evaluación anual de los resultados de la prueba de coincidencia luz-radiación implementada con un programa de elaboración propia 274	319
Repetibilidad y Reproducibilidad de errores del sistema de control diario Startrack en medida de dosis absoluta 492	320

Caracterización de la trayectoria por la fuente en el aplicador Venezia 716	322
Programa para el cálculo de la relación de captación tumor-tejido en la planificación de tratamientos de radioembolización con microesferas de itrio-90 736	323
Puesta en marcha de un CT de planificación de radioterapia usando el algoritmo de recon- strucción DirectDensity™ 710	324
Niveles de referencia en radiología convencional de adultos del Sistema Navarro de Salud 693	325
Sincrotrón ALBA 786	327
Cambios en el volumen y posición de la próstata. Influencia de la adquisición con o sin fiadores en los catéteres flexibles para tratamientos de alta tasa. Estudio preliminar. 375	327
VARIACIÓN TEMPORAL DEL FACTOR DOSIS-CARGA DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN DE VOLUMEN PEQUEÑO 50	328
IMPLICACIONES DOSIMÉTRICAS DEL CÁLCULO DOSIS AGUA DOSIS MEDIO 160	330
Cálculo independiente de dosis en planificaciones VMAT 711	332
EFFECTO DE LA ANATOMÍA DEL RECTO Y VEJIGA SOBRE EL MOVIMIENTO INTRAFRAC- CIÓN DE LA PRÓSTATA EN UN TRATAMIENTO HIPOFRACCIONADO 209	333
Optimización del dosimetric leaf gap en Mobius3D para técnicas moduladas 276	335
Estrategia del OIEA para fortalecer la seguridad y protección radiológica en América Latina y el Caribe. Resultados, alianzas y perspectivas 790	336
Tratamiento hipofraccionado de mama con boost integrado de electrones 357	336
FLUJO DE TRABAJO MÁS EFICIENTE MEDIANTE EL USO DE PROTOCOLOS CLÍNICOS 90	338
OSIFICACION HETEROTÓPICA EN EL CODO: TRATAMIENTO RADIOTERAPICO EM- PLEADO, RESULTADOS Y EVOLUCIÓN POSTERIOR 180	340
Implementación y automatización del flujo de trabajo de radioterapia externa en Mosaicq 551	341
Optimización del proceso radioterápico con la puesta en marcha de un acelerador Versa HD (Elekta) 665	344
Estudio de las interrupciones para tratamientos de cabeza y cuello con VMAT 519	346
Implantación de un Flujo de Trabajo “paperless” en Radioterapia a partir de Vías Clínicas en ARIA 89	348
VERIFICACIÓN GEOMÉTRICA DE COLISIONES MEDIANTE SIMULACIÓN 3D VIRTUAL DE ACELERADOR ELEKTA SYNERGY 537	350
Marcapasos en irradiación de mama: nuestra experiencia clínica. 327	352

Una lista de física optimizada en precisión y velocidad para simulación de radioterapia externa con Geant4 729	353
MODELOS PREDICTIVOS DE LAS MÉTRICAS DEL HISTOGRAMA DE RECTO Y VEJIGA EN TRATAMIENTOS DE IMRT DE PRÓSTATA. 57	355
Segundo análisis MARR tras la implementación de nuevas barreras 376	357
INTENSIFICACIÓN DE DOSIS DE RADIOTERAPIA EN LESIÓN DOMINANTE INTRAPROSTÁTICA MEDIANTE LA TÉCNICA DE MODULACIÓN VOLUMÉTRICA DE ARCO PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE PRÓSTATA LOCALIZADO (CLINICAL TRIAL CAP-VMAT-DIL; NTC03030625) 246	358
Comparación del algoritmo AXB con el AAA en las planificaciones de SBRT de Pulmón 71 360	
Volumen de Cálculo Oculto en Eclipse con AAA 94	361
EXACTITUD DEL SISTEMA DE CÁLCULO ECLIPSE PARA PLANIFICACIÓN RADIOQUIRÚRGICA MEDIANTE INTENSIDAD MODULADA 292	362
ALGORITMO AXB FRENTE A AAA EN SBRT ESPINAL 70	363
Papel de la Imagen de Resonancia Magnética Multiparamétrica en la implementación de Radioterapia Focal sobre nódulo dominante en cáncer de próstata 315	365
3DSlicer. Segmentación semiautomática de lesiones en patología pulmonar y cerebral. Validación del software y verificación del contorno realizado en una intercomparación especialista- máquina. 197	366
Aplicación web para el estudio de toxicidades en tratamientos de radioterapia aplicando técnicas de minería de textos 431	368
OBTENCIÓN DE IMÁGENES CBCT 4D EN UN ACCELERADOR VARIAN TRILOGY 554 . .	370
ESTUDIO DEL BOLUS DE ALTA DENSIDAD EXASKIN PARA SU USO EN TRATAMIENTOS CON TOMOTERAPIA HELICOIDAL 528	371
COMPARACIÓN DE TRES PROGRAMAS DE CÁLCULO DE CARACTERÍSTICAS RADIÓMICAS 44	373
Modelo predictivo de fibrosis tardía en radioterapia de cáncer de mama 371	375
Implementación de algoritmos MAR para el procesamiento de imágenes TC mediante herramientas libres de programación 416	377
Verificación clínica del algoritmo de reconstrucción TC Direct DensityTM de Siemens 122 379	
Optimización y validación de sistema de segmentación semiautomática sometido al contorno del corazón con imágenes de TC con contraste. 51	381
Evaluación de los registros deformables en pacientes de cabeza y cuello tratados en radioterapia mediante diferentes métricas 105	383
DOSIS EN MAMOGRAFIA. RESULTADOS PRELIMINARES, PROYECTO DOPOES 2. 639	385
Gestión de dosis en TC 77	386

Estudio de la dependencia funcional de la selectividad de los métodos de rechazo de la radiación dispersa 224	387
Optimización de técnicas pediátricas en RX portátil de una UCI neonatal 58	389
Estudio de la dosis impartida por los equipos convencionales de radiodiagnóstico cuando se hace uso del sistema de CAE 319	390
Mamografía: del CR al panel Plano. 62	392
NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS LOCALES PARA LOS CINCO ESTUDIOS MÁS COMUNES DE TC EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS 731	394
ANÁLISIS Y REGISTRO AUTOMATIZADO DE CALIDAD DE IMAGEN EN TOMÓGRAFOS DE EMISIÓN DE POSITRONES 194	396
Optimización de la protección radiológica en cardiología intervencionista mediante un sistema de dosimetría de lectura directa 715	399
Niveles de Referencia para Diagnostico en procedimientos de cardiología intervencionista pediátrica del Hospital Roberto de Rio. 237	401
Radiología convencional digital pediátrica, ese gran olvidado 159	403
Análisis de las dosis impartidas en procedimientos de Cardiología Intervencionista. 259	405
DOSIMETRÍA EN TOMOSÍNTESIS DIGITAL DE TÓRAX. UNA EVALUACIÓN PRELIMINAR A SU IMPLANTACIÓN EN LA REGIÓN DE MURCIA 238	407
Niveles de Referencia Diagnósticos locales en procedimientos pediátricos de Radiología Intervencionista 103	409
Niveles de referencia de dosis locales en procedimientos intervencionistas de cardiología 182	412
¿Cómo afecta la activación de la doble energía en Tomografía Computarizada a la dosis? 383	414
Análisis de los indicadores de dosis en exploraciones simples de Radiología General. 264	416
Cámaras de transmisión en equipos de Radiodiagnóstico: Influencia en la DSE del paciente 454	418
Dosis de Referencia en Diagnóstico de Granada. Tomografía computerizada e Intervencionismo. 565	420
REDUCCIÓN DE DOSIS EN ESTUDIOS DE TC 139	422
DICOM y sistema de registro en radiología: Propuestas de mejora. 647	424
BÚSQUEDA DE UN PROCEDIMIENTO ALTERNATIVO PARA AJUSTAR LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE UN SISTEMA DE IMAGEN 384	425
Estudio de la dosis depositada por Tomografía Computarizada de tórax en pacientes pediátricos de dos años de edad. 724	427

Validación de un algoritmo de ajuste no lineal para deconvolución del modelo de Tofts extendido en exploraciones DCE-CT 262	428
Reducción de dosis a los pacientes tras la implementación de la Reconstrucción Iterativa IDOSE4. 63	429
Implementación QATrack+ para el control de calidad en radiodiagnóstico y medicina nuclear 117	432
ESTIMACIÓN RÁPIDA DE LA DOSIS ABSORBIDA POR LOS ÓRGANOS DURANTE UNA TOMOGRAFÍA CON EL ESCÁNER DISCOVERY ST8 47	434
INFLUENCIA DE LA POSICIÓN DEL EXPOSÍMETRO AUTOMÁTICO EN LA DOSIS GLANDULAR Y LA CALIDAD DE IMAGEN EN UN MAMÓGRAFO CR 422	435
Impacto de la reconstrucción iterativa en los niveles de referencia de TC pediátricos. 205	437
Utilización de Material de Protección en Exploraciones Simples en Radiodiagnóstico Pediátrico 167	438
CALCULO DE DOSIS EFECTIVA EN ESTUDIOS DE TOMOSINTESIS EN EQUIPOS DE RAYOS X CONVENCIONAL. 700	439
Establecimiento de niveles de referencia diagnósticos en exploraciones de TC en adultos de la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia 130	441
Dosis de Referencia en Diagnóstico de Granada. Exploraciones convencionales y de mamografía 534	443
Limitaciones al establecer los Niveles de Referencia de Dosis en procedimientos Pediátricos de TC en nuestro hospital según RP N° 185 530	445
Experiencia con un protocolo de baja dosis para CT en tórax 354	448
Evaluación de la variación temporal de la calidad de imagen en el control de calidad de tomografía computarizada 282	449
Determinación de la curva de transferencia entre concentración de contraste e incremento de unidades Hounsfield 260	451
Resultados del algoritmo de superposición en energías de radiodiagnóstico en el tejido hueso 651	453
Indicadores de dosis en mamografía en el Servicio Navarro de Salud 126	454
Dosis a pacientes en una sala de radiología vascular intervencionista 538	455
Caracterización de un equipo CT portátil para intervenciones quirúrgicas 345	457
Análisis de los indicadores de dosis en exploraciones de Radiología simple pediátrica. 266	459
Control de la optimización de la dosis al paciente en Angiografía Cerebral mediante software de registro dosimétrico 439	462
Niveles de referencia en radiodiagnóstico pediátrico del Sistema Navarro de Salud 704 . .	464
SOLUCIÓN AL CÁLCULO DE DOSIS EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL 571	466

Creación y optimización de protocolos pediátricos para la adquisición de imágenes planares con kilovoltaje en equipo de imagen integrado en acelerador lineal 279	468
Utilidad de un programa de registro de dosis para el seguimiento de pacientes de radiología intervencionista con riesgo de desarrollar lesiones. 478	469
Plug-in para análisis imágenes de control de calidad de mamografía, “CC mamó”. 328 . .	471
Software propio para el análisis del bajo contraste 669	473
Verificación de los niveles de referencia del Producto Dosis Longitud (DLPs) para estudios craneales con TAC en el Hospital Universitario Son Espases (HUSE) 652	475
Puesta en marcha de un sistema de calidad en Protección Radiológica en hospitales privados de alta complejidad 73	477
Establecimiento de Niveles de Referencia Locales en los Hospitales de Granada. Metodología 456	477
Cuantificación de la reducción de dosis para los protocolos más representativos en tomografía computarizada para dos equipos con diferente software. 508	479
Efecto de la técnica del air gap en la calidad de imagen de procedimientos de radiología intervencionista sin rejilla antidifusora 720	481
Aplicación de la Directiva 2013/59 EURATOM en procedimientos pediátricos de Radiología Digital y Cardiología Intervencionista 253	483
Determinación de la masa captante de la glándula tiroides en pacientes con hipertiroidismo mediante gammagrafía planar con Tc-99m 588	485
Protección radiológica y dosimetría en tratamientos de neuroblastoma con I131-mIBG 552	486
Estudio calidad de imagen PET/CT digital con tecnología ToF. Comparativa PET/CT digital Vs. PET/CT analógico. 388	487
Análisis de las correcciones de radiación dispersa y de respuesta colimador-detector en reconstrucción de estudios de SPECT/CT de Lu-177 con maniqués de distintas geometrías 418	490
Modelo de Partición en los estudios de Radioembolización con Y-90: Impacto del método empleado para determinar el índice TN en las dosis absorbidas 558	491
Estudio de convergencia de los coeficientes de recuperación de contraste en un PET/TC Digital Vereos para la optimización de protocolos. 269	493
Corrección de atenuación en equipos PET-RM. Comparación de métodos mediante simulación Montecarlo 645	495
RADIOEMBOLIZACIONES CON Y-90: DIFERENCIAS ENTRE LA ACTIVIDAD PRESCRITA Y LA ADMINISTRADA 535	497
Calibración de un contador de pozo para medidas cuantitativas de muestras de sangre en tratamientos con Lu-177 135	499
Medidas para la dosimetría con programa comercial en nueva técnica con Ho-166. 738 . .	501

Planificación de tratamientos de hepatocarcinoma monolobular con Y90 mediante imagen SPECT 569	503
Establecimiento y optimización del protocolo de protección radiológica en pacientes sometidos a tratamiento de metástasis en tumores neuroendocrinos con Lu-177 162	505
METODO BASADO EN LA TRANSFORMADA DE FOURIER PARA DETERMINAR EL DIAMETRO DE LAS LESIONES EN IMAGEN 2D CON I-131 566	505
Determinación de la concentración de impurezas en actividad de Ge-68 en una muestra de Ga-68 712	508
Radioembolizaciones con Y-90: Comparación de Therasphere y Sirtex 662	510
DOSIMETRÍA PRE Y POS EN TERAPIA METABÓLICA. RESULTADOS CLÍNICOS. 570	511
Eficiencia de detección en una gamma-cámara en función del radio de giro del SPECT 428 514	
EVALUACIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN SEGÚN LOS PROTOCOLOS NEMA Y DEL EQUIPO 499	515
Optimización de protocolos para la mejora de la imagen PET/CT modificando distintos parámetro de reconstrucción 618	517
Estimación de la dosis absorbida en pacientes tratados con Ra223 678	518
Desarrollo de una aplicación para el análisis de la uniformidad en PET 606	519
Uso de un código de Monte Carlo para la obtención de los factores <i>S</i> -vóxel empleados en dosimetría con radiofármacos 132	521
Construcción de kernels de convolución a partir de Perfiles Radiales de Dosis obtenidos mediante método Monte Carlo para la dosimetría de pacientes en Medicina Nuclear 466	524
Aceptación y estado de referencia de la gammacámara portátil Sentinella 102. 364	526
Determinación de la sensibilidad volumétrica en gammacámaras 617	528
Cálculo del período efectivo de semidesintegración del 177Lu en el tratamiento de pacientes con tumores neuroendocrinos. 338	530
Estimación del error asociado al remuestreo mediante interpolación trilineal en imágenes SPECT y PET para realizar dosimetría interna de pacientes tratados con radionucleidos 458	531
Dosimetría de radioembolizaciones con Holmio 166: Estudio del factor de calibración de una gammacámara 667	534
Primeros pasos para un protocolo de calibración que permita la cuantificación de las imágenes SPECT en estudios multicentricos 601	535
Evaluación de los niveles de dosis de referencia en estudios PET/CT 329	537
¿Está el valor de Uniformidad Intrínseca inequívocamente definido?: Dependencia con tamaño de pixel. 441	538

Análisis de las dosis impartidas en los estudios realizados con un PET/CT digital 359 . . .	540
Experiencia de nuestro centro en la implantación de la técnica de Radioembolización con 90Y. 595	542
Viabilidad de la reducción de márgenes en SBRT pulmonar con Tomoterapia para patrones respiratorios periódicos 330	544
Estimación de márgenes en el PTV en tratamientos de próstata con hipofraccionamiento moderado 146	545
ANÁLISIS DE LOS MÁRGENES EN SBRT PULMONAR 337	547
MÁRGENES DEL PTV DESDE EL ITV EN SBRT DE PULMÓN CON CBCT-TC4D COMO SISTEMA DE GUIADO 304	549
VERIFICACIÓN DEL SISTEMA 4D DEVICELESS DE GE PARA LA DEFINICIÓN DEL ITV EN PULMÓN 453	551
Implementación en la rutina clínica diaria del protocolo de radioterapia guiada por la imagen y valoración de la radioterapia adaptada 489	554
Diseño y automatización de un protocolo eNAL de verificación y corrección de posicionamiento en radioterapia externa 148	555
¿Es adecuado aproximar la incertidumbre del movimiento respiratorio como un tercio de la amplitud de pico a pico? 503	557
Incertidumbre intrafracción en SBRT de páncreas 482	559
Estimación de la dosis recibida por lesiones móviles 189	561
EVALUACIÓN DE LA CÁMARA 3D ORBBEC ASTRA S PARA SU USO EN RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE 185	562
Incertidumbre intrafracción en SBRT de hígado 494	564
TRATAMIENTOS DE SBRT ADRENAL EMPLEANDO LA TÉCNICA DE DAMPENING CON EL SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN EXACRADLE 633	566
Procedimiento para evaluar rápidamente la necesidad adaptativa de un tratamiento de oncología radioterápica 497	568
Detección de estructuras en movimiento en estudios pulmonares de MVCT de Tomoterapia 169	569
Análisis de márgenes ITV-PTV en SBRT de pulmón y su influencia en la cobertura del GTV en cada fracción de tratamiento 518	571
Cuantificación del efecto interplay en cáncer de pulmón. 347	573
Variabilidad de la amplitud respiratoria en tratamientos de SBRT 490	574
Repercusión de movimientos longitudinales no cíclicos en SBRT vertebral con Tomoterapia. 608	575
OPTIMIZACIÓN DEL POSICIONAMIENTO PRONO EN EL CARCINOMA DE MAMA 230	578

EFICACIA DEL SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN DE SBRT DE PULMÓN USANDO EN EL H.U 12 DE OCTUBRE 306	580
Comparación de la precisión del posicionamiento para SBRT pulmonar usando dos sistemas de inmovilización diferentes 614	581
VARIACIÓN DEL VOLUMEN DE LAS GLÁNDULAS PARÓTIDAS DURANTE LA RADIOTER- APIA 539	583
Protocolo de IGRT en tratamientos de SBRT Pulmonar 567	585
Desplazamientos de mesa con el protocolo NAL ¿Cuál es el umbral óptimo a partir del cual realizar desplazamientos? 153	587
Movimiento respiratorio en tumores de páncreas tratados con SBRT 484	589
Simulación del Movimiento Respiratorio para SBRT de pulmón tratado con la técnica de VMAT 229	591
EVALUACIÓN INICIAL DE UN NUEVO SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN PARA SBRT PULMONAR 87	592
Aplicaciones de la radioterapia adaptada en la rutina clínica 480	594
Control de calidad, dosimetría física y clínica realizada en un acelerador de electrones móvil para radioterapia intraoperatoria MOBETRON 298	596
ADAPTACIÓN DE UN MANIQUÍ COMERCIAL DE CONTROL DE CALIDAD TC PARA SU USO EN SIMULACIÓN VIRTUAL DE RADIOTERAPIA 198	598
Exactitud de posicionamiento de los MLC Agility y Millenium en función del ángulo de gantry 271	601
Desarrollo de una aplicación para el análisis de contraste-resolución del EPID 661	603
Estabilidad y Precisión del sistema OBI respecto al giro de Gantry 520	605
Herramienta Web para el control de calidad de un ALE TrueBeam 173	608
EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL MLC DEL TRUEBEAM UTILIZANDO LA INFORMACIÓN RECOGIDA DIARIAMENTE EN LOS TRAJECTORY LOGS 175	610
PROGRAMA PARA EL ANÁLISIS AUTOMÁTICO DE GRUPOS DE IMÁGENES DEL TEST DE WINSTON-LUTZ EN ImageJ 541	611
DOS AÑOS DE RESULTADOS EN LA VERIFICACIÓN DE LOS EQUIPOS DE RADIOTER- APIA GUIADA CON LA IMAGEN MEDIANTE EL MANIQUÍ ACRÍLICO DE RADIA- TION PRODUCTS DESIGN 112	613
DESARROLLO DE UN PROGRAMA INFORMÁTICO PARA PREDECIR COLISIONES EN RADIOTERAPIA EXTERNA CON ACELERADOR LINEAL 362	614
Adaptación del IAEA-TECDOC-1583 a la puesta en marcha de técnicas moduladas 256	616
Control de calidad de las cuñas mediante un procedimiento de doble exposición 675	618

INCORPORACIÓN Y SEGUIMIENTO DE NUEVOS INDICADORES EN EL PROCESO DE PLANIFICACIÓN Y SU REPERCUSIÓN EN EL SISTEMA DE GESTIÓN DE CALIDAD 363	621
Control de calidad del MLC dinámico con imagen portal. 291	622
Implantación de sistema de gestión de base de datos Qa track+ 156	623
CONTROL DE LA ESTABILIDAD DEL GAP DINÁMICO DE UN COLIMADOR MULTI-LÁMINA (MLC) PARA SU USO EN TÉCNICAS MODULADAS DE RADIOTERAPIA CON UNA MATRIZ DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN 582	624
Medidas de la calidad del haz y de la dosis de referencia para los haces sin filtro 397 . . .	626
VERIFICACIÓN DE HACES DE RADIACIÓN USANDO DATOS DE REFERENCIA PUBLICADOS 34	627
Pruebas para el control de calidad en equipos de radiografía convencional con tomosíntesis. 517	628
Comparación dosimétrica entre algoritmos tipo-B y tipo-C en la planificación de SBRT de pulmón. 629	631
Niveles de referencia en tomografía computerizada de adultos del Sistema Navarro de Salud 688	632
Cálculo de la Función de Transferencia de Modulación de un hilo mediante Excel 685 . .	634
Radiation safety programme of the WHO: a public health perspective 804	636
Claves de la Evolución Humana 813	636
IMPACTO DOSIMÉTRICO DE LA RADIOTERAPIA GUIADA POR LA IMAGEN SOBRE VOLÚMENES REALES DE TRATAMIENTO 54	636
Planificación comparativa de una mama bilateral con un solo isocentro: 3D Conformada vs IMRT. 102	638
Medida de Simetría con QuickCheck 129	640
Comparación entre DailyQA y Machine Performance Check para la verificación diaria de la constancia de la dosis absorbida de referencia 188	641
Quality Assurance of Registration Algorithms in Eclipse 13.7 using the guidelines of the AAPM TG132 283	644
INFLUENCIA DE LA TASA DE RADIACIÓN EN LA SIMETRÍA DE UN HAZ DE FOTONES 722	646
Comparativa de estabilidad de cámaras de ionización empleadas en dosimetría absoluta en Radioterapia 385	647
Detectabilidad de errores en campos estáticos en el MLC Agility empleando un software de elaboración propia 150	650
Estudio de la respuesta del SRS MapCHECK al variar el ángulo de incidencia 602	652

Determinación del parámetro DLG a partir de distintos casos de planificaciones VMAT	621 653
EVALUACIÓN DEL MÓDULO “WINSTON-LUTZ” DE LA PLATAFORMA PYLINAC	346 . 655
Evaluación de la detectabilidad de errores en el posicionamiento del CML	599 656
Gestión de una base de datos con medidas e informes de control de calidad de radioterapia	493 657
EVALUACIÓN DE LA EXACTITUD POSICIONAL DE LAS LÁMINAS DEL MLC USANDO EL TEST “PICKET FENCE”	403 659
Implantación de un protocolo de control de calidad para CT4D	670 659
Puesta en marcha de Compass para técnicas de VMAT	360 661
Análisis cuantitativo automatizado, con Pylinac, de un sistema RapidArc: un año de experiencia.	106 662
END-TO-END TEST UTILIZANDO MANIQUÍ EASY CUBE®	486 664
Análisis estadístico de los criterios de aceptación durante la verificación QA de tratamientos de VMAT	296 666
Estudio de la arcoterapia volumétrica modulada con tasa de dosis constante como alternativa a la radioterapia de intensidad modulada de campos estáticos en modalidad sliding windows para tratamientos de próstata	193 668
Planificación de una irradiación corporal total (TBI) mediante un planificador Eclipse®.	214 670
Calibración de TC y comparativa de planificación	324 671
Planificación inversa con AcurosXB en volúmenes que contengan aire: Problemática y solución.	307 674
Comparativa de objetivos gEUD con objetivos DVH en tratamientos de próstata con VMAT planificados con Pinnacle	196 675
COMPARACIÓN DEL IMPACTO SOBRE DOS TÉCNICAS DE IRRADIACIÓN PARA EL TRATAMIENTO DEL CÁNCER DE MAMA DE LA VARIACIÓN DEL POSICIONAMIENTO DEL ISOCENTRO	657 677
Experiencia de SBRT de Pulmón en el Hospital do Meixoeiro de Vigo	634 679
COMPARACIÓN ENTRE TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA EN CÁNCER DE PRÓSTATA.	603 681
Tratamiento radical planteado con técnicas volumétricas con unión de bajo gradiente de dosis como técnica eficaz para el tratamiento de patología pulmonar altamente invasiva.	52 682
Influencia en la dosimetría debida a la elección de la estructura objetivo de optimización en radioterapia holocraneal con protección de hipocampo empleando VMAT.	250 684
Comparación del IC en tratamientos de RCU usando la técnica de arcoterapia dinámica conformacional 3D, (3D-DCA) con arcos no coplanares, en función de las amplitudes de arco.	424 686

Implementación de VMAT para Irradiación Total de Médula Ósea (TMI) como alternativa a la Irradiación Corporal Total (TBI) convencional 719	688
SBRT de cáncer de pulmón con tomoterapia y estudio comparativo con un acelerador lineal. 281	689
PLANIFICACION DE TRATAMIENTOS DE MAMA MEDIANTE UNA TECNICA SIMPLE DE DOSIMETRIA INVERSA STEP&SHOOT 32	691
Estimación de la mínima distancia para evitar el solapamiento entre campos de electrones 108	692
Evaluación del incremento de dosis en mama hipofraccionada debido a la sobreimpresión del lecho tumoral. 443	694
Técnica híbrida forward IMRT & VMAT para el tratamiento de boost integrado simultáneo de mama en radioterapia 109	696
Tratamientos de próstata con mARC vs. IMRT: análisis de los objetivos dosimétricos estratificado por la extensión del volumen blanco 714	698
CREACIÓN AUTOMÁTICA DE SUBVOLÚMENES PTV PARA SU OPTIMIZACIÓN EN HISTOGRAMA: ALGORITMO Y MACRO 447	701
On the validity of density overrides for lung PTV through model theory 476	702
Evaluación de la dosis total de un tratamiento combinado de radioterapia intraoperatoria y radioterapia externa. 92	704
Irradiación bilateral de mama mediante técnica VMAT monoisocéntrica 215	705
COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TECNICA HIBRIDA IMRT Y VMAT PARA CASOS CLÍNICOS DE CÁNCER DE CABEZA Y CUELLO. 641	707
Estudio de la viabilidad del cambio de densidad electrónica del ITV en tratamientos de SBRT pulmonar realizados en MONACO, resultados preliminares. 98	709
Radioterapia Externa de Intensidad Modulada Tras Braquiterapia en Cáncer de Próstata Recurrente 577	711
METODOLOGIA PARA LA IRRADIACION CORPORAL TOTAL (TBI) CON TOMOTERAPIA HELICOIDAL 525	712
ESTUDIO DE SBRT DE PRÓSTATA CON TOMOTERAPIA 286	713
Comparación radiobiológica de técnica de lágrima para planeación de tratamientos de cáncer de mama en un sistema de Tomoterapia. 299	715
Radioterapia holocraneal con protección de hipocampos 45	716
Comparativa de la irradiación de mama en VMAT con diferentes configuraciones de arcos 219	718
Irradiación corporal total con Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada 638 . . .	719
Planificación Automatizada de Tratamientos 3DCRT 568	721

SBAP: Un algoritmo automatizado para generar volúmenes en forma de capas en optimización de planes IMRT en Philips Pinnacle 297	723
AUTOMATIZACIÓN DE TAREAS EN ECLIPSE CON AUTOHOTKEY 434	725
IRRADIACIÓN PROFILÁCTICA CRANEAL CON PROTECCIÓN DE HIPOCAMPO MEDIANTE IMRT DINÁMICA (SLIDING WINDOW) 303	728
NUEVA TÉCNICA DE ARCOTERAPIA MONOISOCÉNTRICA PARA CARCINOMA DE MAMA BILATERAL 694	729
Verificación de los límites de dosis absorbida para planificaciones con AcurosXB 305 . . .	731
SBRT en metástasis hepáticas. Evaluación de dosis impartida en OAR más próximo por medio del registro deformable de imagen 698	732
Comparación de dosimetrías en tratamientos de cáncer de mama con técnica IMRT y VMAT 248	734
Planificación Basada en el Conocimiento. Primeras Impresiones con RapidPlanTM. 323 .	737
DATOS DOSIMÉTRICOS EN TRATAMIENTOS HIPOFRACCIONADOS CON VMAT EN CA DE MAMA LOCALMENTE AVANZADA: RESULTADOS PRELIMINARES 500 . .	739
Implementación de la VMAT para el tratamiento del meduloblastoma 407	741
Tomoterapia y técnicas de VMAT. Comparación de tratamiento radical para el caso del mesotelioma pleural maligno (MPM). 53	742
Comparativa 3D-CRT vs IMRT en tratamientos de mama con afectación de cadena ganglionar mamaria interna. 655	745
Optimización automática de planificaciones de mama izquierda con el planificador Monaco 352	746
Variación de la Complejidad de los Planes de Tratamiento como función del Algoritmo de Optimización 708	747
RESULTADOS DOSIMÉTRICOS DE PLANIFICACIONES DE SBRT PULMONAR CON VMAT 91	749
Estudio de parámetros dosimétricos para SBRT de pulmón con varios volúmenes de tratamiento 317	751
IMPLICACION EN LA RADIOTERAPIA DEL CÁNCER DE MAMA DE LA PRESENCIA DE DISPOSITIVOS INTRATORÁDICOS 138	753
PLANIFICACION DE TRATAMIENTOS PALIATIVOS COMPLEJOS MEDIANTE SEGMENTOS SENCILLOS DISEÑADOS POR DOSIMETRÍA INVERSA (STEP&SHOOT) 31 . . .	753
Influencia de la longitud de arco en tratamientos de VMAT sobre los órganos de riesgo 682	755
Tratamiento de holocráneo con protección de hipocampo (HA-WBRT) y boost simultáneo integrado (SIB) para metástasis múltiples. Estudio comparativo entre Tomoterapia e IMRT en acelerador convencional. 114	757

Diferencias en el tratamiento de radiocirugía estereotáctica craneal con el micromultiláminas Apex frente al multiláminas Agility 543	759
First clinical experience and evaluation of DoseCHECK – a secondary dose calculation solution. 733	760
EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE PLANES DE IMRT USANDO LOS GOLDEN BEAM DATA DE VARIAN 27	761
Control de calidad pre-tratamiento de planes VMAT. 301	764
VERIFICACIÓN SECUNDARIA MEDIANTE MONTECARLO DEL CÁLCULO DE DOSIS EN PLANIFICACIONES DE SBRT DE PULMÓN CON ACUROS XB . 174	765
¿Cómo afecta a la verificación de una VMAT el cambio de dosis de tratamiento? 728	768
10 años de experiencia con Dosimetría Portal en la verificación pre-tratamiento de planes IMRT 374	769
Influencia de la mesa en los resultados del Octavius 4D en un Versa HD 607	771
VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN LAS ZONAS DE UNIÓN DE CAMPOS EN TRATAMIENTOS CRANEOESPINALES CON VMAT 498	773
Control de calidad de tratamientos de SBRT con VMAT 119	775
Dosimetría en ICT mediante placa EBT3 104	776
EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS DE MAMA CON RADIOTERAPIA EXTERNA CON LA TÉCNICA DE DEEP INSPIRATION BREATH HOLD 556	778
Influencia de la posición del isocentro en la verificación de planes de tratamiento 578	781
HERRAMIENTA DE RECÁLCULO POR MONTE CARLO, DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MONACO DE ELEKTA, DE TRATAMIENTOS CALCULADOS POR OTROS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN 717	783
Medida de la dosis periférica superficial en un acelerador lineal de electrones: comparativa entre haces con (FF) y sin filtro aplanador (FFF) empleando película radiocrómica EBT3. 152	784
COMPARACIÓN ENTRE DOS MÉTODOS DE CÁLCULO DE DOSIMETRÍA PORTAL 184	787
¿ES SUFICIENTE EL ANÁLISIS GAMMA 2D PARA TÉCNICAS VOLUMÉTRICAS? 284	789
Dosimetría in vivo con Dosimetry Check: experiencia clínica inicial 505	791
Influencia de varios factores en los resultados de la prueba de índice gamma obtenidos con un detector tridimensional 734	793
Estudio de la influencia de la velocidad del brazo y la tasa de dosis en los tratamientos de SBRT de próstata con VMAT 394	795
Verificación pretratamiento de planificaciones craneo-espinales con Tomoterapia y SNC ArcCHECK 509	796
Aplicación práctica de las recomendaciones del informe AAPM TG-218 120	798

Verificación de dosis de modos sin filtro mediante el sistema de imagen portal: 635	800
Control de calidad pretratamiento con sistema de imagen portal IviewGT 163	801
Comisionado del sistema de dosimetría inVivo iViewDose 623	803
Comprobación de verificaciones de tratamientos de IMRT con hemicampos 405	804
Uso del sistema iViewDose como herramienta de verificación pretratamiento 540	805
Análisis de métricas de complejidad y predicción del índice gamma en tratamientos con VMAT 442	807
IMPLANTACIÓN EN C.N. VANDELLOS II DE LA DESCLASIFICACION INCONDICIONAL DE LA CHATARRA RESIDUAL 373	809
Métodos aplicables a la Determinación de los Factores de Escala en la Caracterización para el Desmantelamiento 438	810
¿Gestión del Lu 177m? 61	812
Gestión del residuo radiactivo sólido en una unidad de terapia metabólica. 133	814
Verificación retrospectiva de un método alternativo de caracterización de material residual con contenido radiactivo de Medicina Nuclear 739	815
MODELIZACIÓN DE UN CZT POR MONTECARLO Y SU APLICACIÓN A LA GESTIÓN DE RESIDUOS. 154	817
PROCEDIMIENTO DE ACTUACIÓN EN LAS OPERACIONES DE VENTEO CONTROLADO DE FUENTES DE KR-85 97	818
Niveles de referencia de WENRA en relación con la seguridad en el tratamiento y el acondicionamiento de los residuos radiactivos 121	819
CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE AGUAS EMBOTELLADAS EN ESPAÑA PARA CONSUMO HUMANO 245	820
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE UN EQUIPO LECTOR DE DOSÍMETROS PERSONALES HARSHAW 6600 111	822
ANÁLISIS DE Pu-241 EN MUESTRAS INDUSTRIALES Y AMBIENTALES 421	823
CREACIÓN DE UNA HERRAMIENTA EN MATLAB PARA EL CÁLCULO Y VERIFICACIÓN AUTOMÁTICOS DE BLINDAJES EN INSTALACIONES DE PET-CT 267	824
INTERCOMPARACIONES ENTRE LABORATORIOS DE RADIATIVIDAD AMBIENTAL EN ESPAÑA: PASADO, PRESENTE Y FUTURO 590	826
EVALUACIÓN DE LA EXPOSICIÓN AL RADÓN EN LA CUEVA DE POZALAGUA 563	828
LECCIONES APRENDIDAS EN LA DESCLASIFICACIÓN DEL SUBSUELO Y PARAMENTOS DE UN EDIFICIO DEL CIEMAT 240	829
Análisis de la concentración de ⁷ Be y actividad beta total en aerosoles atmosféricos, mediante la comparación de varias técnicas de reducción de dimensionalidad. 585	830

Red de monitores de radiación en el Sincrotrón ALBA 626	831
Dosimetría de neutrones y verificación del blindaje en centros compactos de protonterapia (CPTC) 178	832
Estudio de la activación en la cámara de interacción de una instalación láser 206	833
Dosis ambiental en quirófanos híbridos durante la adquisición de tomografía intraoperatoria 598	834
Cataratas en trabajadoras profesionalmente expuestas de una instalación de radioterapia 96	836
Impacto de la introducción de un sistema de dispensación e inyección automática (INTEGO) en la dosimetría del personal de enfermería de una instalación de Medicina Nuclear. 340	838
Caracterización del material CONTEK-RV y CONTEK-RFH como blindaje para el isótopo ^{18}F 343	840
Experiencia en el uso de un sistema de dosimetría personal electrónica en una sala de radiología vascular 524	843
NOVEDADES DE LA NORMA ISO/IEC 17025:2017. ADAPTACIÓN DE LOS NUEVOS REQUISITOS EN UN SERVICIO DE DOSIMETRÍA ACREDITADO 487	844
Integración del sistema de calidad del Servicio de Radiofísica en el sistema ISO del hospital 615	845
Desarrollo de maniqués de control de calidad de imagen en resonancia magnética preclínica 257	847
Percepción de los especialistas en radiofísica hospitalaria sobre el papel de la bioética en su práctica clínica 134	850
Comparación de los métodos de control de la tasa de absorción específica y de la estimulación nerviosa periférica en diferentes equipos de resonancia magnética nuclear 127	853
Validación del sistema de simulación Monte Carlo PRIMO para radiocirugía 157	854
Comparación de la dependencia angular medida en dos cámaras de ionización IBA CC13. 75	856
Maniquí para sustracción de imágenes en angiografía 59	858
Evaluación de la dosis de equilibrio en un TC de 320 filas de detectores 84	860
Medida de la atenuación de los componentes de una máscara doble para radiocirugía. 86	864
DISEÑO Y EVALUACIÓN DE UN SISTEMA DE MEDIDA DE DOSIS DE RADIACIÓN BASADO EN DIODOS 191	865
Estudio para la validación de la cámara centro de un array de detectores como sustituto a una microcámara de ionización en las verificaciones pre-tratamientos de VMAT. 211	866
Análisis de los perfiles de dosis del acelerador portátil Liac HWL medidos con el IC Profiler 544	867

CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN EN MEDIDAS DE CTDI EMPLEANDO CT DOSE PRO-FILER 361	869
Evaluación de los perfiles de radiación en el maniquí TG200 en un TC de 320 filas de detectores 85	871
Evaluación de las propiedades dosimétricas de un detector de diamante sintético monocristalino (SCDD) en campos pequeños de fotones 718	873
Procedimiento para la generación de una tabla de offsets de corrección para el MLC en un TPS 713	875
Dosimetría de campos pequeños, comparación PRIMO con AAA 78	876
Estudio de los factores de campo medidos en un acelerador lineal con energías de 6 MV y 6 MV FFF 452	878
Medida del índice de dosis en un TC de 320 filas de detectores 82	880
VERIFICACIÓN DE SOFTWARE "SWL-LIAC SIMULATION" 619	882
Optimización de dosis absorbida en superficie mediante ácido hialurónico en tratamientos de RIO 591	884
EVALUACIÓN DE UN DIODO PIN COMO DETECTOR DE RADIACIÓN 186	885
Interpolación de mínimo gradiente para QA con Octavius Detector 1500 210	887
Método y evaluación de la variación dosimétrica con el giro del brazo mediante película radiocrómica. 212	889
Acreditación EARL de un equipo PET/CT Gemini TF 367	890
Estimación del emborronamiento en imágenes clínicas de PET 244	893
Relación entre dosis absorbida y supervivencia libre de progresión en radioembolizaciones hepáticas con microesferas de Y90 572	894
ANÁLISIS DE LA DOSIMETRÍA DE PACIENTES CON CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES MEDIANTE MEDIDAS DE TASA DE DOSIS EXTERNA 643	895
Procedimiento alternativo para el análisis del centro de rotación en gammacámaras tomográficas 435	896
Calibración de una gammacámara para cuantificar actividad en estudios de SPECT/CT de I-131 200	898
CUANTIFICACIÓN DE CALIDAD DE IMAGEN GLOBAL EN SPECT Y PET CON MANIQUÍ JASZCZAK Y DESARROLLO DE UNA MACRO IMAGEJ PARA SU MEDIDA 334	900
Análisis en frecuencias del maniquí de cuadrantes en la prueba de linealidad planar 427	902
Dosimetría por imagen en tratamientos de terapia metabólica con Lu-177: Experiencia inicial 404	904
Cuantificación de actividad en la planificación de tratamientos de Y-90 254	906

Implantación de la técnica radioactive seed localization (RSL) para el marcaje de lesiones tumorales 611	908
Resultados preliminares de dosimetría post-tratamiento de radioembolización hepática con MIM 625	910
Aceptación SRSMapCHECK como herramienta de verificación de radiocirugías 522 . . .	912
Verificación experimental del cálculo de la dosis en piel para tratamientos en mama 95 . .	913
Nuevo procedimiento para alta conformación en terapia superficial 331	915
Control de calidad diario del acelerador True Beam STx con sistema Machine Performance Check (MPC) 609	917
Un cuadro de mandos para radiofísica 365	920
Influencia de la tasa en pruebas de control de calidad en el Elekta Synergy empleando el EPID 311	923
Estudio de la respuesta del SRS MapCHECK frente a distintas geometrías. 531	924
Pruebas para puesta en marcha y control de calidad de VMAT e IMRT con una matriz de detectores 699	926
QA de parámetros del haz en irradiaciones dinámicas con Octavius4D 681	928
Puesta en marcha de la mesa 6D en un acelerador lineal para tratamientos de oncología radioterápica 491	930
Aplicación Matlab LinacQA para Análisis de Imágenes MV 564	932
PROTECCIÓN RADIOLÓGICA TRAS EL ALTA DE PACIENTES TRATADOS CON LU-177 DOTATATE 356	934
Puesta en marcha de protocolo de control de contaminación en la administración de Ra-223 (Xofigo). 676	935
IMPACTO DE LA DOSIMETRÍA OCUPACIONAL EN TIEMPO REAL SOBRE LOS INDICADORES DOSIMÉTRICOS EN UN LABORATORIO DE CARDIOLOGÍA INTERVENCIÓNISTA 504	937
Optimización de la dosis en ablaciones. Una experiencia de 10 años. 161	939
Experiencia con la dosis en superficie a la entrada del paciente por medio del rendimiento 353	940
Análisis de las dosis a cristalino a partir de dosímetros de delantal 664	942
ANÁLISIS DEL RIESGO RADIOLÓGICO DE LOS TRATAMIENTOS DE CA. DE TIROIDES CON I-131 MEDIANTE EL MÉTODO DE LAS MATRICES DE RIESGO 333	943
Experiencia de la Red Latinoamericana de Protección Radiológica en Medicina 440	944
Análisis de seguridad en la administración de tratamientos con 177Lu. 348	945

Consideraciones dosimétricas en el uso del campo quirúrgico de protección radiológica SORBX en procedimientos radiodiagnósticos 300	947
Actualización del protocolo de protección radiológica para el manejo de semillas de ¹²⁵ I en procedimientos de cirugía radioguiada 344	949
UN AÑO DE ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE SOLAPA, MUÑECA Y CRISTALINO EN RADI- OLOGÍA INTERVENCIONISTA 263	951
EVALUACIÓN DE LA DOSIS EN CRISTALINO EN TRATAMIENTOS DE QUELOIDES 56	952
ANÁLISIS DE RIESGO EN PROCESOS RADIOTERÁPICOS CON UN ACELERADOR LIN- EAL. 451	954
Protocolo de Protección Radiológica en cirugía radioguiada mediante implantes de semillas de I-125 66	955
Protocolo de revisión de prendas individuales de protección contra las radiaciones ion- izantes: experiencia y resultados 124	957
Estimation of Absorbed Dose on Eye Lens for Patients Undergoing a Chest CT. 149 . . .	958
Mejoras implementadas en la calidad y seguridad de los tratamientos de Radioterapia del Hospital Universitario 12 de Octubre tras el Análisis de Riesgos con el Software SEVRRRA 217	959
Análisis de la necesidad del uso de dosímetro de cristalino en el Hospital de Jaén. 272 . .	960
SEGUIMIENTO DE REGISTRO DE INCIDENCIAS DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DEL SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA 545	962
Dosis impartidas a pacientes en procedimientos de cirugía vascular y radiología interven- cionista en el Hospital Universitario de Canarias (HUC) 695	963
Los grandes retos para mejorar la protección radiológica en medicina en América Latina 313	965
Protección Radiológica en el tratamiento de Ho-166. 632	965
Inmovilización en radiología digital simple pediátrica 158	967
Evaluación de parámetros en la verificación con Portal Vision (PV) como indicadores de calidad en tratamientos de Radioterapia Estereotáxica (SBRT) 203	969
Diseño de protección radiológica en quirófanos con equipos de RX con disparo remoto 48	971
Retos y oportunidades en PR y FM abiertos con los láseres ultraintensos. 727	973
Sistema eHealth para la evaluación de zonas de presión facial causada por máscara anestésica mediante termografía 721	973
Niveles de Radiación de un sincrociclotrón previos a la instalación. 692	974
APLICACIÓN DE LA TERMOGRAFÍA INFRARROJA A LA VALORACIÓN DE LA CELULI- TIS DE CATÉTER DE DERIVACIÓN VENTRÍCULO-PERITONEAL 488	976

Definición de las regiones termográficas de interés en las plantas de los pies en la carrera: diferencias entre sexos 436	978
Impresora 3D multimaterial en Física Médica 273	980
Oportunidad y viabilidad de un detector para monitorizar el potencial sangrado durante la radioterapia intraoperatoria con electrones 35	982
Análisis de optimización en procedimientos de electrofisiología guiados por cartografía electronanatómica 79	984
Estudio comparativo de output factors de campos pequeños con cámara de ionización mi- croLion 703	986
Prueba de control de sincronía para la exactitud espacial y respuesta temporal de sistemas de tracking con gating. Verificación en RPM y Calypso® de Varian Inc. 691	987
Un nuevo procedimiento para la dosimetría con películas radiocrómicas basado en prome- dios no locales 674	990
Factores de corrección para estimar la dosis equivalente en cristalino a partir de la dosimetría de delantal 672	992
Sensitometría de las películas radiocrómicas EBT2 y EBT3 basado en el crecimiento de dos fases del polímero 671	995
Resultados de un sistema TLD en dos intercomparaciones EURADOS (2014-2018) de dosímet- ros pasivos para vigilancia ambiental 654	997
Comparativa entre los factores de corrección por recombinación obtenidos mediante el método de las dos tensiones y el método de Bruggmoser 640	999
VALORACION DE LA RESPUESTA DEL DOSIMETRO AMBIENTAL DE CD CON EL POR- TADOSIMETRO RADPRO GAMMA-SPHERE 630	1001
EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LA DEPENDENCIA CON LA ORIENTACION DEL BRAZO DE LA DOSIS, ENERGÍA, UNIFORMIDAD Y SIMETRÍA DE FOTONES DE 6 MV Y 18 MV 581	1003
Comparación de dos tipos de detectores para la medida de niveles de radiación en haces pulsados de radiología intervencionista 575	1004
Comprobación de los factores de corrección para campos pequeños para el detector IBA RAZOR 573	1006
Metodología para la determinación de la dosis periférica debida a los neutrones en proton- terapia mediante detectores de trazas (PADC) 547	1008
AUTORIZACIÓN DE LA DOSIMETRÍA DE EXTREMIDADES EN EL SERVICIO DE DOSIMETRÍA PERSONAL EXTERNA DEL CIEMAT (DPE) 511	1009
VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE CAMPOS PEQUEÑOS CON PELÍCULAS RA- DIOCRÓMICAS EN EL A.L. CYBERKNIFE 510	1012
Análisis de la evolución temporal de la dosis absoluta como sistema de comprobación pre- calibración de dosis en un acelerador TrueBeam. 506	1013

Modificación de parámetros del PDD de fotones para campos pequeños con cámara de transmisión como referencia 455	.1014
Análisis de los $k_{f_{clin},f_{msr}}^{Q_{clin},Q_{msr}}$ con la variación de la transmisión a través del MLC en haces de 6 MV FFF y 10MV FFF con dos detectores de estado sólido. 432	.1015
Aplicación del protocolo TRS-483 a factores de campo para haces de energía 6 MV WFF, 6 MV FFF y 10 MV FFF. 429	.1017
Desarrollo y validación de un programa informático para el tratamiento de espectros alfa 426	.1019
Comparación de los resultados obtenidos a partir de distintos métodos para el cálculo de la dosis efectiva en procedimientos de intervencionismo 381	.1020
Comparativa respuesta neutrónica CN Vandellós II 372	.1022
Aplicación de las Recomendaciones Técnicas Europeas de Dosimetría Interna (EC RP 188) en casos propuestos de exposición interna. Acción ICIDOSE2017 de EURADOS 412	.1023
Atenuación de los haces de fotones por la mesa PerfectPitch de Varian 409	.1025
Evaluación de incertidumbres en la dosimetría personal de solapa y extremidades del Centro Nacional de Dosimetría 406	.1027
Prueba de verificación de la dosis depositada en un maniquí con movimiento mediante el sistema Synchrony 399	.1029
Pérdida de señal por lectura en dosímetros OSL de $Al_2O_3:C$ 390	.1032
Comparación entre la Serie de Diagnóstico del Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Centro Nacional de Dosimetría y la Serie RQR definida en la norma IEC 61267:2005 366	.1034
Determinación de la capa hemirreductora de un material de alta densidad en un haz filtrado con 1 mmAl para terapia superficial 350	.1036
Dosimetría interna de trabajadores expuestos a incorporación de uranio durante el proceso de fabricación del elemento combustible nuclear en España 349	.1038
Desarrollo de un sistema dosimétrico basado en fotodiodos y fototransistores 341	.1039
Uso de fotorresistores con electrómetros convencionales como sistemas dosimétricos en radioterapia 335	.1041
Evaluación Electromagnética de la Exposición Originada por Hot-spots Procedentes de los Smart Meters en Entornos Hospitalarios. 293	.1043
CARACTERIZACIÓN DE UN DETECTOR DE CENTELLEO DE CEBR3 EN DISTINTAS CALIDADES DE RAYOS-X SEGÚN LA NORMA ISO 4037/1:1996 277	.1043
Caracterización preliminar de la emisión roja (650 nm) termoluminiscente de TLD-500 270	.1045
Aplicación del control estadístico de procesos a los datos históricos de las pruebas de estabilidad de la cámara patrón secundario nivel radio protección del Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica de Guatemala (SSDL-GUA). 236	.1046

EVALDE: Un sistema automatizado de gestión y control de datos para el Laboratorio de Dosimetría Personal Externa. 228	.1048
“VALIDACIÓN DEL SOFTWARE DE ANÁLISIS DE ESPECTROS GAMMA ALEDIN PARA EL EMPLEO DE EU-152 COMO ISÓTOPO DE CALIBRACIÓN DE EQUIPOS DE MEDIDA DE RADIATIVIDAD CORPORAL” 223	.1050
Puesta en marcha del servicio de calibración en niveles de terapia Megavoltaje en el RPL (USC) 207	.1052
Estimación de dosis en cristalino en Litotricia mediante el uso de dosimetría electrónica. 202	.1053
Comparación de reproducibilidad en la medida de R50 de haces de electrones con cámara de ionización planoparalela frente a array de cámaras modelo Geske 195	.1055
Implementación y estudio dosimétrico de material para uso como bolus en radioterapia 179	.1056
Dosimetría de haces FFF: nuevos parámetros de análisis 168	.1058
Implementación del COP TRS-483 para la medida de la dosis absoluta en haces FFF 83 . .	.1060
Influencia de los factores de corrección propuestos en TRS-483 en la medida de factores de campo. 72	.1062
Determinación de la dependencia angular de una cámara de ionización IBA CC01. 76 . .	.1064
Determinación del factor de campo para un cono de 5 mm de diámetro según el documento TRS-483. 74	.1065
Factores de corrección por efecto de polaridad y de recombinación de iones para SemiFlex 3D 31021 en haces de fotones de 6 MV y 6 MV FFF. 55	.1067
Efecto del posicionado de la fuente en la determinación del TKRA en braquiterapia de alta tasa 166	.1068
Aplicaciones de la impresión 3D en braquiterapia superficial y radioterapia externa 68 . .	.1070
Implementación de un programa para el estudio de la coincidencia fuente real-fuente de simulación en Braquiterapia 666	.1072
Estimación de las dosis a los órganos de riesgo con corrección de heterogeneidades en braquiterapia episcleral 151	.1074
Experiencia clínica en tratamientos de braquiterapia endobronquial de alta tasa. 65 . .	.1075
Optimización de pedidos de fuentes radiactivas de baja tasa para implantes de próstata 107	.1076
Verificación de la tasa de kerma en aire de trenes de semillas de I-125 con las cámaras de ionización de pozo TM33005 y plana TM34051 258	.1078
Necesidad de CT y dosimetría personalizada en braquiterapia vaginal con aplicador cilíndrico 433	.1080
Toxicidades en braquiterapia ginecológica HDR. Valoración de toxicidades en función del grado de homogeneidad en el diseño del tratamiento. 612	.1082

Creación de moldes mediante FDM (Fused Deposition Modeling) para tratamientos de cáncer de piel con braquiterapia de alta tasa. 318	.1084
Experiencia en tratamientos de braquiterapia útero-vaginal con planificación según CTV 336	.1086
Verificación del temporizador en dispositivos de carga diferida mediante cámara de video. 377	.1087
VALIDACIÓN DE LA SECUENCIA 3D CUBE DE RESONANCIA MAGNETICA PARA PLANIFICAR BRAQUITERAPIA GINECOLÓGICA DE CÉRVIX 562	.1089
Simulación Montecarlo de la distribución de dosis de la fuente de HDR modelo Bebig Co0.A86 680	.1091
EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA INDEPENDIENTE DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ON-CENTRA BRACHY 155	.1093
ADAPTACIÓN DE UN NOMOGRAMA EN BRAQUITERAPIA DE PROSTATA LDR. 707 .	.1096
Estimación Monte Carlo del efecto del aplicador de cilindros segmentados para Braquiterapia con la fuente Varisource VS2000. 449	.1098
Cálculo redundante en braquiterapia de alta tasa con Co60 164	.1099
Influencia de los aplicadores metálicos de titanio en la distribución de tasa de dosis de una fuente de ⁶⁰ Co para braquiterapia 589	.1101
DESARROLLO DE UN PROGRAMA VBA PARA LA GESTIÓN Y VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA. 473	.1104
Verificación del algoritmo de cálculo ACE® para braquiterapia y comparación con el TG43 689	.1106
Caracterización y uso de MOSFET para dosimetría in vivo en braquiterapia de alta tasa 594	.1108
Control de calidad equipo ultrasonidos Braquiterapia 648	.1110
Primeros resultados dosimétricos de irradiación parcial acelerada de mama con técnica multicatéter de braquiterapia intersticial en el Centro Oncológico de Galicia 445	.1112
Diseño de un maniquí para la calibración de un sistema de dosimetría in vivo en braquiterapia 342	.1113
Puesta en marcha del aplicador Freiburg para plesioterapia. 592	.1115
Nuevo método semi-automático de reconstrucción de aplicadores ginecológicos plásticos mediante librerías de aplicadores 199	.1117
ANÁLISIS DE UN PROGRAMA VBA DE VERIFICACIÓN SECUNDARIA EN BRAQUITERAPIA HDR Y LDR. 637	.1119
Aproximaciones COMS en Braquiterapia Oftálmica: Resultados para 34 pacientes 192 .	.1121
Optimización de la dosimetría en braquiterapia episcleral con aplicadores personalizables 99	.1123

Radioterapia intraoperatoria en mama con equipo Axxent. Comparación dosimétrica con Mammosite 322	.1125
Heterogeneidades de dosis en CTV: Repercusión teórica en la PCT del Glioblastoma 446 .	.1126
Diseño de un modelo animal de radiodermatitis y evaluación de la liberación, absorción y acción de una crema radioprotectora y mitigadora 605	.1128
SOBRE LAS EXTRAPOLACIONES DE LAS DOSIS DE TOLERANCIAS DE LOS ÓRGANOS DE RIESGO 147	.1130
FORMACIÓN Y ENTRENAMIENTO A TRABAJADORES POTENCIALMENTE EXPUESTOS A FUENTES HUÉRFANAS. 136	.1131
EUTERP- Fundación Europea de Formación y Entrenamiento en Protección Radiológica. Actividades 100	.1132
Uso y comparativa de aplicaciones informáticas en docencia. 46	.1133
Desarrollo de un maniquí para enseñanza de desplazamientos angulares y espaciales en el registro de imágenes en TomoTerapia 36	.1134
EXPERIENCIA EN EL FUNCIONAMIENTO DE LOS FLUJOS DE TRABAJO DE LA RED ARIA EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA. 321	.1135
¿Es la técnica VMAT superior a la radioterapia 3D conformada en el cáncer de mama izquierda con fosa supraclavicular y cadena mamaria interna? 723	.1136
INMOVILIZACION PARA SBRT PULMON 658	.1139
NECESIDAD DE FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA TRABAJADORES NO EXPUESTOS 586	.1139
ERI Y QA DE EQUIPOS DE PR INDIVIDUAL 584	.1141
Seguimiento y análisis de los controles de dosis en Tomoterapia 580	.1142
TASA ELEVADA AL ALTA EN PACIENTES DE TERAPIA METABOLICA 579	.1144
Análisis del uso de un acelerador lineal de electrones en sus tres primeros años de funcionamiento 559	.1145
ESTUDIO ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DE LAS VARIACIONES DE LAS POSICIONES DE MESA EN EL POSICIONAMIENTO DE LOS TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA 550	.1147
Uso del Pentaguide en el Control de Calidad de la IGRT 380	.1149
Control de calidad mensual de los colimadores multiláminas en los aceleradores Varian del Hospital La Fe automatizado con el programa RIT 378	.1150
EVALUACIÓN DEL EFECTO DOSIMÉTRICO EN LA IRRADIACIÓN POST-MASTECTOMÍA CON EXPANSOR METÁLICO 268	.1150
COMPARACIÓN DE DOS SISTEMAS DE COMPRESIÓN EN LOS TRATAMIENTOS DE SBRT PULMONAR. CINTURÓN VS ARCO 243	.1152

OPTIMIZACIÓN DE IMÁGENES RECONSTRUIDAS DIGITALMENTE EN TÓRAX Y MAMAS TRAS CIRUGÍA CONSERVADORA 242	.1154
BOOST INTEGRADO DE ELECTRONES PARA CÁNCER DE MAMA 239	.1157
TRATAMIENTO CON SBRT DE OLIGOMETÁSTASIS CON INTENCIÓN RADICAL 221 .	.1157
CONTROL DE CALIDAD EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGIA ESTEREOTÁXICA 88	.1158
Compensación de dosis debido a la dependencia angular en una matriz 2D de diodos. 4751159	
Optimización de la verificación pre-tratamiento para radiocirugía de sesión única 521 . .	.1161
Uso del bolus en tratamientos con VMAT 600	.1163
Correlación del índice gamma y diferencias dosimétricas clínicas en las verificaciones pre-tratamiento de VMAT en sistemas 2D y 3D 140	.1164
Desarrollo de procedimientos rápidos para la vigilancia radiológica ambiental en emergencias 176	.1166

Curso pre-congreso / 805

Grupo de trabajo de Radioterapia Guiada por Superficie

Autor: Benigno Barbés Fernández^{None}**Corresponding Author:** bbarbes@unav.es

Se presentarán las tareas encomendadas al grupo de trabajo y expondrán el estado actual del trabajo.

Curso pre-congreso / 762

Cálculo de dosis al paciente con MCNP

Autor: José María Gómez Ros¹¹ CIEMAT**Corresponding Author:** jm.gomezros@ciemat.es

Discusión de conceptos fundamentales relacionados con el cálculo de dosis absorbida mediante MCNP: transporte de partículas secundarias, equilibrio de partículas cargadas, equivalencia a tejido, transporte de electrones de baja energía ($E < 1$ keV), reducción de varianza y maniqués voxelizados.

Curso pre-congreso / 788

Novedades en la protección contra las Radiaciones No Ionizantes

Corresponding Author: axumaeso@gmail.com

Es predecible que la exposición residencial y ocupacional a RNI en continuará incrementado sustancialmente, tanto en número y diversidad de fuentes, como en intensidad y duración de las exposiciones, las cuales se vienen iniciando en etapas tempranas de la infancia y pueden prolongarse hasta las fases finales de la trayectoria laboral y biológica. Solo un conocimiento suficiente de los mecanismos implicados en los bioefectos de las RNI permitirá avanzar adecuadamente en la protección radiológica del público y de los trabajadores, así como en el desarrollo de nuevas aplicaciones médicas de estas radiaciones. El curso abordará las siguientes materias:

1. La protección del público y de los trabajadores ante RNI en el espectro DC - MW. La legislación basada en criterios ICNIRP.
2. La exposición a RNI en ámbitos residenciales y ocupacionales. Cumplimiento de la legislación. Casos y condiciones de potencial sobreexposición
3. Limitaciones en la legislación. Evidencia epidemiológica y experimental sobre efectos a dosis subumbral. Posibles mecanismos implicados en tales efectos. Discrepancias entre agencias y comisiones internacionales.
4. La exposición a RNI en el espectro IR – UV: Cáncer mamario y cutáneo
5. Retos emergentes y evolución de la sociedad en el enfoque de la problemática: los legisladores, los investigadores, los medios de comunicación y la ciudadanía

Curso pre-congreso / 38

Aspectos clínicos y visión de la Medicina Nuclear sobre la dosimetría en terapias radiometabólicas

Autor: Amparo García Burillo¹

¹ *Hospital Universitari Vall d'Hebron*

Corresponding Author: amparo.garciaburillo@gmail.com

Tras una breve introducción sobre la terapia en medicina nuclear en general y la dosimetría en particular, abordaremos la parte clínica de los cuatro tratamientos de los que posteriormente se presentarán los aspectos dosimétricos:

- la radioembolización con Y-90
- el tratamiento con Ra-223 de las metástasis óseas en el cáncer de próstata
- el tratamiento de tumores neuroendocrinos con Lu177-DOTATATE
- el tratamiento de tumores neuroendocrinos con I131-MIBG

Las indicaciones de estos tratamientos, los aspectos fisiopatológicos y el fundamento biomolecular de los mismos, y del protocolo médico de cada uno de ellos, se presentarán a continuación

Por último, se discutirá desde el punto de vista de médico nuclear sobre la necesidad de la dosimetría.

Curso pre-congreso / 744

Implementation of Surface Guidance for Stereotactic Body Radiotherapy - Physics Perspective

Autor: Vania Santos Batista¹

¹ *Heidelberg University Hospital*

Corresponding Author: vania.santosbatista@med.uni-heidelberg.de

Surface Guidance might be especially beneficial for hypofractionated deliveries (e.g. SBRT). However, a correlation between tumour motion and breathing is for SBRT challenging. Therefore, we suggest treating using deep-inspiration breath-hold (DIBH), daily imaging, and monitoring the treatment delivery using AlignRT (VisionRT). To safely implement this technique, a linac-specific commissioning protocol need to be established and a clinically feasible workflow defined.

The aim of this talk will be to present the different aspects that should be part of the consignment and validation of the use of AlignRT for SBRT patients. Our commissioning protocol included: 1) evaluation of the accuracy of Align RT vs Cone-Beam CT; 2) definition of imaging presets; 3) performance of the system for VMAT and 3DCRT plans (i.e. gantry occlusion, couch rotation impact); 4) definition of an adequate regions-of-interest (size and location); and 5) establishment of a clinical Workflow.

Curso pre-congreso / 39

Metodología MIRD

Autor: Raquel Barquero¹

¹ *Hospital Clínico Universitario Valladolid*

Corresponding Author: rbarquerosa@saludcastillayleon.es

Los procedimientos radioterapéuticos en Medicina Nuclear requieren conocer las dosis absorbidas en la fase de planificación y de verificación de cada tratamiento. El curso presenta una descripción general de los métodos dosimétricos basados en imagen PLANAR (MIRD16) y en imagen tridimensional

SPECT (MIRD 23) así como los requisitos para evaluar la dosimetría a nivel de voxel (MIRD 17). Se enfatizan los métodos combinados basados en imágenes SPECT/CT ya que la información anatómica derivada del TC permite abordar los factores que afectan a la CUANTIFICACIÓN de SPECT al mismo tiempo que facilitan el cálculo de la masa específica de cada tumor en cada paciente.

Curso pre-congreso / 745

Dosimetric effects of intrafractional isocenter variation during Deep Inspiration Breath-Hold for breast cancer patients using surface guided radiotherapy

Autor: Malin Kügele¹

¹ *Skåne University Hospital*

Corresponding Author: malinkugele@gmail.com

The lecture will cover potential dose reductions to organs at risk for left-sided breast cancer using visually guided deep inspiration breath hold (DIBH) with the optical scanning system Catalyst, and how these potential dosimetric benefits are affected by intrafractional motion in between breath holds. Both tangential and locoregional breast cancer will be discussed.

Curso pre-congreso / 40

Dosimetría en el tratamiento de radioembolización con Y-90

Autor: VERONICA MORAN VELASCO¹

¹ *CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

Corresponding Author: vmoran@unav.es

La radioembolización (RE) consiste en la administración de microesferas marcadas con ⁹⁰Y por vía arterial. En un tratamiento de RE se llevan a cabo varios procesos: valoración de la vascularización hepática, planificación y simulación del tratamiento, cálculo de la actividad a administrar, administración del tratamiento, y evaluación de la distribución del mismo.

Una evaluación dosimétrica adecuada es fundamental para el desarrollo de un plan de tratamiento individualizado y para la optimización de la eficacia de la RE con una toxicidad aceptable.

El objetivo de esta sesión es hacer una descripción de los diferentes modelos dosimétricos actualmente disponibles (empírico, de la superficie corporal, y modelos mono y multicompartimentales), incluyendo la dosimetría tridimensional a nivel de voxel.

Curso pre-congreso / 763

Cálculo de blindajes con MCNP

Autor: Cesar Hueso ORdoñez¹

¹ *IDOM*

Corresponding Author: cesar.hueso@idom.com

Actualmente, cada vez se aprecia un mayor grado del detalle requerido en el desarrollo de los estudios de transporte de radiación. El incremento en la complejidad de los modelos, así como la necesidad de códigos, recursos computacionales y datos nucleares más potentes y precisos enmarcan la simulación en un entorno cambiante.

El conocimiento en entornos complejos requiere de la mejor información disponible de manera que se puedan proporcionar los elementos de juicio adecuados para la toma de decisiones acertadas por parte de los responsables.

Hablando en particular de las actividades relacionadas con la Protección Radiológica, esa información necesaria se puede basar en la resolución de la denominada Ecuación de Transporte aplicada en los diferentes escenarios determinados por el término fuente y por la interacción que se produzca con los materiales con los que interactuará.

Hoy día, ayudados por códigos sobradamente probados, validados y actualizados con diligencia, los expertos dedicados a la resolución de problemas de análisis de radiaciones son capaces de determinar o prever cuales van a ser las magnitudes de diferentes parámetros como pueden ser la dosis, daño atómico a los materiales, deposición de calor, etc. o incluso determinar una vez conocida la activación inducida, la dosis operacional en actividades relacionadas con el desmantelamiento.

Todo ello tiene su origen en el conocimiento del flujo obtenido por la resolución de la Ecuación de Transporte, que en el caso particular de este trabajo se ha llevado a cabo por técnicas estocásticas mediante el código MCNP, si bien estrictamente hablando, no se resuelve la ecuación citada.

Para el caso concreto que ocupa este trabajo se ha seleccionado una instalación nuclear genérica y se ha elaborado el “mapeado” de la tasa de dosis en las cercanías de los términos fuente considerados, que han sido la emisión de radiación por parte del núcleo en operación nominal, constituido por neutrones y fotones, así como la activación del refrigerante y los productos de fisión transportados que circulan por las tuberías del circuito de refrigeración.

Construcción del modelo de transporte:

el primer paso consiste en el análisis de los planos o modelos en CAD/CATIA y la conversión de estos a un formato legible por el código de transporte. Habitualmente los modelos de transporte de radiación no necesitan un grado de detalle excesivo y por lo tanto se realiza una simplificación de las partes del modelo que no interferirían en gran medida con el transporte.

Además de la geometría, es evidente que la selección de los materiales es de suma importancia, ya que junto con el término fuente define la otra parte del estudio de la interacción de la radiación con la materia.

El término fuente aplicable al problema es uno de los principales datos de partida. En este caso se tratarían de dos términos fuente diferentes. Por un lado, se encuentra el espectro de fisión térmica del ²³⁵U según la aproximación de Watt y por otro lado está el término fuente debido a la activación del refrigerante a su paso por el núcleo, cuyo principal contribuyente es el ¹⁶N. El término fuente de fisión tiene en cuenta las interacciones neutrónicas y los fotones inducidos en reacciones con emisión instantánea, bremsstrahlung, aniquilación, dispersión, etc.

Hallazgos significativos y optimización del diseño:

El cálculo de transporte se ha centrado fundamentalmente en el estudio de las tasas dosis en puntos situados en la zona accesible a los trabajadores, aunque también se ha considerado necesario la inclusión de mallados de datos envolventes de toda la geometría que permitieran conocer los flujos preferentes y las zonas donde se podría optimizar el diseño.

Curso pre-congreso / 746

Development, calibration, quality assurance and commissioning of a SGRT system

Autor: James Turner¹

¹ *Varian Medical Systems*

Corresponding Author: james.turner@varian.com

James will present an brief history of SGRT, an overview of the technologies used in commercially available SGRT systems and the calibration and QA procedures. He will also provide an overview of the current recommendations for commissioning, as well as other considerations that affect the performance of SGRT systems.

Curso pre-congreso / 41**Dosimetría en el tratamiento de metástasis óseas con Ra-223****Autor:** Pablo Mínguez Gabiña¹¹ *Hospital Universitario Cruces/Gurutzeta***Corresponding Author:** pablo.minguezgabina@osakidetza.eus

La dosimetría se realiza a partir de imágenes planares estáticas. En las medidas en la gammacámara, previas a hacer la dosimetría hay que medir al menos la sensibilidad, y la curva de transmisión para determinar el coeficiente de atenuación en geometría de haz ancho. La actividad se determina con el método de la imagen conjugada, o usando sólo de una de las dos proyecciones. A partir de los valores de la actividad en diferentes adquisiciones se obtiene la actividad integrada en el tiempo. Para determinar el valor S, el volumen de la lesión puede obtenerse de las imágenes SPECT/CT obtenidas con 99mTc-HDP.

Curso pre-congreso / 789**Novedades en la protección contra las Radiaciones No Ionizantes****Corresponding Author:** axumaeso@gmail.com

Es predecible que la exposición residencial y ocupacional a RNI en continuará incrementado sustancialmente, tanto en número y diversidad de fuentes, como en intensidad y duración de las exposiciones, las cuales se vienen iniciando en etapas tempranas de la infancia y pueden prolongarse hasta las fases finales de la trayectoria laboral y biológica. Solo un conocimiento suficiente de los mecanismos implicados en los bioefectos de las RNI permitirá avanzar adecuadamente en la protección radiológica del público y de los trabajadores, así como en el desarrollo de nuevas aplicaciones médicas de estas radiaciones. El curso abordará las siguientes materias:

1. La protección del público y de los trabajadores ante RNI en el espectro DC - MW. La legislación basada en criterios ICNIRP.
2. La exposición a RNI en ámbitos residenciales y ocupacionales. Cumplimiento de la legislación. Casos y condiciones de potencial sobreexposición
3. Limitaciones en la legislación. Evidencia epidemiológica y experimental sobre efectos a dosis subumbral. Posibles mecanismos implicados en tales efectos. Discrepancias entre agencias y comisiones internacionales.
4. La exposición a RNI en el espectro IR – UV: Cáncer mamario y cutáneo
5. Retos emergentes y evolución de la sociedad en el enfoque de la problemática: los legisladores, los investigadores, los medios de comunicación y la ciudadanía

Curso pre-congreso / 747**Mesa redonda: experiencia sobre el uso de RTGS****Autores:** Daniel Zucca Aparicio¹ ; JOAN VICENT ROSELLO FERRANDO^{None} ; OLIVIA JORDI OLLERO²¹ *Hospital Universitario HM Sanchinarro*² *INSTITUTO CATALAN DE ONCOLOGIA - HOSPITAL DURAN I REYNALS***Corresponding Authors:** dzucca@hnhospitales.com, halcon845@halcon-viajes.es, ojordi@iconcologia.net

Curso pre-congreso / 42**Dosimetría en el tratamiento de tumores neuroendocrinos con Lu-177-DOTA****Autor:** Josep María Martí i Climent¹¹ *Clínica Universidad de Navarra***Corresponding Author:** jmmartic@unav.es

El tratamiento con 177Lu-DOTATATE ha demostrado ser efectivo para tumores neuroendocrinos. El objetivo es presentar los procedimientos dosimétricos a partir de la biodistribución del radiofármaco tras el tratamiento.

Con el fin de conocer la biodistribución del radiofármaco se utilizan imágenes gammagráficas de cuerpo entero y de equipo SPECT/CT, así como un contador de pozo para muestras de sangre. Se realiza un estudio de retransmisión para corregir la atenuación.

El procedimiento requiere calibrar la gammacámara con una fuente cilíndrica de 177Lu medida en aire y/o dentro de un maniquí equivalente a agua, y determinar los coeficientes de atenuación del 177Lu y del 57Co.

Se emplea el programa OLINDA para determinar las dosis absorbidas.

Curso pre-congreso / 43**Dosimetría en el tratamiento de tumores neuroendocrinos con I-131-mIBG****Autor:** Pablo Mínguez Gabiña¹¹ *Hospital Universitario Cruces/Gurutzeta***Corresponding Author:** pablo.minguezgabina@osakidetza.eus

Las medidas básicas de la gammacámara previas a hacer la dosimetría con pacientes incluyen el factor de calibración, los factores de recuperación y el tiempo muerto. La dosimetría de las lesiones se realiza a partir de imágenes SPECT/CT o un método híbrido con imágenes planares y SPECT/CT. La dosimetría de la médula roja, que es el principal órgano de riesgo, puede realizarse a partir de imágenes SPECT/CT (si hay captación en hueso o médula roja), o a partir de medidas de actividad en sangre y cuerpo. El segundo método a veces se sustituye por dosimetría de cuerpo, debido a su simplicidad.

Curso de actualización: Nuevas tecnologías y Radiofármacos en PET / 759**Nuevas tecnologías y Radiofármacos en PET****Autor:** Antonio Javier González¹¹ *Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular***Corresponding Author:** agonzalez@i3m.upv.es

El PET (tomógrafos por emisión de positrones) es una técnica de imagen molecular, directamente relacionada con la medicina nuclear, que permite observar los procesos fisiológicos y bioquímicos en los pacientes. En este curso se repasarán las diferentes configuraciones de la instrumentación PET. Se

describirá la evolución de estos sistemas basada en sus componentes; cristales centelladores, fotosensores, o electrónica asociada. Se describirán los diferentes tipos de sistemas híbridos, como su combinación con TAC o simultáneamente con Resonancia Magnética. Se hará especial énfasis en el estado del arte en sistemas clínicos, pero también los que se usan en investigación con pequeños animales o los específicamente dedicados a órganos (mama, próstata, cerebro). Se describirán los avances en PET y Tiempo de Vuelo, así como las nuevas propuestas de PET de cuerpo completo.

Curso de actualización: TRS 483 & ICRU 91 / 741

TRS 483: Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy

Autor: Jose Miguel Delgado Rodriguez¹

¹ *GenesisCare*

Corresponding Author: delgado.jmiguel@gmail.com

La utilización de campos pequeños ha incrementado paulatinamente su utilización desde que empezaron a utilizarse los campos pequeños en Radiocirugía hace ya tres décadas. La necesidad de incrementar la conformación y la modulación nos ha llevado a que la utilización de campos pequeños en estos momentos se presenta como la base de casi cualquier tratamiento radioterápico. De aquí su importancia desde el punto de vista dosimétrico.

Una de las peculiaridades de los campos pequeños es que no cumplen con las condiciones convencionales sobre las que se había establecido la determinación de la dosis absorbida y durante estos años ha habido una controversia importante sobre la mejor aproximación a la determinación espacial de la dosis absorbida.

Por otro lado, han aparecido en el mercado sistemas de conformación y modulación cada vez más sofisticados y un equipamiento dedicado (Tomoterapia, Cyberknife), con características ligeramente diferentes a los aceleradores convencionales. Estos desarrollos han aumentado la incertidumbre de la dosimetría clínica y debilitado la trazabilidad de la dosimetría de referencia basada en protocolos para dosimetría convencional.

El Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) en colaboración con la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) en un afán de establecer criterios comunes en la determinación espacial de la dosis absorbida y establecer criterios para la metrología de campos pequeños pone a disposición de los profesionales el documento TSR-483, como un código de práctica Internacional para la dosimetría absoluta y relativa de campos pequeños.

Este formalismo está basado en el documento publicado por Alfonso et al. en 2008, introduce el concepto de dos nuevos campos de calibración intermedios: El campo de referencia estático específico de la máquina para aquellas modalidades que no pueden establecer condiciones de referencia convencionales y un campo de referencia (class-plan) más cercano a los campos clínicos específicos del paciente, lo que facilitaría la estandarización de la dosimetría de los campos compuestos. En el segundo caso el documento TRS483 ha preferido esperar a disponer de más información y limitarse a campos estáticos con y sin filtro aplanador.

Un aspecto de sumo interés es el relativo a las características de los detectores y su importancia y caracterización para la metrología de los campos pequeños, dando recomendaciones relativas a los factores de corrección que deben usarse en cada caso.

Curso de actualización: Medidas y predicción de radón en el interior de edificios / 791

Curso de Actualización: Medidas y predicción de radón en el interior de edificios

Autor: Carlos Sainz¹

¹ *Univ. Cantabria*

Corresponding Author: sainzc@unican.es

La exposición al gas radón en viviendas y puestos de trabajo constituye a nivel global la principal contribución a la dosis efectiva recibida por la población. Desde hace más de 30 años se ha establecido científicamente la relación entre dicha exposición y el incremento de riesgo de cáncer de pulmón. Por ello, actualmente se considera al radón como segunda causa de cáncer de pulmón a nivel mundial por detrás del consumo de tabaco, siendo la primera causa en personas no fumadoras.

En este curso de actualización se tratarán sucintamente las características físicas y el comportamiento en ambientes interiores del gas radón y sus descendientes, así como algunos aspectos generales sobre su dosimetría. Igualmente se dará cuenta de los aspectos más relevantes de la implementación de la Directiva 2013/59/EURATOM de normas básicas de seguridad en lo referente al Plan Nacional contra el Radón. En su Anexo XVIII, la Directiva indica la lista de los principales campos que deberán contemplar todos los planes nacionales que se implementen en los países miembros de la UE.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (1) / 64

Método de cálculo del kerma en aire incidente sobre el receptor de imagen

Autores: Enrique Marqués Fraguera¹ ; Nicolás Ferreiros Vázquez¹ ; Rodrigo Astudillo Olalla¹ ; Mercedes Pérez Macho¹ ; José Fernando Pérez Azorín^{None}

¹ Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

Corresponding Author: enrique.marques@scsalud.es

- Introducción** El objetivo del trabajo fue desarrollar un método de cálculo del kerma en aire incidente sobre el receptor de imagen, para cualquier tamaño de paciente, técnica y vista radiográfica, que implicara un número de medidas lo más reducido posible.

- Material y Métodos** La cadena de imagen está formada por los siguientes elementos: haz sin filtración añadida, filtración añadida Al y/o Cu, paciente, tablero, rejilla, cámaras del CAE y receptor de imagen. El método de cálculo se basa en la separación de la contribución de la radiación primaria ($K_p^{receptor}$) y dispersa ($K_s^{receptor}$) al kerma total en el receptor ($K_t^{receptor}$), de acuerdo

con la siguiente ecuación: $K_t^{receptor}(U_p, z, r, f, a) = \frac{K_p^{receptor}(80,0,100)}{K_{p,cal}^{receptor}(80,0,100)} \times \frac{K_p^{receptor}(U_p, z, f)}{1 - S_{receptor}(U_p, z, r, f, a)}$

donde $S_{receptor} = K_s^{receptor} / K_t^{receptor}$ es la fracción de radiación dispersa en el plano de entrada del receptor de imagen. $K_{p,med}^{receptor}(80, 0, 100)$ y $K_{p,cal}^{receptor}(80, 0, 100)$ son los rendimientos del tubo medido y calculado respectivamente. U_p es la tensión pico del tubo, z es el espesor equivalente a agua del paciente, r es el tamaño de campo en el plano de entrada del paciente, f es la distancia del foco al receptor de imagen y a es el espacio de aire entre el plano de salida del paciente y el receptor de imagen (gap). $K_p^{receptor}$ se obtiene a partir de la siguiente expresión: $K_p^{receptor} = \int_0^{E=e \cdot U_p} \Phi_E^{receptor} \cdot E \cdot \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} \cdot dE$ donde E es la energía, e es la carga del electrón, $\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}$ es el coeficiente másico de transferencia de energía del aire y $\Phi_E^{receptor}$ es el espectro en energía a la entrada del receptor de imagen. $\Phi_E^{receptor}$ viene dado por: $\Phi_E^{receptor} = \Phi_E^{tubo} \cdot e^{-\sum \mu_i(E) \cdot z_i}$ donde Φ_E^{tubo} es el espectro en energía a la salida de un tubo con un ánodo de W/Re y una filtración total de 2.5 mm Al (Aichinger,2004), μ_i y z_i son el coeficiente de atenuación lineal y el espesor del i -ésimo elemento de la cadena de imagen. $S_{receptor}$ se obtiene a partir de la fracción de radiación dispersa en el plano de salida del paciente, $S_{paciente}$, de acuerdo con la siguiente ecuación: $S_{receptor}(U_p, z, r, f, a) = \frac{S_{paciente}(z,r)}{S_{paciente}(z,r) + [1 - S_{paciente}(z,r)] \cdot \Sigma_{rejilla}(U_p) \cdot \Sigma_{gap}(f,a)}$ Los valores de $S_{paciente}$ se obtuvieron de la literatura (Aichinger,2004). $\Sigma_{rejilla} = T_{prejilla} / T_{srejilla}$ y $\Sigma_{gap} = T_{pgap} / T_{sgap}$ son las selectividades de la rejilla y del gap respectivamente. $T_{prejilla}$, $T_{srejilla}$, T_{pgap} y T_{sgap} son la transmisión de la radiación primaria y dispersa por la rejilla y el gap respectivamente. Σ_{gap} y $\Sigma_{rejilla}$ se determinan utilizando el método de medida descrito en el póster #224 titulado: "Estudio de la dependencia funcional de la selectividad de los métodos de rechazo de la radiación dispersa". Los resultados de la aplicación del método de cálculo a las vistas radiográficas más comunes se compararon con medidas realizadas con un detector de estado sólido.

3. Resultados

Vista	U_p (kVp)	z (cm)	r (cm)	f (cm)	a (cm)	$K_p^{receptor}$ (μ Gy)	$S_{paciente}$	$\Sigma_{rejilla}$	Σ_{esp}	$S^{receptor}$	$K_{t,cal}^{receptor}$ (μ Gy)	$K_{t,med}^{receptor}$ (μ Gy)	Dif (%)
Rodilla AP	65	10	25	110	10	8,3	0,644	6,555	2,296	0,107	9,3	9,3	-1,3
Pelvis AP	70	20	25	110	10	0,9	0,820	6,142	2,296	0,244	1,2	1,2	1,9
Abdomen AP	75	20	25	110	10	1,3	0,826	5,502	2,296	0,273	1,8	1,9	-5,2
Cráneo LAT	80	15	25	110	10	5,4	0,759	4,900	2,296	0,219	6,8	6,2	9,7
Col. Lumbar LAT	90	30	25	110	10	0,3	0,914	4,385	2,296	0,514	0,7	0,7	0,3
Tórax PA	125	10	25	180	10	24,1	0,668	3,191	2,478	0,203	30,2	26,2	15,3

Figure 1: Comparación $K_t^{receptor}$ medido y calculado

4. **Discusión y Conclusiones** A partir de medidas del rendimiento y la filtración, obtenidas del control anual, y de $\Sigma_{rejilla}$ (10 imágenes), se puede determinar con exactitud $K_t^{receptor}$ para cualquier vista radiográfica.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (1) / 249

Tasa de rechazo en equipos digitales de rayos X dedicados a exploraciones simples

Autor: Marta Barceló-Pagès¹

Co-autores: Agustí Ruiz-Martínez¹; Rosa M. Pallerol¹; Itziar Valverde-Pascual¹; Pablo Carrasco de Fez¹; Paula Delgado¹; Pedro Gallego¹; Núria Jornet¹; Artur Latorre-Musoll¹; Maria Lizondo¹; Jaime Pérez-Alija¹; Montserrat Ribas¹

¹ Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Corresponding Author: mbarcelop@santpau.cat

Introducción

En el ámbito del radiodiagnóstico deben existir programas de garantía de calidad en las unidades asistenciales, elaborados según lo indicado en el Real Decreto 1976/1999 y en el protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico (PECCRD).

Uno de los indicadores de calidad en dichos programas es la tasa de rechazo, definida como el porcentaje de imágenes que se consideran inadecuadas para su uso en radiodiagnóstico. El objetivo de este trabajo es presentar los valores de la tasa y analizar los motivos de rechazo en los equipos dedicados a exploraciones simples del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, que son todos digitales.

Material y métodos

Se han obtenido datos del rechazo de imágenes de cinco equipos, instalados en 2010, del Servicio de diagnóstico por la imagen dedicados a exploraciones simples y dos portátiles, instalados en 2015 y 2018.

En radiología digital únicamente es posible obtener este indicador mediante la implementación de soluciones informáticas específicas que, inicialmente, sólo estaban disponibles en los equipos portátiles. En los otros equipos se hizo una actualización del software en junio del 2018, instalando la herramienta "QA Tool" para contabilizar las imágenes rechazadas y clasificarlas según el motivo de rechazo.

Los datos se han recopilado durante un periodo de 6 meses desde la actualización del software.

Resultados

El porcentaje de imágenes rechazadas es del 5,9% de un total de 79419 exploraciones realizadas. La figura 1 desglosa la tasa para cada equipo estudiado junto con la zona explorada más rechazada.

EQUIPOS	Tasa Total	Tipo exploración más rechazada
Equipo de uso general (traumatología)	4,1%	Pelvis
Equipo de uso general (consultas externas)	8,6%	Extremidades inferiores
Equipo de uso general (hospitalización)	7,7%	Tórax
Equipo de uso general (urgencias)	4,9%	Tórax
Equipo de uso general	1,5%	Cráneo
Portátil (Agfa)	6,9%	Tórax
Portátil (Philips)	7,5%	Tórax

Figure 2: Porcentaje rechazo y zona explorada más rechazada.

La figura 2 muestra los porcentajes de los principales motivos de rechazo para todos los equipos.

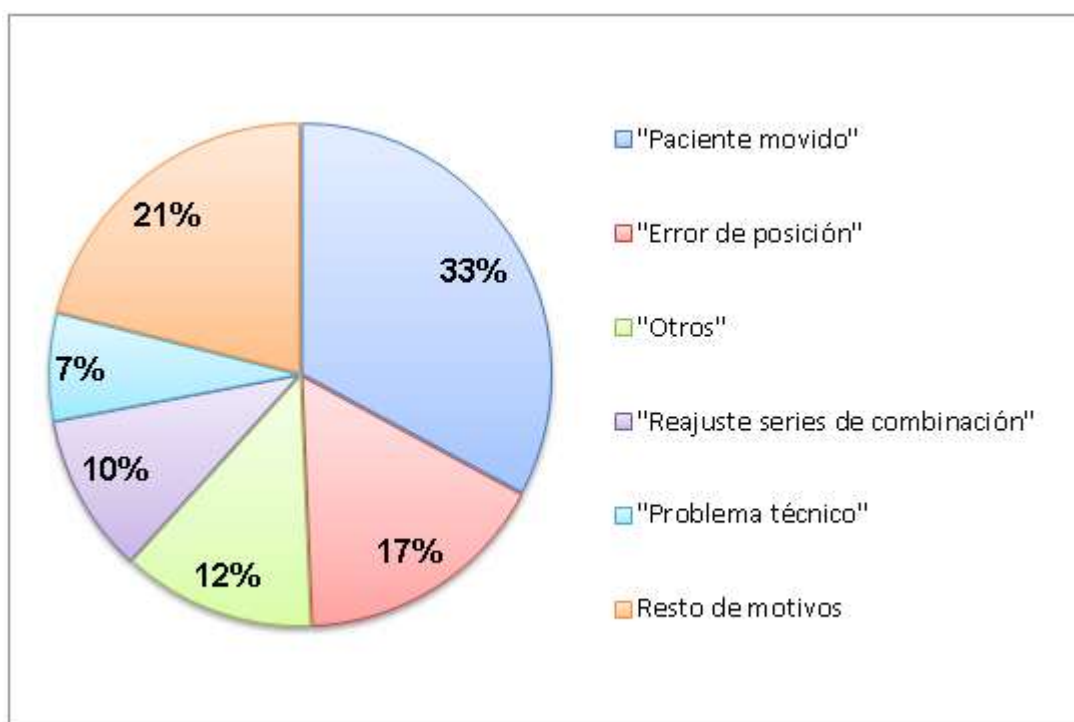


Figure 3: Motivos rechazo. Resto de motivos incluye: "Exposición incorrecta", "Proyección incorrecta", "Artefactos", "Rechazada por estudiante", "Pruebas servicio", y "Líneas rejilla".

Discusión

El PECCRD considera que el porcentaje de rechazo debería estar, para sistemas digitales, alrededor del 2-3% del total de imágenes. Los resultados obtenidos en este estudio sitúan la tasa de rechazo por encima de esta recomendación.

Uno de los equipos que presentan una mayor tasa de rechazo es el equipo dedicado a consultas externas. Los técnicos de este equipo se encontraron con dificultades para realizar exploraciones telemétricas, lo que se ve reflejado en la figura 1 con la zona explorada más rechazada "Extremidades inferiores" y el motivo "Reajuste series de combinación" de la figura 2.

El tipo de exploración que presenta mayor tasa de rechazo es "Tórax" en los equipos portátiles y el destinado a hospitalización, cuyo uso queda reservado a pacientes con poca movilidad, lo que puede hacer aumentar los rechazos por "Error de posición".

Conclusiones

El análisis de la tasa de rechazo ha evidenciado unos valores por encima de la recomendación dada en el PECCRD. No obstante, hay estudios que muestran valores globales mayores a esta recomendación.

Es por eso que, mediante las comisiones de seguimiento del Programa de Garantía de Calidad y de Seguridad del Paciente, se ha decidido impartir sesiones formativas al personal técnico de Diagnóstico por la Imagen del hospital.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (1) / 450

Comparativa de la capa hemirreductora en mamografía para distintas purezas de aluminio

Autores: Diego Jiménez Vegas¹ ; José Ángel Merino Gestoso¹ ; Noelia Solís Preciado¹ ; María Dolores Monterde Villar¹ ; Consuelo Carmen Rubio Ayllón¹ ; Domingo Espinosa López¹ ; Breixo Carmelo Portas Ferradás¹ ; Abel Niebla Piñero¹ ; Breogán Sobral Asprez¹ ; María de las Mercedes Fustes Sanjuán¹ ; Paula Rosa Menéndez¹ ; Manuel Rodríguez Pazos¹ ; Marta Rodríguez Portabales¹ ; María Luisa Chapel Gómez¹

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

Corresponding Author:

Introducción

La estimación de la dosis absorbida por el tejido glandular mamario viene dada por la dosis glandular media (DGM), que representa el riesgo de carcinogénesis debido a la radiación ionizante en mamografía. Uno de los factores de los que depende la estimación de la DGM es la calidad del haz de radiación definida por la capa hemirreductora (HVL).

En este trabajo se hace una comparativa entre los valores de la HVL obtenidos con diferentes combinaciones de filtros de aluminios de distinta pureza, posiciones de los filtros y permutando el orden de los mismos para las calidades de haz W/Rh y W/Ag utilizadas en el modo 2D.

Material y métodos

Se utilizó el mamógrafo Hologic Selenia Dimensions para todas las medidas. Para las medidas de dosis se utilizó una cámara de ionización de 6 cc conectada a un NOMEX dosimeter, ambos de PTW. Se obtuvieron los valores de HVL colocando los aluminios tanto a la salida del colimador como sobre la pala compresora situándola en la posición más alta posible. Los valores de HVL se obtuvieron en el rango de energías de 25-35 kV en intervalos de 1 kV. Se repitieron todas las medidas para tres juegos de aluminio, proporcionados por RADCAL, ARTINIS y SCANDITRONIX.

Resultados

Variación con la posición de los aluminios:

Con el ánodo-filtro W/Rh y atendiendo a la posición de los aluminios, las diferencias porcentuales que aparecen en los valores de HVL obtenidos al colocarlos a la salida del colimador y en la pala compresora oscilan entre 1.4%-1.7%, con ARTINIS, entre 1.8%-2.1% con SCANDITRONIX y entre 1.8%-2.0% con RADCAL. De la misma forma, con W/Ag las diferencias oscilan entre 1.9%-2.2% con ARTINIS, entre 1.1%-1.4% con SCANDITRONIX y entre 1.8%-2.1% con RADCAL. En los seis casos, los valores de HVL son mayores con los aluminios sobre la pala compresora (muestra en figura 1).

Variación con los sets de aluminio:

Comparando los valores de HVL obtenidos con ARTINIS y SCANDITRONIX, se obtienen diferencias entre 8.0%-10.4% para las diferentes combinaciones ánodo-filtro-posición de los diferentes juegos de aluminio. De igual forma varían con SCANDITRONIX y RADCAL entre 7.1%-10.0%, encontrándose la diferencia con ARTINIS y RADCAL entre 0.1%-1.3%. En todos los casos, los valores de HVL obtenidos con SCANDITRONIX son mayores (muestra en figura 2).

Discusión y conclusiones.

Los valores de HVL para todas los juegos de aluminio y las dos combinaciones ánodo-filtro son mayores colocando el aluminio sobre la pala compresora que a la salida del colimador. Aún así, la diferencia es mínima. No hay diferencia apreciable entre los valores de HVL obtenidos con el set de ARTINIS y RADCAL, pero éstos son de media un 9% menor que con el de SCANDITRONIX. Los valores obtenidos de HVL no varían de forma significativa al permutar el orden de las placas para cada juego de aluminio.

Es fundamental conocer el equipamiento de trabajo pues condiciona los valores de parámetros que influirán en la estimación de la DGM.

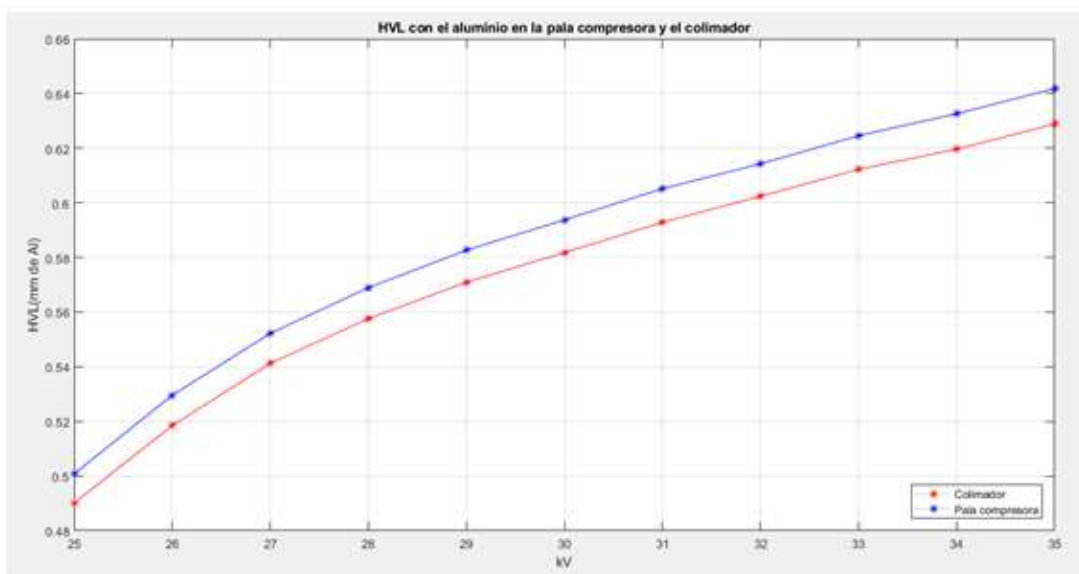


Figura 1. Comparativa pala-colimador para el Al de ARTINIS con W/Ag.

Figure 4: enter image description here

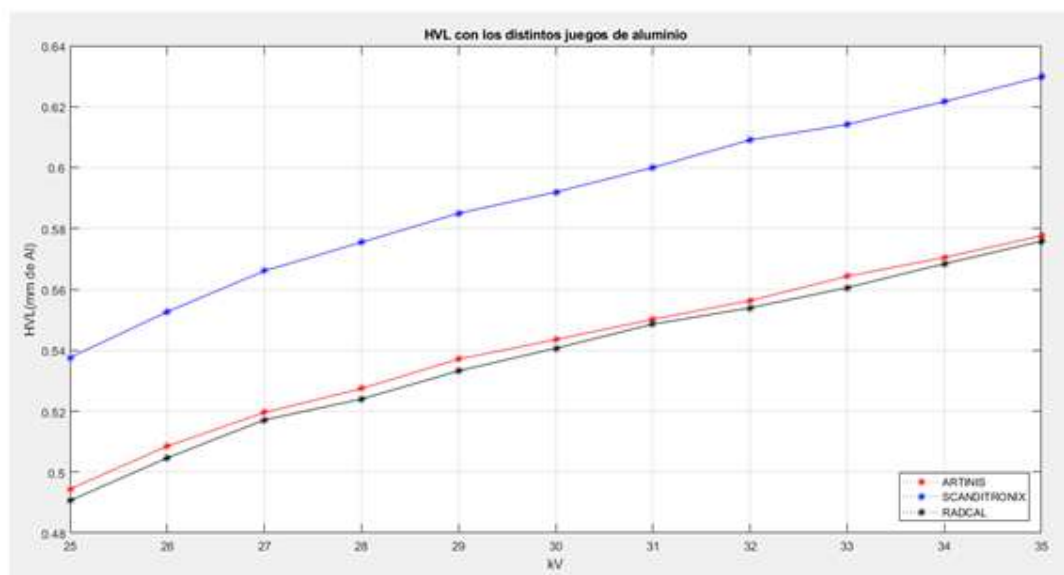


Figura 2. Comparativa de los sets de aluminio para W/Rh colocados en el colimador.

Figure 5: enter image description here

Curso de actualización: TRS 483 & ICRU 91 / 742

ICRU 91: Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams

Autor: M carmen Baños Capilla¹

¹ hospital Vithas Virgen del Consuelo - S. Radiofísica

Corresponding Author: maycab@icloud.com

Esta nueva publicación cubre de forma extensiva los distintos aspectos relativos al tratamiento con haces de campos pequeños aplicados a las técnicas Estereotácticas: Radiocirugía craneal (SRS) y extra-craneal (SBRT).

Recoge en detalle las pautas para realizar la dosimetría y comisionado de los haces pequeños publicadas con anterioridad en protocolos de la IAEA y AAPM.

Presenta las recomendaciones de los algoritmos de cálculo de los planificadores que deben y que no deben emplearse según las diferentes condiciones de heterogeneidad o localización anatómica.

Resume protocolos de control de calidad publicados por sociedades internacionales, hasta terminar con las recomendaciones de las técnicas de imagen guiada necesarias para conseguir la aplicación de los tratamientos de una forma exacta y reproducible.

Así mismo da pautas claras para la creación de los distintos volúmenes que definen el tratamiento, aportando las guías para registrar y crear informes de los tratamientos de SRT.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (1) / 481

Validez del método de Robson en polinomios de ajuste de grado 2

Autores: Daniel Martínez González¹ ; Vitor Raposo Furelos^{None} ; Aitor Fernández Iglesias¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Fernando Caudepón Moreno¹ ; Santiago Miquélez Alonso¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Naiara Fuentemilla Urío¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Anastasio Rubio Arróniz¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

Corresponding Author: d.martinez.gonzalez@navarra.es

Introducción

K.J. Robson propuso un método para reducir el número de medidas requeridas para caracterizar el rendimiento y la capa hemirreductora (CHR) de un mamógrafo, de forma que sólo fuera necesario conocer los valores a un kV de referencia y disponer de curvas de ajuste obtenidas en controles anteriores para caracterizar el equipo. Además, Robson propone que dichos ajustes sean potencial para el rendimiento y polinómico de grado 2 para la CHR.

El objetivo de nuestro trabajo es comprobar la validez del método de Robson empleando ajustes polinómicos de grado 2 en vez de uno potencial para el rendimiento, comparando los resultados obtenidos de una y otra forma.

Material y métodos

Para este trabajo se realizaron medidas en un mismo mamógrafo para obtener un total de 78 polinomios de ajuste de grado 2, con un coeficiente de correlación promedio de dichos ajustes de 0,9832.

Con las curvas anteriores se aplicó el método de Robson. Para ello, se seleccionaron los primeros ajustes realizados como referencia inicial y se supuso que los coeficientes del término cuadrático y lineal serán los mismos para todos los ajustes posteriores. Finalmente, el término independiente del polinomio de cada caso se obtuvo imponiendo que pasase por el valor de la medida con 30 kV, de forma que:

$$c = M(30\text{kV}) - a \cdot \text{kV}^2 - b \cdot \text{kV}$$

Por último, se compararon los valores de rendimiento, CHR y DGM obtenidos con el método de Robson y con la curva de ajuste medida.

Resultados

Los resultados obtenidos comparando los ajustes reales y los obtenidos por el método de Robson son los siguientes:

	Rendimiento (%)	CHR (mm Al)	DGM (%)
Promedio de las desviaciones de los ajustes obtenidos por el método de Robson frente a los ajustes reales	0,81%	0,006	0,44%
Máxima desviación de los ajustes obtenidos por el método de Robson	7,71%	0,022	2,65%

Figure 6: Comparación de los ajustes reales y Robson.

A modo de referencia, K.J. Robson ofrece los siguientes resultados en su artículo:

	Rendimiento (%)	CHR (%)	DGM (%)
Promedio de las desviaciones de los ajustes obtenidos K.J. Robson	2,50%	1,00%	-
Máxima desviación de los ajustes obtenidos por K.J. Robson	9,20%	-3.5%	9,20%

Figure 7: Resultados ofrecidos por Robson en su artículo.

Discusión

Si comparamos nuestros resultados con los ofrecidos por Robson en su artículo, vemos que las desviaciones obtenidas empleando un polinomio de ajuste de grado 2 para el rendimiento son inferiores a las obtenidas por un ajuste potencial. Además, aplicando nuestro método vemos que las diferencias en la DGM calculada son pequeñas, lo cual lo valida como forma de reducir el tiempo necesario para comprobar que el funcionamiento de un equipo es correcto.

Conclusiones

Nuestro trabajo demuestra que el método de Robson es aplicable a ajustes polinómicos de grado 2. Empleando este método es posible reducir el tiempo necesario para comprobar la dosis glandular media que nos ofrece un equipo de mamografía sin introducir errores considerables en los resultados obtenidos.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (1) / 597

Evaluación del funcionamiento de un software de rejilla virtual para la mejora de la calidad de imagen en radiología portátil

Autores: Raúl Sánchez López¹ ; Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Noelia Suárez Álvarez¹ ; Alvaro Antonio Fernandez Lara² ; Sofía García Repiso¹ ; Pablo Gómez Llorente¹ ; Carlos Montes Fuentes¹

¹ Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Hospital Universitario de Salamanca

Corresponding Author: rslopez@saludcastillayleon.es

Introducción

La rejilla antidifusora permite reducir la radiación dispersa que llega al detector, mejorando el contraste. Pero en radiología portátil puede ocasionar artefactos por mal alineamiento tubo-detector. Para mejorar la calidad de imagen, algunos fabricantes han desarrollado algoritmos de corrección de la radiación dispersa que simulan el comportamiento de la rejilla. En este trabajo se evalúa la eficacia de un algoritmo, analizando la relación contraste-ruido (RCR) obtenida en un maniquí de contraste-detalle para diferentes técnicas de adquisición y espesores de PMMA.

Material y métodos

Se utiliza un maniquí de contraste-detalle CDRAD 2.0 (Artinis) y un equipo de radiología portátil FDR Go (Fujifilm), que dispone de tecnología de rejilla virtual "Virtual Grid™". Se adquieren radiografías, con el mismo kerma en el detector para 80kV y 10cm de PMMA (referencia) modificando los espesores de PMMA, tensiones y valores de kerma. Se analiza cada imagen con y sin corrección de rejilla, calculando la RCR para el objeto de mayor profundidad y diámetro: $RCR = \frac{VMP_{objeto} - VMP_{fondo}}{\sqrt{DTP_{objeto}^2 + DTP_{fondo}^2}}$.

Además, se determina su valor en las tres primeras filas para estudiar la dependencia con el contraste y el tamaño. El software permite seleccionar kV y mAs virtuales para aplicar la corrección.

Resultados

En la tabla se incluye la RCR del objeto para 18 imágenes, clasificadas según varía el espesor de PMMA, kerma o kV. Se calcula la mejora de RCR para cada pareja de imágenes, con y sin corrección de rejilla virtual. En la gráfica se representa la RCR para objetos de diferente contraste y tamaño.

kV	kerma (μGy)	Espesor (cm PMMA)	Virtual Grid	RCR	Mejora RCR (%)
80	2.38	5 cm	SI	4.30	13.3
			NO	3.80	
	2.46	10 cm	SI	3.73	15.2
			NO	3.24	
	2.56	15 cm	SI	3.28	29.4
			NO	2.54	
2.45	20 cm	SI	2.67	35.9	
		NO	1.96		
80	1.18	10 cm	SI	2.87	28.2
			NO	2.24	
	2.46		SI	3.73	15.2
			NO	3.24	
	5.00		SI	4.55	9.66
			NO	4.15	
	10.03		SI	5.93	8.43
			NO	5.47	
60	2.47	10 cm	SI	3.61	13.4
	NO		3.18		
80	2.46		SI	3.73	15.2
			NO	3.24	
99	2.58		SI	3.50	22.4
			NO	2.85	

Figure 8: Comparativa de la RCR

Discusión

Se observa una mejora de la calidad de imagen al aplicar la corrección de rejilla virtual en todos los casos. Estudiando la diferencia relativa de RCR, se considera:

- Variación con espesor de PMMA: la rejilla virtual mejora la RCR para espesores grandes (más radiación dispersa), alcanzando una diferencia relativa del 35.9% para 20cm, frente al 13.3% para 5cm.
- Variación con el kerma: en condiciones similares de espesor y kV, la RCR aumenta con la dosis. Sin embargo, la diferencia relativa con y sin rejilla aumenta para menores valores de dosis, siendo un 28.2% para 1.18 μGy frente al 8.43% para 10.03 μGy . El algoritmo resulta más eficaz para valores pequeños de kerma.
- Variación con el kV: mientras que la RCR sin rejilla disminuye al aumentar el kV, debido al aumento de la radiación dispersa, la RCR con rejilla apenas sufre variaciones. Se produce una mejora del 22.4% para 99kV, siendo el efecto beneficioso de la corrección mayor para kV altos.

No se aprecia una diferencia importante al modificar los parámetros estándar de procesado sobre la imagen de referencia.

Conclusiones

El análisis realizado demuestra que la corrección de rejilla virtual mejora la calidad de imagen, sin necesidad de aumentar la dosis a paciente, en todos los casos considerados. El efecto del algoritmo Virtual GridTM es mayor cuando el kerma a la entrada del detector es bajo y en situaciones de mayor radiación dispersa (espesores grandes y altos kV). En futuros trabajos se comparará con otros algoritmos.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (1) / 684

Ajuste del CAE empleando la relación señal ruido obtenida indirectamente a partir del índice de exposición en equipos de radiología digital con paneles planos extraíbles.

Autores: María del Carmen Castellet García¹ ; Aitor Fernandez Iglesias² ; Víctor Raposo Furelos^{None} ; Daniel Martínez González² ; Rocío Estrada García² ; Fernando Caudepón Moreno² ; Laura Bragado Álvarez² ; Naiara Fuentemilla Urio² ; Santiago Miquelez Alonso² ; Fernando Mañeru Cámara² ; Santiago Pellejero Pellejero² ; Tasio Rubio Arróniz²

¹ *Consortio Hospitalario Provincial de Castellón*

² *Complejo Hospitalario de Navarra*

Corresponding Author: carmina.castellet@gmail.com

Introducción

La optimización de los procedimientos en radiología digital se basa en alcanzar un compromiso entre calidad de imagen y dosis impartida. Para ello es necesario realizar un ajuste del control automático de la exposición (CAE) para cada procedimiento.

Realizamos un ajuste del CAE empleando como indicador de calidad de imagen la relación señal ruido (RSR) y como indicador de dosis el kerma en aire (K_a) a la entrada del receptor obtenidos a partir del índice de exposición (IE).

Materiales y métodos

Equipos de radiología digital, cinco Discovery 656 (General Electric Healthcare, US) y tres DRX-Evolution Plus (Carestream, US), con dos paneles planos extraíbles de CsI. Evaluamos la respuesta espectral de los paneles planos a las tensiones y filtraciones de PMMA a la salida del haz mostradas en la Tabla 1. Para cada combinación adquirimos cuatro imágenes con distintos valores de mAs. Para cada imagen “for processing” obtenemos el valor de la RSR a partir del valor medio de píxel (VMP) y la desviación estándar (SD) y el valor del K_a a partir del IE. Tomamos como referencia la tensión de 80 kV y la filtración de 15 cm de PMMA y realizamos un ajuste lineal para obtener una relación de transferencia entre la RSR y el K_a . Calculamos la RSR de referencia para K_a igual a 1.5, 2, 2.5 y 3 μ Gy. Una vez obtenidas estas RSR_{ref} , realizamos otro ajuste para obtener el K_a que produce la misma RSR que las condiciones de referencia para las diferentes combinaciones. Por último, evaluamos el error cometido en la obtención de la RSR para las diferentes combinaciones al emplear la relación de transferencia en condiciones de referencia.

Resultados y discusión

La respuesta de los paneles planos para un mismo valor de K_a depende de la calidad del haz y la eficiencia del detector.

En la tabla 1 se recogen los valores de K_a necesarios para obtener una RSR igual a RSR_{ref} para los equipos empleados.

En la tabla 2 se recogen las diferencias relativas entre la RSR obtenida a partir de la relación de transferencia para las diferentes tensiones y filtraciones y la RSR_{ref} para los equipos empleados.

Tabla 1 Valores de K_a necesarios para obtener una RSR igual a RSR_{ref} (referencia 15 cm PMMA y 80 kV) para diferentes tensiones y filtraciones de PMMA a la salida del haz para los dos tipos de equipos empleados.

cm PMMA	kV	K_a (μ Gy)							
		GE Discovery 656				Carestream DRX-Evolution Plus			
		$RSR_{ref}=53.7$	$RSR_{ref}=61.6$	$RSR_{ref}=69.5$	$RSR_{ref}=77.4$	$RSR_{ref}=54.3$	$RSR_{ref}=60.1$	$RSR_{ref}=65.9$	$RSR_{ref}=71.7$
5	50	2.6	3.2	3.8	4.4	2.7	3.3	4.0	4.6
5	60	2.1	2.6	3.1	3.6	2.1	2.7	3.3	3.9
10	60	1.9	2.5	3.0	3.5	2.9	3.8	4.7	5.6
10	70	1.7	2.2	2.6	3.1	2.4	3.3	4.1	4.9
10	80	1.6	2.1	2.5	3.0	2.5	3.3	4.1	4.9
15	70	1.6	2.1	2.6	3.0	1.5	2.0	2.4	2.9
15	80	1.5	2.0	2.5	3.0	1.5	2.0	2.5	3.0
15	90	1.4	1.9	2.4	2.9	1.5	2.0	2.5	3.0
15	100	1.5	1.9	2.4	2.8	1.6	2.1	2.7	3.2
15	110	1.5	2.0	2.5	2.9	1.6	2.2	2.7	3.3
15	120	1.6	2.0	2.5	2.9	1.8	2.4	3.0	3.5
20	100	1.5	2.0	2.4	2.9	1.6	2.1	2.7	3.2
20	110	1.6	2.0	2.5	3.0	1.7	2.2	2.8	3.4
20	120	1.6	2.1	2.6	3.0	1.9	2.4	3.0	3.5
20	130	1.7	2.1	2.6	3.1	2.0	2.6	3.1	3.7
25	110	1.6	2.1	2.5	3.0	1.6	2.2	2.7	3.3
25	120	1.7	2.2	2.7	3.2	1.8	2.3	2.9	3.4
25	130	1.7	2.2	2.7	3.2	2.0	2.5	3.1	3.7

Figure 9:

Tabla 2 Diferencias relativas entre la RSR obtenida a partir de la relación de transferencia para las diferentes tensiones y filtraciones y la RSR_{ref} para los dos tipos de equipos empleados.

cm PMMA	kV	Δ_{RSR} (%)							
		GE Discovery 656				Carestream DRX-Evolution Plus			
		K_a (μ Gy)				K_a (μ Gy)			
		1.5	2	2.5	3	1.5	2	2.5	3
5	50	-26.2	-17.6	-11.7	-20.6	-19.9	-20.0	-20.0	-20.1
5	60	-18.2	-13.7	-8.8	-9.1	-12.1	-12.2	-12.2	-12.2
10	60	-12.5	-8.3	-4.6	-3.5	-17.1	-20.0	-22.1	-23.9
10	70	-5.5	0.2	2.9	4.6	-11.9	-14.8	-17.1	-18.8
10	80	-3.1	-2.6	-1.7	-1.1	-12.3	-15.2	-17.4	-19.2
15	70	-3.8	-1.1	0.9	3.4	0.4	0.9	1.3	1.5
15	80	0	0	0	0	0	0	0	0
15	90	3.8	3.6	1.5	8.3	1.0	0.6	0.3	0.1
15	100	1.1	0.1	-1.8	-2.6	-1.7	-2.3	-2.8	-3.3
15	110	-1.0	0.4	-1.1	-3.0	-2.5	-3.4	-4.0	-4.6
15	120	-1.6	-0.7	-2.4	-5.3	-5.2	-6.3	-7.2	-7.9
20	100	-1.2	-1.3	-6.6	-8.5	-1.5	-2.2	-2.6	-3.0
20	110	-2.3	-2.4	-4.5	-5.8	-3.4	-4.4	-5.1	-5.7
20	120	-3.7	-3.7	-6.0	-9.0	-7.0	-7.6	-8.0	-8.4
20	130	-5.0	-4.8	-7.2	-9.5	-8.8	-9.7	-10.4	-11.0
25	110	-2.4	-2.2	-4.7	-5.7	-2.7	-2.9	-3.1	-3.2
25	120	-5.0	-3.0	-4.9	-6.7	-5.8	-6.2	-6.6	-6.8
25	130	-7.1	-4.8	-7.0	-9.3	-8.7	-9.2	-9.6	-10.0

Figure 10:

Conclusiones

Se ha obtenido una relación entre el IE y la RSR, que evita tener que realizar medidas de VMP y SD en las imágenes “for processing”, de difícil obtención en la mayoría de sistemas. Esta relación evita linealizar las imágenes.

Los resultados de la Tabla 1 muestran que para obtener una misma respuesta en RSR, el K_a necesario es mayor para espesores y tensiones bajas.

Según la Tabla 2, emplear una única relación de transferencia para calcular la RSR a partir del IE implica cometer errores por encima del 10 % en tensiones y espesores por debajo de 60 kV y 5 cm de PMMA para los equipos GE, y de 80 kV y 10 cm de PMMA para los equipos Carestream. En protocolos pediátricos es interesante tener en cuenta estas diferencias de respuesta.

Simposio: Planificación automática / 754

AutoPlan (Pinnacle)

Autor: Juan David García Fuentes¹

¹ *Hospital Ramón y Cajal*

Corresponding Author: juandavid.garcia@salud.madrid.org

Auto-Planning, es un módulo de Pinnacle (Philips) que permite automatizar el proceso de planificación haciendo todas las tareas que típicamente realizaría una persona durante una planificación inversa. Así, la colocación de campos, generación de volúmenes auxiliares y la inclusión y modificación de límites de dosis durante distintas rondas de optimización se realizan sin necesidad de intervención humana.

Se presentará también la herramienta PlanIQ, que estima de los histogramas dosis-volumen alcanzables a partir de la geometría del PTV y de los órganos de riesgo y que se integra con el módulo de Auto-Planning.

Simposio: Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia / 815

Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia. Una experiencia de usuario

Autor: Francisc Rosales¹

¹ *Hospital Basurto*

Corresponding Author: prcorreo@gmail.com

En 2010 Osakidetza-Servicio Vasco de Salud inicia actuaciones internas de cara a sistematizar en sus instalaciones la recogida de datos dosimétricos de sus pacientes, la sensibilización de sus médicos prescriptores sobre la justificación de las exploraciones con uso de radiaciones ionizantes y la optimización del balance dosis-calidad de imagen en las mismas. En la presentación, el ponente, radiofísico de uno de los hospitales participantes en este proceso presenta la situación actual del mismo y lo analiza desde su punto de vista, mostrando los resultados positivos obtenidos y analizando las dificultades halladas y los errores cometidos a su juicio a lo largo de todo el proceso.

Simposio: Estrategia del OIEA para fortalecer la seguridad y protección radiológica en América Latina y el Caribe. Resultados, alianzas y perspectivas / 796

Estrategia del OIEA para fortalecer la seguridad y protección radiológica en América Latina y el Caribe. Resultados, alianzas y perspectivas

Autor: Raul Ramirez¹

¹ OIEA

Corresponding Author: r.ramirez@iaea.org

En línea con su mandato para acelerar y aumentar la contribución de la energía nuclear al desarrollo socioeconómico, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) asiste a sus Estados Miembros en el uso pacífico y seguro de aplicaciones y tecnologías nucleares. La División para América Latina y el Caribe del Departamento de Cooperación Técnica desarrolla programas de cooperación técnica con los Estados Miembros de la región en siete áreas de intervención, siendo las de mayor volumen salud humana y seguridad y protección radiológica.

Algunas de las prioridades estratégicas en el área de seguridad y protección radiológica formuladas en el marco del Acuerdo Regional ARCAL 2016 - 2021 son, entre otras: (i) la aplicación y puesta en práctica de los principios y requisitos de protección radiológica de acuerdo con lo establecido en las recomendaciones internacionales para el control de la exposición médica; (ii) la implementación de sistemas de calidad en los servicios técnicos; y (iii) la creación y actualización de capacidades para la calibración a niveles de protección radiológica, radioterapia y radiodiagnóstico en los laboratorios secundarios de calibración dosimétrica.

En este contexto, el OIEA promueve las recomendaciones del Llamado de Bonn a la Acción de 2012 y la creación de redes de colaboración siguiendo un enfoque holístico nacional-integral que busca la alianza entre los gobiernos nacionales, los órganos reguladores, los usuarios finales, los servicios técnicos y las asociaciones e instituciones profesionales, así como los organismos y entidades internacionales. El OIEA brinda su apoyo a los Estados Miembros a través de la creación de redes y de cooperación, la elaboración y disseminación de normas internacionales y la educación profesional estratégica que fomenta el liderazgo, la armonización y coordinación de actividades para la creación de un impacto mayor en los países.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 49

Blindaje de una instalación PET en presencia de gammacámaras en zonas anexas

Autores: Javier Sánchez Jiménez¹ ; Lara Núñez Martínez¹ ; María Luisa Martín Albina¹ ; Juan Morillas Ruiz¹ ; Fernando Pizarro Trigo¹ ; Diego Bengoechea Álvaro¹ ; Teresa Cepas Arroyo¹ ; Susana Crespo Mesa¹ ; Ignacio Agustín Pérez Urbón¹ ; Sandra Zaballós Carrera¹

¹ Hospital Universitario de Burgos

Corresponding Author: jsanchezj@saludcastillayleon.es

1.- Introducción

El cálculo del blindaje en una instalación PET se centra en la protección a los trabajadores y personal del público.

Sin embargo, cuando existen equipos de imagen detectores de radiación en las zonas anexas, las consideraciones con los blindajes pueden cambiar sensiblemente dado que la radiación emitida por los pacientes puede llegar a interferir en las imágenes de las gammacámaras.

No existen referencias bibliográficas acerca de esta situación, lo que obliga a la realización de ensayos experimentales previos al diseño de los blindajes.

2.- Material y método

Se implanta una instalación PET en el Servicio de Medicina Nuclear, situada en la planta inmediatamente inferior de las salas en las que se encuentran ubicadas las gammacámaras.

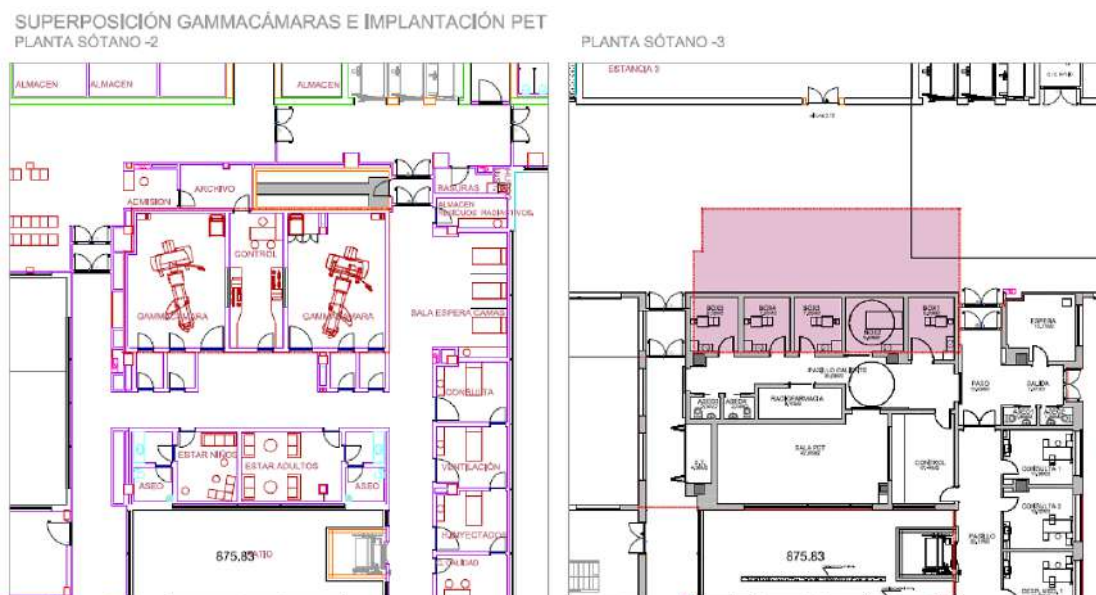


Figure 11: Plano con la disposición de la Instalación PET y las gammacámaras

El blindaje existente entre ambos niveles es de 32cm de hormigón. Un espesor más que suficiente para mantener las dosis al personal por debajo de los límites legalmente establecidos.

Dada la presencia de las gammacámaras se realiza un estudio previo al cálculo de los blindajes mediante una dosis de Fluor-18-DeoxyGlucosa (FDG) de 3380MBq.

Ambas gammacámaras son modelo Siemens Symbia-T. Se señala en el piso inferior la posición de las gammacámaras. Se coloca la dosis de FDG en la zona inmediatamente inferior, y en la zona donde van ubicadas las salas de captación. Se realizan adquisiciones con y sin colimador para reproducir la situación clínica y de calibración.

3.- Resultados

En la zona más próxima al cabezal aparece una señal significativa que alcanza las 7.71cps/MBq en ausencia de colimador.

En la zona donde se encuentran los boxes de captación y en la posición de reposo del paciente, con el colimador de baja energía instalado se obtienen tasas de cuentas más modestas de 3,17 cp-min/MBq.

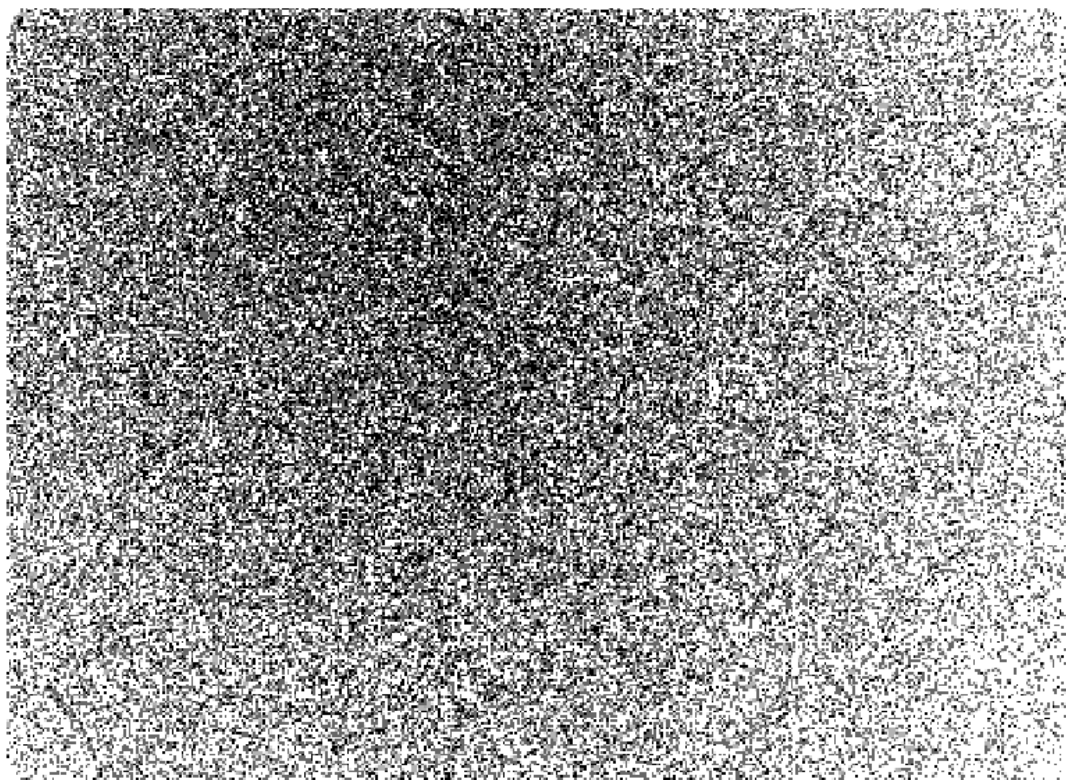


Figure 12: Imagen en gammacámara con colimador LEHR y fuente de FDG en posición de paciente en reposo

En los cálculos del blindaje se utiliza como dosis estándar inyectada a un paciente 185MBq y como factor de autoatenuación por el paciente 0,643.

Se establece un límite admisible de contribución a la imagen de un 1% para una imagen clínica. Son habituales estudios clínicos (rastreos) con tasas de 2-4 Kcpmin. En este caso el blindaje existente debería aumentar en 16 mmPb.

Se establece un límite de 0,5% para adquisiciones de calibración y verificación. Existen estudios de verificación y calibración con contajes de 5Kcps. El blindaje adicional estimado en este caso sería de 40 mmPb lo que lo hace poco viable en la práctica.

4.- Discusión

Debe tenerse en cuenta la presencia de gammacámaras en las proximidades de una instalación PET en la valoración del blindaje.

El blindaje requerido para evitar la influencia en las calibraciones y controles de calidad puede ser de tal magnitud que podría ser recomendable realizar estas labores fuera de la actividad de la instalación PET.

5.- Conclusiones

Dada la falta de información y referencias respecto a los blindajes y sensibilidad de las gammacámaras se recomienda efectuar ensayos experimentales previos al diseño de la instalación.

Autor: José Luis Carrasco Rodríguez¹

¹ *Hospital Virgen de la Victoria - Servicio Andaluz de Salud*

Corresponding Author: jlcrmgmm@gmail.com

Introducción

El RD 783/2001 establece que las dosis individuales de trabajadores cat. B se podrán estimar mediante dosimetría de área si los resultados prueban su correcta clasificación.

En 2009, el Foro sobre PR en el Medio Sanitario publicó un Protocolo de estimación de dosis a trabajadores cat. B con dosimetría de área, basado en un Estudio de Viabilidad. En ellos se establecía que no sería adecuada la estimación de la dosis con dosimetría de área si los valores de dosis asignados superaran 2mSv/año.

Se excluía la aplicación del Protocolo a los trabajadores que en su actividad permanecieran junto al haz de rayos x. En los Quirófanos Generales, la exclusión procedía básicamente de la dificultad para estimar de forma individual las dosis, debido a las dificultades para registrar tiempos, distancias, ... de exposición de cada trabajador.

Sin embargo, es en este entorno (Quirófanos Generales) donde más eficiente es el uso de dosimetría de área, puesto que un solo dosímetro ubicado en el arco puede servir para caracterizar varias dosimetrías individuales debido a la alta ocupación de los quirófanos, con personal de distintas categorías y especialidades.

Material y Métodos

Se sitúan dosímetros de área a 45° sobre la horizontal (posición aproximada del tórax del trabajador), en la parte interior (aprox. 50 cm paciente-dispersor) de cada uno de los arcos quirúrgicos de Quirófanos Generales del Hospital Virgen de la Victoria de Málaga, ubicados en cajitas fijadas al arco con tornillos de cabeza especial. El personal del SPR se encarga de la colocación de los dosímetros. Los dosímetros son leídos mensualmente por CND

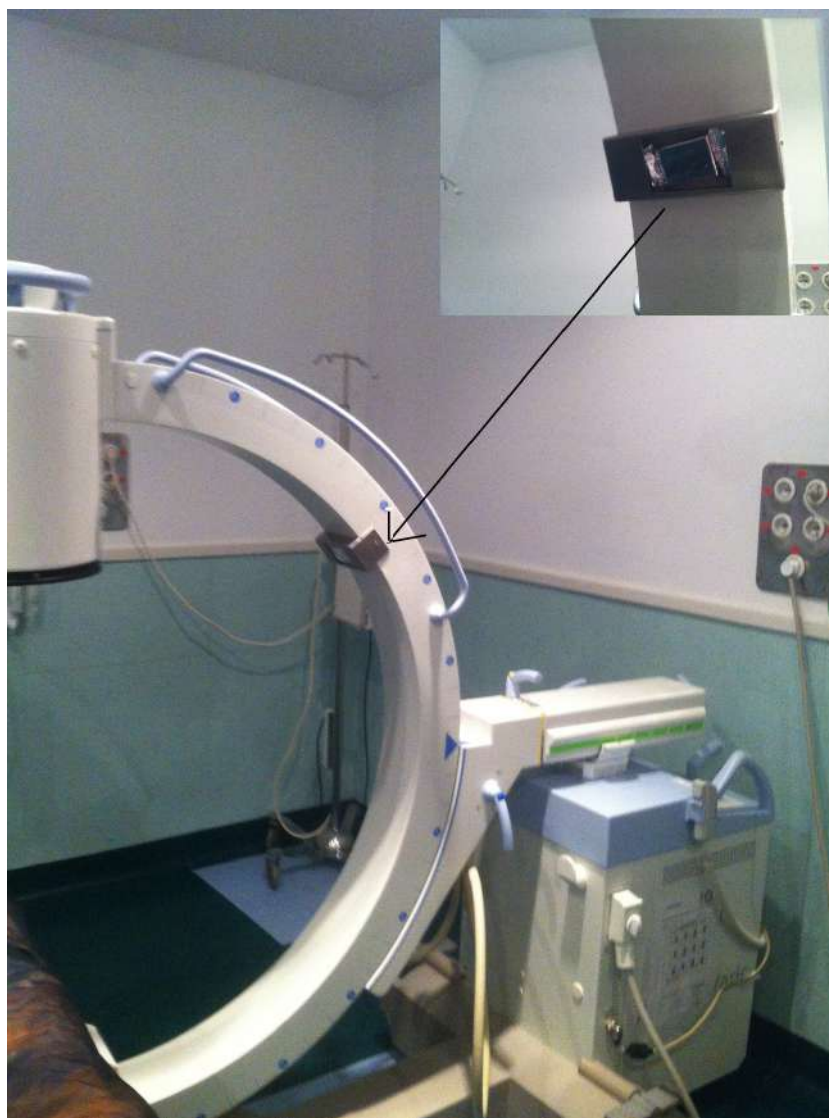


Figure 13: Ubicación dosímetro de área en arco

Se implantó un Protocolo (sujeto a evaluación e inspección del CSN) de estimación de valor máximo de dosis por especialidad y categoría, en base a los arcos y frecuencia habitual de uso, y factores de reducción por uso de EPI y distancia. De esta forma, mensualmente, al DUE-tipo de Quirófanos se le asigna dosis máxima igual a la suma de dosis de área (Hp(10)) de todos los arcos que utilizan, corregida por factores 0,25 (supuesto distancia promedio 1 m a paciente) y 0,10 (uso de delantal plomado 0,25 mm Pb mínimo). Al especialista-tipo más frecuente (COT), dosis máxima igual a la suma de dosis de área (Hp(10)) de todos los arcos que utilizan corregida por factor 0,10 (delantal plomado). Para otras especialidades se establecen factores de reducción por uso ocasional de los arcos. El resultado mensual se redondea a la décima de mSv, según sistemática de CND. Las asignaciones son extremadamente conservadoras, por lo que son cotas superiores muy por encima de las dosis reales individuales.

Resultados

Se presentan las estimaciones de dosis máximas anuales (EDMA) (2009-2018) para DUE-tipo quirófanos y facultativo-tipo (COT), y comparación con dosis área en Quirófano de Cirugía Vascular, donde no se aplica el Protocolo y el personal está clasificado A con dosimetría individual.

DUE-TIPO (Dosis en mSv)

AÑO	DOSIS ÁREA AC. ANUAL (Hp(10))	Max. Mensual	Mín. Mensual	Dosis máxima personal anual estimada
2009	9,7	1,1	0,3	0,2
2010	7,7	1,3	0,3	0,2
2011	4,8	1	0,1	0,2
2012	8,3	1,1	0,2	0,2
2013	7,1	2,1	0	0,2
2014	11,7	1,8	0,3	0,3
2015	10,6	2,3	0,3	0,3
2016	10,3	2,2	0,3	0,3
2017	11,4	2,2	0,5	0,3
2018	19,4	2,9	0,3	0,5

COT-TIPO (Dosis en mSv)

AÑO	DOSIS ÁREA AC. ANUAL (Hp(10))	Max. Mensual	Mín. Mensual	Dosis máxima personal anual estimada
2009	9,9	1,1	0,3	1
2010	7,7	1,3	0,3	0,8
2011	4,6	0,9	0,1	0,5
2012	7,8	1,1	0,2	0,8
2013	8,5	2,1	0,1	0,9
2014	11	1,8	0,3	1,1
2015	11,2	2,3	0,3	1,1
2016	8,4	1,8	0,1	0,8
2017	7,7	0,9	0,4	0,8
2018	14,8	2,3	0,2	1,5

DOSIS ÁREA EN QUIRÓFANO C. VASCULAR (Dosis en mSv)

AÑO	DOSIS ÁREA AC. ANUAL (Hp(10))	Max. Mensual	Mín. Mensual
2009	14,1	3,1	0,1
2010	19,5	3,1	0,9
2011	21,5	5,1	0
2012	31,9	6,2	0,3
2013	32,6	5,5	0,8
2014	39,2	6	1,8
2015	32	3,6	0,8
2016	35,4	5,7	0,5
2017	49,1	8,6	1,7
2018	38,9	5,5	1

Figure 14: EDMA

Discusión

El uso de dosímetros de área calibrados en Hp(10), expuestos sin retrodispersión por tejidos, puede dar lugar a subestimaciones del orden del 12%. Asumiendo este error, en el caso más limitante, las EDMA son inferiores a 2 mSv/año.

Las EDMA se mantienen similares en años sucesivos, pero se observa tendencia creciente que, en caso de mantenerse, podría llevarnos en el futuro a implementar dosimetría individual.

Conclusiones

En nuestra experiencia (hospital tamaño medio), se puede garantizar la seguridad radiológica en Quirófanos Generales utilizando dosimetría de área como estimador de dosis máximas personales, mediante la aplicación de Protocolo que tenga en cuenta aspectos particulares según categoría profesional y especialidad.

Autores: María Pinto Mondedero¹ ; Nuria Gómez² ; Juan Carlos Medrano² ; Julia Ciudad³ ; Cristina Isabel² ; Cristina de la Fuente⁴ ; Paloma Roncero⁵ ; Javier Hernán⁵

¹ S. Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² S. Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

⁴ S. de Radioterapia. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

⁵ S. de Radioterapia. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: maria.pinto@salud.madrid.org

Introducción

Los tratamientos de radioterapia son cada vez más complejos. Debido a las dosis elevadas impartidas a los pacientes, la seguridad de estos es un objetivo principal del proceso radioterápico.

A pesar de los controles de calidad y del establecimiento de protocolos de trabajo, se siguen detectando incidentes de menor o mayor importancia.

Con el fin de mejorar la seguridad de los tratamientos, analizar los riesgos y aprender de los incidentes detectados, se ha puesto en marcha un sistema interno de notificación de incidentes en radioterapia (SINIRT).

El objetivo de este trabajo es describir el funcionamiento y analizar la evolución del SINIRT desde su puesta en marcha.

Material y Métodos

En el año 2017 se fundó el Grupo de Trabajo de Seguridad del Paciente en Radioterapia (GTSP) en el Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, con el objetivo de optimizar la seguridad del paciente en el proceso radioterápico.

Dentro de la actividad del GTSP se decidió poner en marcha el SINIRT y facilitar el acceso a todos los trabajadores implicados para comunicar cualquier incidente de forma anónima, entendiendo como “incidente” cualquier evento o circunstancia que causa o podría causar un daño innecesario a un paciente, tenga o no consecuencias.

Para ello, se elaboró un sistema de registro alimentado por formularios depositados en un buzón o por acceso electrónico directo con los siguientes campos acerca del incidente: fecha, localización, descripción, consecuencias, cierre, etc.

El sistema fue presentado en sesión a todos los miembros de los Servicios de Radioterapia y de Radiofísica para lograr su máxima difusión y pedir la colaboración de los trabajadores.

En cada reunión del GTSP se analizan los incidentes notificados desde la última sesión, para detectar áreas de mejora en la seguridad, a través de la implementación de nuevos protocolos, controles de calidad adicionales, etc.

Resultados

El número de incidentes notificados registrados durante los dos primeros años se resume en la tabla I. La figura 1a) muestra los incidentes notificados por etapas del proceso. En la categoría “verificación” se incluyen los incidentes relacionados con el cálculo redundante o verificación pre-tratamiento así como la preparación del tratamiento en la red de registro y verificación. La figura 1b) recoge el análisis del tipo de consecuencia para el paciente, considerando que hay una consecuencia “dosimétrica” cuando se ha producido irradiación al paciente, incluido la adquisición de imagen, aunque no tenga relevancia clínica.

Tabla I: Número de incidentes notificados desde la puesta en marcha del sistema interno de notificación de incidentes.

Año	Nº Incidentes notificados
2017	13
2018	29

Figure 15: enter image description here

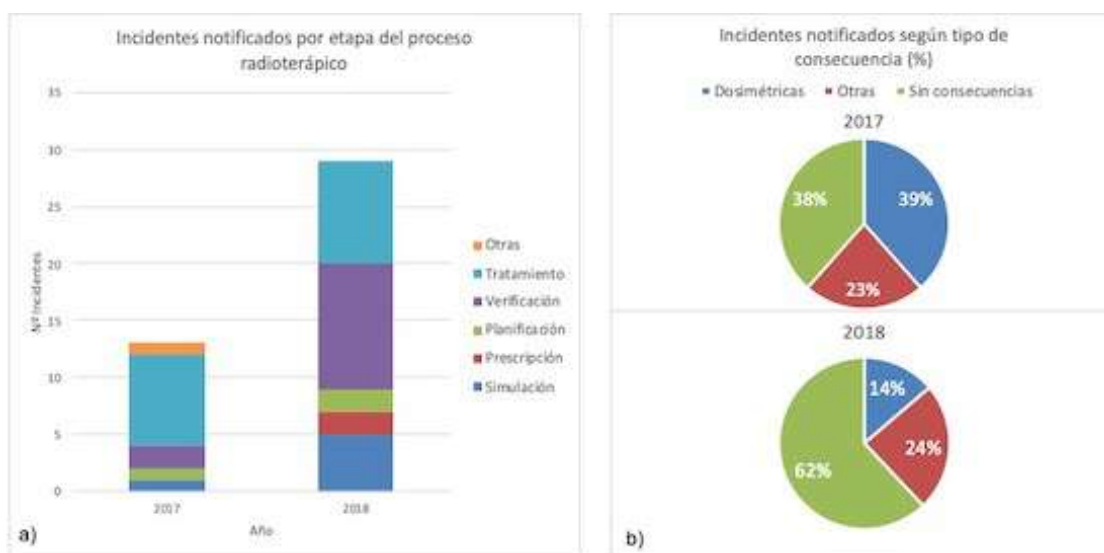


Figura 1: a) Número de incidentes notificados por etapa del proceso radioterápico. b) % incidentes notificados según las consecuencias para el paciente

Figure 16: enter image description here

Discusión

Aunque el SINIRT es aún muy joven, se percibe un aumento notable de las notificaciones durante el segundo año. El número de incidentes ocurrido durante la fase de tratamiento se mantiene estable, siendo el incremento más llamativo en las otras etapas de tratamiento. Asimismo, ha disminuido el número de notificaciones con consecuencias dosimétricas para el paciente y se han incrementado de manera notable los incidentes notificados sin ninguna consecuencia. Esto denota un aumento de la cultura de seguridad y concienciación al notificar los incidentes, especialmente aquellos que no tienen consecuencias y se producen en otras etapas diferentes a la de tratamiento, pero de cuyo análisis se extrae información valiosa para prevenir errores de mayores consecuencias.

Conclusiones

El SINIRT ha mostrado ser una buena herramienta para facilitar la comunicación de incidentes, lo que unido a la difusión de la cultura de seguridad por parte del GTSP, hace que el número de incidentes comunicados se esté incrementando. El análisis de los incidentes es crucial para aprender de los errores, detectar áreas de mejora e implementar nuevas medidas de seguridad.

Simposio: Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia / 823

Experiencia de trabajo en Registro de dosis. Uso de OpenREM.

Autor: Julio Almansa López¹

¹ Hospital Virgen de las Nieves

Corresponding Author: jalmansa.lopez@gmail.com

Desde el año 2010 se vienen realizando tareas asociadas a la preparación, registro y análisis de los indicadores dosimétricos asociados a las exploraciones de diagnóstico por la imagen en el ámbito inicial del Hospital Virgen de las Nieves de Granada y posteriormente de toda la provincia. En la presentación se detallarán las herramientas utilizadas, la historia de este proceso, sus principales hitos y las dificultades y problemas encontrados tanto a nivel técnico como organizativo. Además se mostrarán las posibilidades que brinda un sistema de registro de indicadores dosimétricos open source y gratuito como es OpenREM así como sus limitaciones.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 408

Protección radiológica operacional en la puesta en marcha de un acelerador portátil de electrones para Radioterapia Intraoperatoria

Autor: VERONICA MORAN VELASCO¹

Co-autores: Benigno Barbés² ; Pedro Borja Aguilar² ; Álvaro Perales ; Luis I Ramos² ; Josep M. Martí-Climent²

¹ CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

² Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author:

INTRODUCCIÓN

La práctica de la Radioterapia Intraoperatoria con electrones (IOeRT) está aumentando últimamente, gracias a los aceleradores portátiles de electrones, que evitan tener que ocupar una instalación de radioterapia externa, facilitan emplear la IOeRT dentro de un quirófano, y disminuyen el tiempo de irradiación.

Se adquirió un modelo Liac HWL12, con energías de electrones de 6-12MeV. Los modelos HWL (High WorkLoad) están contruidos para ser utilizados en quirófanos sin blindaje adicional.

En este trabajo analizamos la protección radiológica operacional en el quirófano de IOeRT y en el almacén donde se hace el control de calidad previo al tratamiento. Los controles de calidad semestrales se realizan en un búnker de radioterapia.

MATERIAL Y MÉTODOS

El Liac HWL12 está diseñado para reducir la radiación dispersa. No requiere imanes directores ni focalizadores: tiene una guía de ondas autofocalizada, con el eje hacia el paciente. Su fina hoja dispersora reduce el bremsstrahlung y la creación de neutrones.

Los electrones acelerados son absorbidos por el blindaje, el paciente, y los aplicadores. La principal fuente de radiación dispersa son los fotones de frenado producidos en la hoja dispersora y, en menor medida, en el paciente. Para atenuarlos, se interpone un escudo grueso entre el paciente y el suelo, *beam stopper*.

El acelerador alcanza una dosis por pulso de 6.3cGy/pulso, a frecuencia de 9.4Hz, con una tasa de dosis de 30.3Gy/min. En consecuencia, se requiere un detector de tiempo muerto corto. Para asegurarlo, se compararon valores de tasa de dosis con cinco detectores (un Geiger y cuatro cámaras de ionización). A tasas bajas, los cinco daban valores comparables; a tasas altas, el Geiger medía tasas menores que las cámaras, que diferían poco entre ellas. Para la dosimetría empleamos dos cámaras calibradas en tasa de dosis ambiental H*(10), una de medida y otra de respaldo.

El quirófano tiene 2mm Pb de blindaje. Medimos dosis en 26 puntos, 18 zonas (fig.1). El almacén no tiene blindaje, y medimos dosis en 15 zonas.

En el quirófano, consideramos una carga de trabajo de cinco tratamientos/semana, 1minuto/tratamiento. En el almacén, estimamos 1.5 minutos de disparo para el QA.

RESULTADOS

La tasas de dosis en el exterior del búnker dieron fondo.

Las tasas de dosis en el entorno de quirófano y almacén se presentan en la fig.2, con sus factores de ocupación T. Los puntos con mayor tasa de dosis fueron el control del quirófano (220µSv/h, T=1) y la puerta del almacén (350µSv/h, T=1/16).

Siguiendo el criterio ALARA, optamos por señalar varias zonas (con asterisco en la tabla) como de acceso prohibido durante la irradiación.

Sin *beam stopper*, se alcanza una tasa de dosis de más de 1mSv/h en el piso de abajo.

CONCLUSIONES

Los puntos más comprometidos son los de control del aparato, que reciben 870 y 130 μ Sv/año. Debido al riesgo de exposiciones accidentales, hemos clasificado como profesionalmente expuestos (B) a los profesionales que permanecen en esas áreas durante la irradiación.

Un enclavamiento impide irradiar sin el *beam stopper*. Es importante controlar que funciona.

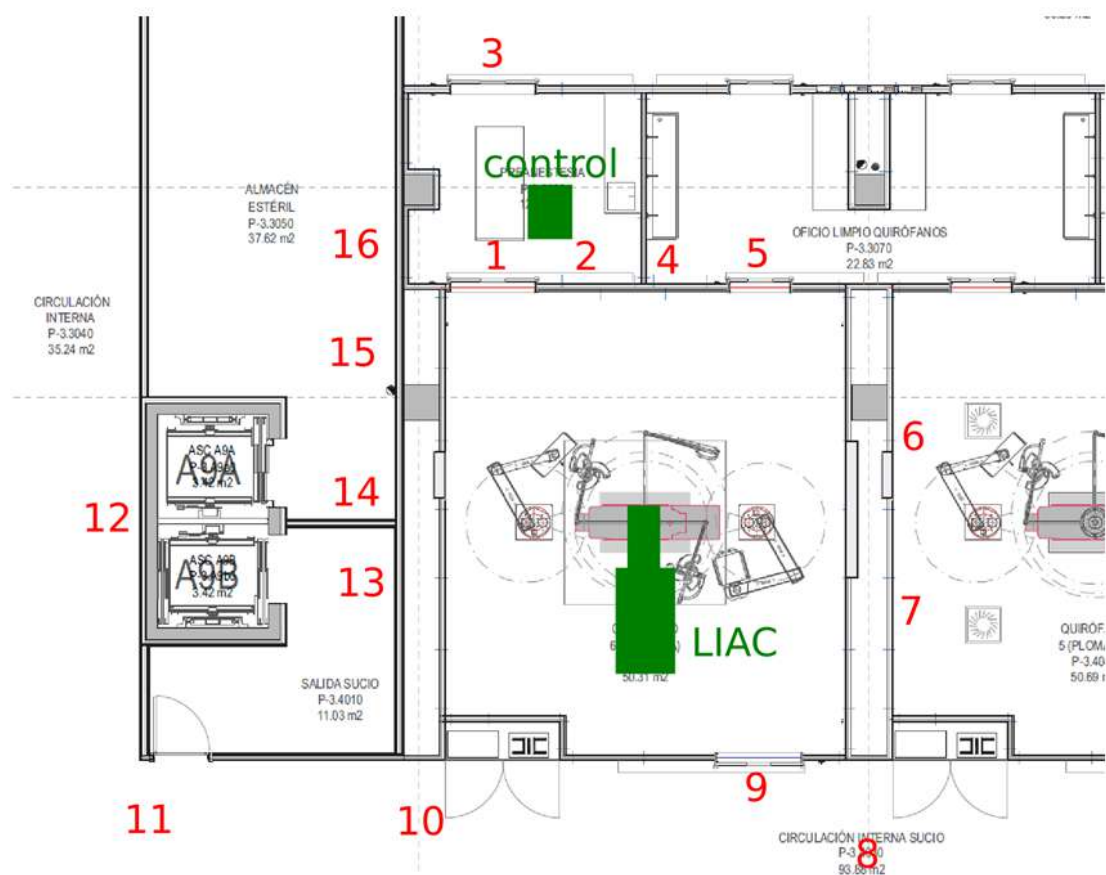


Figure 17:

Quirófano				Almacén			
Punto	Descripción	T	Tasa de dosis (μSv/h)	Punto	Descripción	T	Tasa de dosis (μSv/h)
1	Dintel de la puerta	1	192	1	Puerta	1/16(*)	350
1	Ventana	1	101	2	Pared	1/16(*)	220
1	Puerta	1	200	3	Pared	1/16(*)	250
2	Pared	1	220	4	Pared	1/16(*)	9
3	Dintel de la puerta	1/16	21	5	Barrera	1/16	8,5
3	Ventana	1/16	39	6	Barrera y posición del operador	1	25
3	Puerta	1/16	43	7	Pared	1/16(*)	100
4	Pared	1/4(*)	220	8	Pared	1/16(*)	90
5	Dintel de la puerta	1/4(*)	198	9	Pared	1/16(*)	30
5	Ventana	1/4(*)	118	10	Pared	1/16(*)	22
5	Puerta	1/4(*)	183	11	Pared	1/16(*)	20
6	Pared	1	132	12	Pared	1/16(*)	23
7	Pared	1	137	13	Pared	1/16(*)	100
8	Barrera	1/16(*)	9,5	14	Piso inferior, plaza de garaje 124	1/16	30
9	Dintel de la puerta	1/16(*)	154	15	Piso superior, punto de máxima dosis	1/16	0,5
9	Ventana	1/16(*)	91				
9	Puerta	1/16(*)	147				
10	Pasillo	1/16(*)	22				
11	Barrera	1/16(*)	11,5				
12	Pared	1/16(*)	5,1				
13	Pared	1/16(*)	178				
14	Pared	1/16(*)	161				
15	Pared	1/16(*)	140				
16	Pared	1/16	5,9				
17	Piso inferior, plaza de garaje 119-120	1/16	24				
18	Piso superior, punto de máxima dosis	1/16	0,5				

Figure 18:

Mesa Redonda: Desmantelamiento de instalaciones nucleares y radiactivas / 792

Mesa Redonda: Desmantelamiento de instalaciones nucleares y radiactivas

Autores: Alicia Álvarez García¹ ; Ester García Tapias² ; Fernando Legarda Ibañez³ ; Manuel Ondaro del Pino² ; Oscar González Corral² ; cristina correa saínz⁴

¹ CIEMAT

² ENRESA

³ Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea

⁴ Enresa

Corresponding Authors: alicia.alvarez@ciemat.es, egat@enresa.es, f.legarda@ehu.es, monp@enresa.es, ogoc@enresa.es, ccos@enresa.es

En España se cuenta con experiencia en desmantelamiento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas, principalmente por las actividades que se han realizado o se están realizando en CN Vandellós 1, CN José Cabrera y el Ciemat.

En el proceso de desmantelamiento se llevan a cabo las actividades de descontaminación, desmontaje de equipos, demolición de estructuras y retirada de materiales, para permitir, en último término, la liberación del emplazamiento.

En esta mesa redonda, se pretende, por un lado, presentar lecciones aprendidas en el desmantelamiento desde el punto de vista radiológico, los aspectos relevantes del proceso de desmantelamiento relacionados con la gestión de los materiales radiactivos, la situación actual del desmantelamiento de José Cabrera y los criterios radiológicos para la liberación del emplazamiento y finalmente las líneas generales del desmantelamiento de CN Santa María de Garoña.

Por otro lado, se pretende presentar la experiencia obtenida en el proyecto PIMIC (Plan de Mejora de las infraestructuras del CIEMAT) que se inició en el año 2000 con el objetivo impulsar los desmantelamientos de antiguas instalaciones radiactivas y nucleares y recuperar espacios para transformar el Centro en otro más moderno para cumplir sus nuevos objetivos.

Con este objetivo se efectuará una breve descripción de la evolución proyecto y las distintas fases de ejecución (desmantelamiento del antiguo reactor, de las celdas metalúrgicas y de otras instalaciones asociadas a la primera parte del ciclo (fabricación de concentrados de U). Se incluirá además las actividades de restauración de terrenos.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 414**Puesta en marcha de un sistema de Gestión de Dosis Corporativo de ámbito regional: experiencia y resultados de 4 años**

Autores: Bonifacio Tobarra González ¹ ; Manuel José Buades Forner ² ; Alfredo Serna Bernal ³ ; Manuel Escudero Sánchez ⁴ ; Carlos Iván García ⁵ ; Juan Antonio Gómez Company ⁶ ; Jose María García Santos ⁷ ; María Ángeles Chans Cuervo ⁸ ; Alejandro Puerta Sales ⁹ ; Jose Ignacio Valerio Guimerá ¹⁰ ; Gonzalo García-Calvo Navarro ¹¹ ; David Ramos Amores ¹² ; Rafael Moreno Cano ¹³

¹ Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca.

² Jefe de Sección del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca.

³ Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital General Universitario Santa Lucía

⁴ Responsable del proyecto en la Subdirección General de Tecnologías de la Información. SMS

⁵ Técnico responsable del proyecto en la Subdirección General de Tecnologías de la Información

⁶ Responsable Clínico de los Sistemas de Información. Subdirección General de Atención Sanitaria y Continuidad Asistencial

⁷ Jefe del Servicio de Radiología del Hospital General Universitario Morales Meseguer.

⁸ Jefa del Servicio de Radiología del Hospital General Universitario Santa Lucía y Santa María del Rosell

⁹ Radiólogo Servicio de Radiología Hospital General Universitario Reina Sofía

¹⁰ Dirección de proyectos y grandes cuentas España (GE Healthcare)

¹¹ Gestión Local del Proyecto (GE Healthcare)

¹² Radiofísico del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital General Universitario Santa Lucía

¹³ Radiofísico del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

Corresponding Author: bonificiom.tobarra@carm.es

Introducción

La puesta en marcha de un sistema de registro de dosis a nivel corporativo supone resolver importantes retos tecnológicos y organizativos al no existir precedentes a escala regional. Se describen las principales características de las soluciones adoptadas y algunos de los resultados obtenidos en los 4 años de experiencia.

Material y métodos

En 2014 se adopta en el SMS el sistema de registro de dosis DoseWatch® de GE dentro del Programa Regional de Seguridad del Paciente, coordinado desde la Subdirección General de Tecnologías de la Información. Incluyó el hardware de interconexión, el software de registro y tratamiento de la información, y servicios asociados a la coordinación, seguimiento, formación, cohesión, optimización, etc.

Se han interconectado 12 centros a través de una red propia que envía la información a un CPD central. El sistema se configura para cada modalidad y soporta diferentes estándares de conexión.



Figure 19: Hospitales conectados

Paralelo al registro de dosis, el programa se articula en la justificación de alertas (sobre dosis y técnicas), estandarización de protocolos y optimización.

Un comité de dirección de dosis de ámbito regional, formado por radiólogos, radiofísicos, informáticos y administración sanitaria, ordena y vigila el desarrollo y la toma de decisiones. También con comités locales (9) en cada Hospital, 2 a 4 veces al año.

5 puestas en común, talleres de un día con presentaciones de logros y problemas en cada área de salud.

Desarrollo en fases sucesivas, incorporando modalidades y equipos, comenzando por la Tomografía, Mamografía, Radiología Intervencionista (Vascular y Hemodinámica), y por último, radiología convencional.

Resultados

73 equipos conectados y 1.862.158 estudios registrados hasta finales de 2018 (Tabla 1).

Hospital	Modalidad				TOTAL
	TC	CV/IR	MG	DX/RF	
HUVA	5	9	2	6	22
HGSL	2	6	1	6	15
HMM	2	1	1	1	5
RSOF	2	1	1	3	7
HSMR	1			3	4
RMEN	1		1		2
HVLG	1		1	2	4
CNOR	1		1	2	4
VCAS	1		1		2
HLAMM	2		1	5	8
Total equipos	18	17	10	28	73
Nº estudios	366.573	37.377	74.859	1.383.349	

Figure 20: Equipos y Estudios a finales de 2018

18 reuniones del comité de dirección y más de 150 de comités locales, más de 80 personas implicadas.
9 reuniones del comité de Infraestructuras de Tecnologías.

Estandarización de 50 protocolos y mapeo a 120, un 90% de exámenes estandarizados (TC y MG).

Optimización y reducción de dosis en todas las modalidades, un 35% en TC.

Intercomparación entre equipos y hospitales.

Inclusión de la información de dosis en el informe radiológico: DLP (mGy.cm) para TC y DGM (mGy) en Mamografía.

DRL's de ámbito regional y local para algunas exploraciones y modalidades.

Acciones formativas.

Difusión de resultados.

Discusión

La validación de la información registrada ha sido una de las principales dificultades. La definición de un conjunto de protocolos estándar y el mapeo a los utilizados localmente nos ha permitido afrontar el problema de homogeneización.

La coordinación, así como la supervisión y transferencia de resultados ha sido crucial. La inclusión de estas tareas en el concurso de licitación como servicios asociados a la empresa adjudicataria ha sido clave para alcanzar los objetivos.

Conclusiones

La implantación de un sistema de registro de dosis a nivel corporativo supone un reto importante tanto por la variedad y cantidad de equipos, como por el elevado número de personas implicadas. La coordinación y gestión de las tareas por un órgano creado *ad hoc* ha sido un modelo exitoso en nuestro caso.

Simposio: Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia / 824

Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia.

Autor: Manuel José Buades Forner^{None}

Corresponding Author: manuelj.buades@carm.es

Simposio: Planificación automática / 755

Experiencia del Complejo Hospitalario de Ourense en el uso de RapidPlan

Autor: Néstor Cons Pérez¹

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Ourense*

Corresponding Author: nestor.cons.perez@sergas.es

RapidPlan es la solución comercial de Varian Medical Systems de planificación basada en el conocimiento ("Knowledge-based planning") para tratamientos de radioterapia externa con planificación inversa, cuyo uso tiene el potencial de reducir la variabilidad entre planificaciones y optimizar el flujo de trabajo. La herramienta se integra dentro del flujo de optimización y, mediante un modelo predictivo construido a partir de una base de datos de tratamientos previos, proporciona una estimación del

DVH y una generación automatizada de objetivos. Se pretende abordar en esta sesión, el proceso de creación y depuración de modelos propios, así como la validación de las estimaciones obtenidas con los mismos para su uso en la práctica clínica seguido en el CHUO.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 477

Dosis de radiación típicas en pacientes locales tratados con Quimioembolización transarterial

Autores: Abraham González Ruiz¹ ; Oscar Dario Carreon Valdes¹ ; Julita del Socorro Orozco Vazquez² ; Juan García Aguilar¹

¹ Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares

² ISSSTE

Corresponding Author: juan.garcia@inin.gob.mx

Introducción

Los procedimientos de intervencionismo en radiología (ej. embolización hepática, angiografía, entre otros) sin las correctas medidas de protección radiológica, pueden ser un problema de seguridad radiológica para el paciente y el personal médico. Dentro de los procedimientos de intervención, el TACE (Quimioembolización Arterial Transcatéter; Pacientes con Carcinoma Hepatocelular) implica una dosis de radiación considerablemente alta a los pacientes. El establecimiento de niveles de referencia de dosis (DRLs) en radiología, facilita la optimización de las exposiciones en radiación médica. En México, actualmente, los DRLs nacionales establecidos por ley están desactualizados y no representan la dinámica nacional de la dosis de radiación médica. Siendo necesario el desarrollo de la investigación para analizar las dosis típicas actuales en los procedimientos de intervención mexicanos; lo cual es un paso clave para estimar el riesgo de cáncer asociado a la población con la exposición médica.

Materiales y Métodos

Se reportan los valores de exposición a la radiación de 51 pacientes (adultos, ancianos; 18 < edad < 60, edad > 60) que se sometieron a un procedimiento TACE en un hospital mexicano (durante 35 meses). Los datos recopilados incluyen: producto de Kerma-área (PKA), Kerma en aire en el punto de referencia (Ka,r), tiempo de fluoroscopia entre otros. Se realizó un análisis estadístico descriptivo según sexo, edad y peso. Se obtuvo como nivel de referencia de dosis local (LDRL) al percentil 75 del PKA y se comparó dentro de un marco internacional con DRLs reportados. Se realizaron las pruebas estadísticas de χ^2 y la prueba de comparación de medias (prueba t). Se evaluó la correlación entre las variables a través de la correlación de Pearson. La significancia estadística se determinó por un valor de $p < 0.05$. El comité de ética local aprobó el uso y análisis de los datos.

Resultados

El estudio reveló que no hay una diferencia estadísticamente significativa entre los valores de PKA en adultos y ancianos (Figura 1). Factores como: sexo, peso, promedio total de imágenes adquiridas, tampoco tuvieron un efecto estadísticamente significativo sobre la dosis de radiación. El PKA promedio, el percentil 75 de PKA y el tiempo de fluoroscopia fueron 540.1 Gy cm^2 , 728.3 Gy cm^2 y 26.50 minutos respectivamente. Hubo una fuerte correlación entre PKA-Ka,r, y una débil correlación entre PKA, Ka,r y el tiempo de fluoroscopia. El LDLR obtenido se encuentra por arriba de los DLR internacionales (Tabla 1).

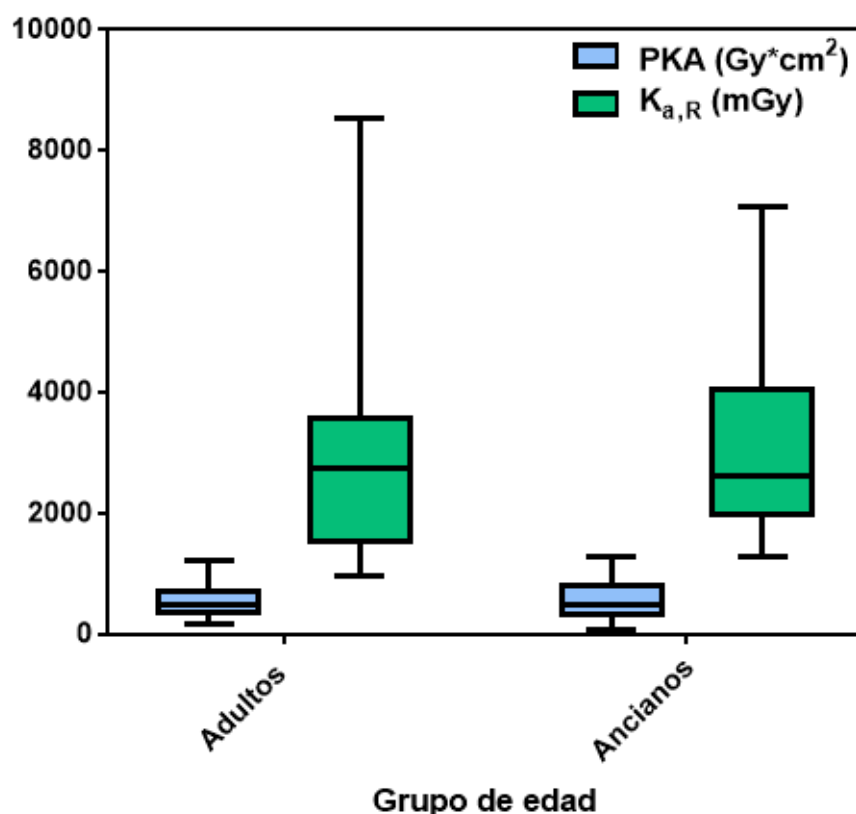


Figure 21: Figura 1. Diagramas de caja del producto Kerma-área (PKA, azul) y del Kerma en el punto de referencia (Ka,r, verde).

Procedimiento	Tiempo de fluoroscopia (MM:SS)	Número de imágenes	PKA Promedio (Gy*cm²)	PKA (Gy*cm²) 75th	N	Referencia
Quimioembolización transarterial (TACE)	26:50	262.6	540.1	728.3	51	El presente estudio
	34:58	-	65.5	78.72	283	(Degiorgio <i>et al.</i> , 2018)
	23:33	-	141.6	160.0	9	(Livingstone & Varghese, 2017)
	24:57	-	196.2	221.4	21	(Heilmaier, Zuber, Berthold, Kara, & Weishaupt, 2017)
	27:36	-	126.0	-	85	(Spira <i>et al.</i> , 2016)
	26:30	245	-	303.0	269	(Ruiz-Cruces <i>et al.</i> , 2016)
	-	-	395.8	434.4	52	(Scherthaner <i>et al.</i> , 2015)
	30:00	-		385.2	52	(Erskine, Brady, & Marshall, 2014)
	28:30	-	229.5	300.0	7	(Heilmaier, Zuber, Berthold, Kara, & Weishaupt, 2014)
	08:35	-	122.7	-	262	(Kim <i>et al.</i> , 2013)

Figure 22: Tabla 1. Comparación del los DRLs para TACE reportados en la literatura.

Conclusiones.

El presente estudio sentó las bases para el establecimiento de un LDRL para TACE y abrió las puertas a las estrategias de optimización; entre otras: la reducción de las imágenes por serie, dosis por pulso y medidas de protección radiológica; los datos obtenidos deberán considerar el número de arterias

embolizadas para mejorar los criterios para establecer el desarrollo de DRL nacionales.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 677

Diseño de la protección radiológica operacional en un centro de protonterapia

Autor: Josep María Martí i Climent¹

Co-autores: Verónica Morán Velasco²; Elena Prieto Azcárate¹; Pedro Borja Aguilar Redondo³; Juan Diego Azcona Armendáriz⁴

¹ *Clínica Universidad de Navarra*

² *CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

³ *CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

⁴ *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra*

Corresponding Author: jmmartic@unav.es

El objetivo de este trabajo es diseñar la protección radiológica operacional en un centro de protonterapia.

Métodos

La instalación consta de un equipo de protonterapia modelo “Expandible One Gantry System” (Hitachi), con capacidad de acelerar protones a energías de 70 a 230 MeV. Los componentes principales del equipo son, siguiendo el recorrido del haz: acelerador lineal inyector, línea de transporte de baja energía, sincrotrón, línea de transporte de alta energía y gantry.

Las dependencias principales de la instalación son:

- sala del acelerador (AR, planta -2),
- sala de control del acelerador (CA, planta -2),
- pasillo del sistema de transporte del haz (HEBT, planta -2),
- 2 salas de gantry (GR, plantas -3, -2 y -1),
- 2 salas de tratamiento (TR, planta -2),
- 2 salas de control del tratamiento (CR, planta -2),
- sala técnica del equipo (planta -1),
- depósito de residuos líquidos (subterráneo en zona ajardinada),
- almacén de residuos sólidos

Aunque la instalación está pensada para alojar 2 gantries, de momento, se ha instalado un único gantry compacto de 360° de recorrido.

La instalación se ha diseñado optimizando la protección radiológica del trabajador y del público.

Resultados

Los blindajes se diseñaron considerando los factores de ocupación con una dosis efectiva <1 mSv/año; alcanzándose espesores de 2 m de hormigón (2.33 g/cm³).

Se realiza la vigilancia radiológica ambiental en (1) el depósito de residuos líquidos, diseñado para recoger la posible fuga del agua activada de los sistemas de refrigeración del equipo o de las salas, (2) la chimenea de salida del sistema de ventilación de la instalación; aunque se ha estimado que la producción de Ar-41 no supone un riesgo significativo.

Los dispositivos de seguridad incluyen:

- pulsadores de bloqueo de área (AR, GR, TR, CA),

- pulsadores de búsqueda de área (AR, GR, TR), que al completar el proceso de búsqueda permiten establecer una “área lista para haz”,
- control del estado de las puertas,
- sistema de visualización del estado del área, que indica si hay presencia de haz en las salas de acelerador y de tratamiento, o uso de rayos X
- sistema de llaves personales para entrar en AC y GR que impiden la generación del haz en la sala.

Para la vigilancia radiológica operacional, se dispone de:

- detectores fijos para evaluar, de modo continuo y con registro, la tasa de dosis ambiental, por radiación neutrónica y gamma (AR, GR, TR, CR),
- detectores portátiles (radiación neutrónica y gamma),
- detector de contaminación, para comprobar contaminación tras el manejo de piezas activadas,
- espectrómetro gamma,
- dosímetros personales de lectura directa.

Además de la dosimetría personal con dosímetros TLD se realizará dosimetría operacional de neutrones, y dosimetría en extremidades con anillo.

Conclusiones

Se ha diseñado la instalación radiactiva de protonterapia para cumplir con los límites de dosis y asegurar la protección radiológica operacional y del público. Está previsto iniciar la vigilancia radiológica en junio y tratar pacientes en el primer trimestre de 2020

Simpósio: Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia / 825

Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia

Corresponding Author: joseignacio.ten@salud.madrid.org

La implementación, utilización y los resultados obtenidos con un Sistema de registro de Indicadores dosimétricos en instalaciones multicéntricas, puede estar a menudo condicionada por dificultades tales como: la inconsistencia en la identificación de pacientes y equipos, la disponibilidad de los estudios, la unificación en la descripción de los estudios-protocolos realizados, la comparación de los parámetros evaluados de cada centro, etc... Este escenario, es particularmente visible cuando la actividad se realiza de forma simultánea en Centros de la red Pública y de la red Privada. Se presenta una experiencia realizada en la Comunidad de Madrid, en la que en base al sistema actualmente en despliegue en la Comunidad, se ha rediseñado y ampliado su funcionalidad para incorporar indicadores que permitan realizar el control de calidad del Programa de Detección Precoz de Cáncer de Mama de la Comunidad.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 679

Personalización de las restricciones y recomendaciones al alta radiológica de pacientes tratados con Lu-177-DOTATATE

Autor: Pedro Borja Aguilar Redondo¹

Co-autores: Ander García Díez²; Verónica Morán Velasco³; Elena Prieto Azcárate²; Josep María Martí i Climent²

¹ CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

² Clínica Universidad de Navarra

³ CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

Corresponding Author: jmmartic@unav.es

1. Introducción

Una de las aplicaciones médicas que da lugar a la exposición de miembros del público a las radiaciones ionizantes son los tratamientos de terapia metabólica, entre ellos los tratamientos con Lu-177-DOTATATE.

El objetivo del presente trabajo es recomendar un valor de la vida media efectiva para este tipo de tratamientos, de modo que se puedan establecer criterios para el alta personalizada de los pacientes en función de su situación familiar y laboral.

2. Métodos

Se analizan las medidas realizadas durante 39 tratamientos relativos a 18 pacientes. Se midió la tasa de dosis a 1 metro de distancia del paciente a nivel abdominal tras la administración del tratamiento, así como transcurridas 1h, 2h, 4h, 8h, 24h, 48h y 96h aproximadamente (figura 1). Se empleó un detector de irradiación calibrado en H*(10). A diferencia de los tratamientos con I-131, no se produce eliminación por sudoración o saliva, por lo que no se ha valorado la exposición por ingestión.

El cálculo de la vida media efectiva se realizó promediando la vida media efectiva de cada uno de los tratamientos, determinada a partir del ajuste exponencial de las tres últimas medidas, correspondientes a las 24h, 48h y 96h.

El cálculo del periodo de restricciones se realizó empleando el formalismo descrito en el documento “Criterios de alta de pacientes y medidas para la protección radiológica del público después de tratamientos metabólicos con I-131” del Foro sobre Protección Radiológica en el medio sanitario. Las condiciones de convivencia del paciente con familiares y otras personas durante los periodos con y sin restricciones, así como los límites de dosis a los distintos colectivos, se han obtenido del mismo documento.

3. Resultados

Se determinó la vida media efectiva τ ($= 1/\lambda$) a partir de las medidas de todos los pacientes (figura 1), resultando en un valor de $\tau = 4.5$ días. La vida media correspondiente al percentil 95% tiene un valor τ (95%) = 7.3 días.

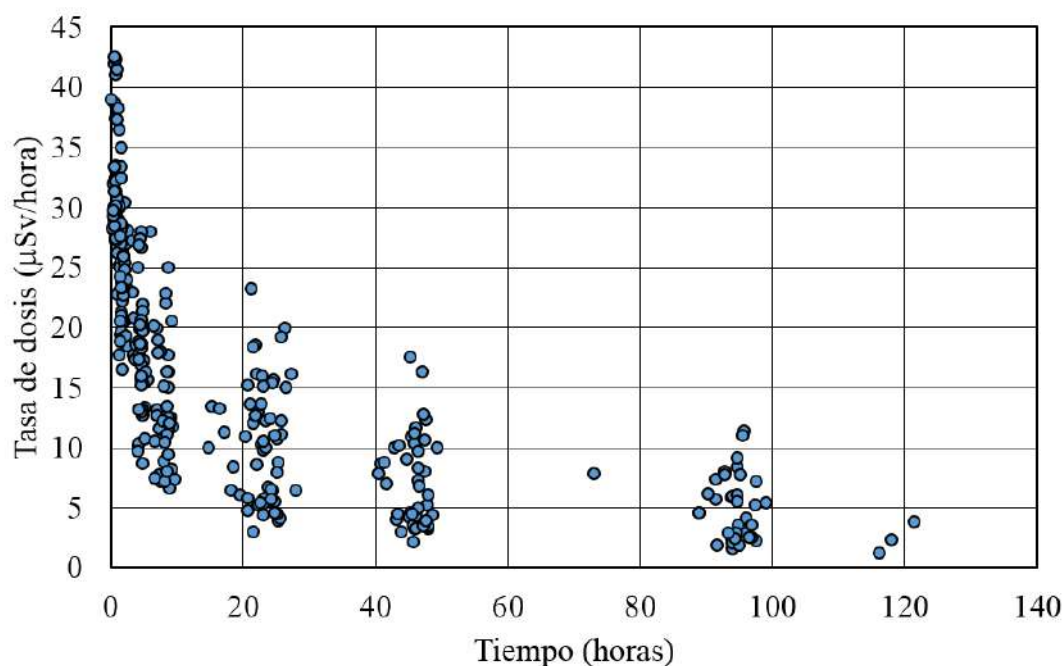


Figure 23: Medidas de tasa de dosis

Empleando el periodo efectivo de cada paciente y el valor de τ (95%), se determinaron las restricciones al alta radiológica para todos los pacientes, tomando como tasa de dosis al alta la medida a las 24 horas tras la administración del tratamiento (figura 2).

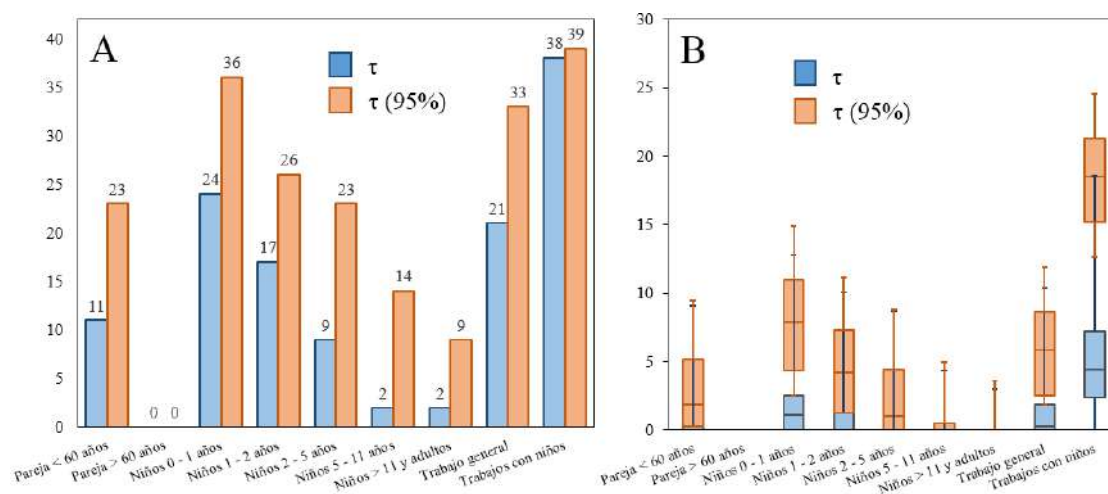


Figure 24: A: Número de tratamientos con restricciones. B: Promedio de días con restricciones.

4. Conclusión

Una vida media efectiva de τ (95%) = 7.3 días, junto con la medida de la tasa de dosis al alta radiológica a 1 metro de distancia, permite realizar cálculos realistas, conservadores y de manera particularizada que aseguren que los miembros del público del entorno del paciente no reciban una dosis superior a los límites establecidos legalmente.

Estimación y control de las dosis de los pacientes de hemodinámica. Obtención de niveles de referencia locales en función del tipo de procedimiento

Autores: Francisco Javier Jiménez Albericio¹ ; Pedro Ruiz Manzano¹ ; Alejandro Barranco López¹ ; Pablo Ortega Pardina¹ ; Beatriz Chover Díaz¹ ; Javier Díez Chamarro¹ ; Miguel Canellas Anoz¹

¹ HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO "LOZANO BLESÁ"

Corresponding Author: fjjimenez@salud.aragon.es

INTRODUCCIÓN

Los objetivos del trabajo son: obtener el nivel de referencia (NR) de indicadores dosimétricos (IIDD) para procedimientos de hemodinámica en función del grado de dificultad (GD), y de la vía de acceso; realizar el control de dosis a paciente; y aportar datos a un proyecto a nivel nacional llamado DOCCACI liderado desde el Servicio de Física y Protección Radiológica del hospital San Carlos de Madrid.

MATERIAL Y MÉTODO

En la Unidad de Hemodinámica se dispone de un equipo Philips Allura Xper FD10. Para el estudio se ha utilizado el software de registro de dosis DOLQA, unas macros en Excel-VBA desarrolladas por los autores, y el software PASWStatistics_18-Release18.0.0. Los datos aportados por los facultativos de la Unidad de Hemodinámica, cruzados con los registros de DOLQA corresponden a 315 procedimientos realizados de junio a agosto de 2018.

Se han estudiado las relaciones de las magnitudes de influencia, tipo de procedimiento (Angiografía Coronaria(AC), Angioplastia(ACTP), Angiografía+Angioplastia(AC+ACTP)), GD (baja, media, alta) y vía de acceso (femoral, radial_D, radial_I) con los IIDD para establecer NR. Los IIDD estudiados son: PDA, dosis acumulada, tiempo de fluoroscopia, y dosis máxima en piel.

Por otra parte, se ha realizado el control sistemático de la dosis máxima en piel sobre 1189 registros de DOLQA de estudios realizados entre enero y agosto de 2018.

RESULTADOS

En función de la vía de acceso (femoral(11), radial_D(295), radial_I(9)) no se han encontrado diferencias significativas. En función del tipo de intervención AC(137), ACTP(12), AC+ACTP(165), y AOTC(1) solo podemos definir la mediana de los IIDD como NR en AC y AC+ACTP(tabla1). Tras comparar con datos disponibles en la literatura(gráfica1), los resultados obtenidos en nuestra Unidad están dentro de valores aceptables.

Magnitud	Tipo de Procedimiento	Mediana	Rango Inter cuartílico
PDA (Gy·cm ²)	1- AC	53,2	36,1
	2- ACTP	74,5	72,6
	3- AC+ACTP	98,2	60,7
Dosis Acumulada (mGy)	1- AC	843,0	540
	2- ACTP	1248,0	1197
	3- AC+ACTP	1606,2	977
Tiempo Fluoroscopia (s)	1- AC	407,0	371
	2- ACTP	793,0	1155
	3- AC+ACTP	963,0	783
Dosis Piel (mGy)	1- AC	299,0	182
	2- ACTP	808,2	874
	3- AC+ACTP	741,8	597

Figure 25: Tabla1:Valores de mediana calculados por tipo de procedimiento

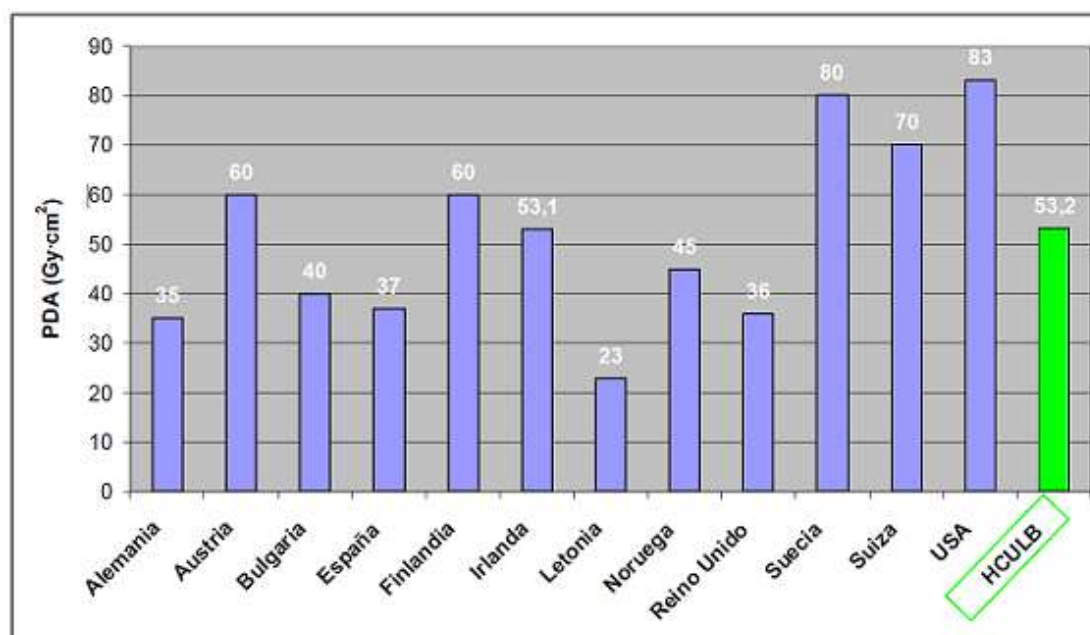


Figure 26: Gráfica1:Comparación de NR en AC del HCULB con los publicados

Dentro de cada grupo, distinguimos GD. Para AC sólo para el tiempo de fluoroscopia podemos asegurar que las medianas en función del GD sean diferentes, mientras que en AC+ACTP podemos asegurar que los valores de las medianas de las magnitudes estudiadas, son diferentes en función del GD.

El control dosimétrico de 1189 procedimientos llevados a cabo en 2018 ha sido posible gracias al desarrollo de macros en Excel-VBA. Se han encontrado 9 pacientes con dosis en piel entre 2000 y 3000 mGy, y 5 pacientes entre 3000 y 4000 mGy. Ninguno supera los 5000 mGy. Estos pacientes han sido objeto de seguimiento por parte de los facultativos de Hemodinámica y ninguno de ellos ha mostrado efectos tisulares en piel.

Hasta noviembre de 2018, se han tomado datos de más de 2600 pacientes que serán aportados al proyecto DOCCACI.

CONCLUSIONES

El NR para AC y AC+ACTP obtenidos en esta Unidad se hallan dentro de valores aceptables.
 El NR para el tiempo de fluoroscopia en intervenciones AC, y para todos los indicadores de dosis en AC+ACTP, en función del GD han sido establecidos.
 El control dosimétrico de los pacientes a través de las dosis máximas en piel se ha llevado a cabo sobre 1189 registros de DOLQA.
 Más de 2600 registros de IIDD han sido aportados al proyecto DOCCACI.

Simposio: Dosis a pacientes en Diagnóstico: Indicadores, Registro y Niveles de referencia / 806

Grupo de trabajo de Registro y gestión de dosis en procedimientos radiológicos

Autor: Miguel Angel Peinado Montes¹

¹ *Hospital Universitario Central de Asturias*

Corresponding Author: miguepeinado@yahoo.com

Se presenta las tareas encomendados y el estado actual de desarrollo del trabajo.

Orales: Radiaciones No Ionizantes y Biofísica / Legislación y aspectos sociales / 574

CARNÉ RADIOLOGICO EN RADIODIAGNÓSTICO Y MEDICINA NUCLEAR. UN ENFOQUE.

Autores: Francisco Julián Manzano Martínez¹ ; David Jiménez Feltström² ; Manuel Muñoz Espejo^{None} ; María José Hungría Estévez^{None} ; Ignacio Alvarez Rey¹ ; Cristina Ponce Herrera¹ ; Cristina Nuño Rodríguez¹ ; Belen Rios Pozo¹

¹ *Vithas Sanidad Málaga Internacional*

² *Vtihas Xanit Hospital Internacional*

Corresponding Author: manzanof@vithas.es

INTRODUCCIÓN:

En la directiva EURATOM 2013/59 artículo 58b, establece que “la información relativa a la exposición del paciente sea parte del informe del procedimiento médico-radiológico”.

Esto nos plantea varias opciones de cálculo, de contenido y de formato del documento, así como los tiempos de ejecución y aprovechamiento de los resultados.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Se utilizan aplicaciones desarrolladas en el servicio de Física Médica y Protección Radiológica.

Para medicina nuclear un módulo de calculo desarrollado en C++ y basado en el ICRP 128.

Para radiología convencional otro modulo desarrollado en C# combinado con PCXMC que calcula por MONTECARLO y está avalado por el proyecto europeo DOSEDATAMED.

Para mamografía se ha desarrollado también un módulo en C++.

Los datos de dosis órgano y dosis efectiva se almacenan en tablas de MySQL para estadística y uso de datos.

Un módulo de exportación se encarga de generar informes DICOM con los datos del paciente y la dosis órgano, así como la dosis efectiva y una pequeña comparación orientativa con la radiación natural.

Los datos del informe, como la dosis órgano esta también contenida en la cabecera DICOM del

informe

Este informe se asocia al estudio del paciente y queda almacenado en el PACS del Hospital.

RESULTADOS:

Del uso generalizado de la práctica resultan los siguientes datos:

1. Se generan informes dosimétricos uniformes para las distintas modalidades de radiología y medicina nuclear.
2. Los informes están en formato DICOM y contienen todos los datos relativos a la dosis órgano y dosis efectiva.
3. Ayuda a crear una conciencia de las dosis que conlleva cada prueba radiológica.
4. La incorporación de las dosis para cada órgano en la cabecera DICOM permitirá en un futuro poder implementar programas locales que permitan al usuario poder sumar dosis de distintos estudios para los órganos de interés.
5. El coste en recursos humanos que supone para el servicio de física médica y protección radiológica dicho trabajo una vez desarrollados los programas, es ahora mismo de 1 o 2 minutos por paciente, el resto de procesos de importación, generación de informes y exportación a PACS, suponen bloques semanales de mas o menos 1 o 2 horas.

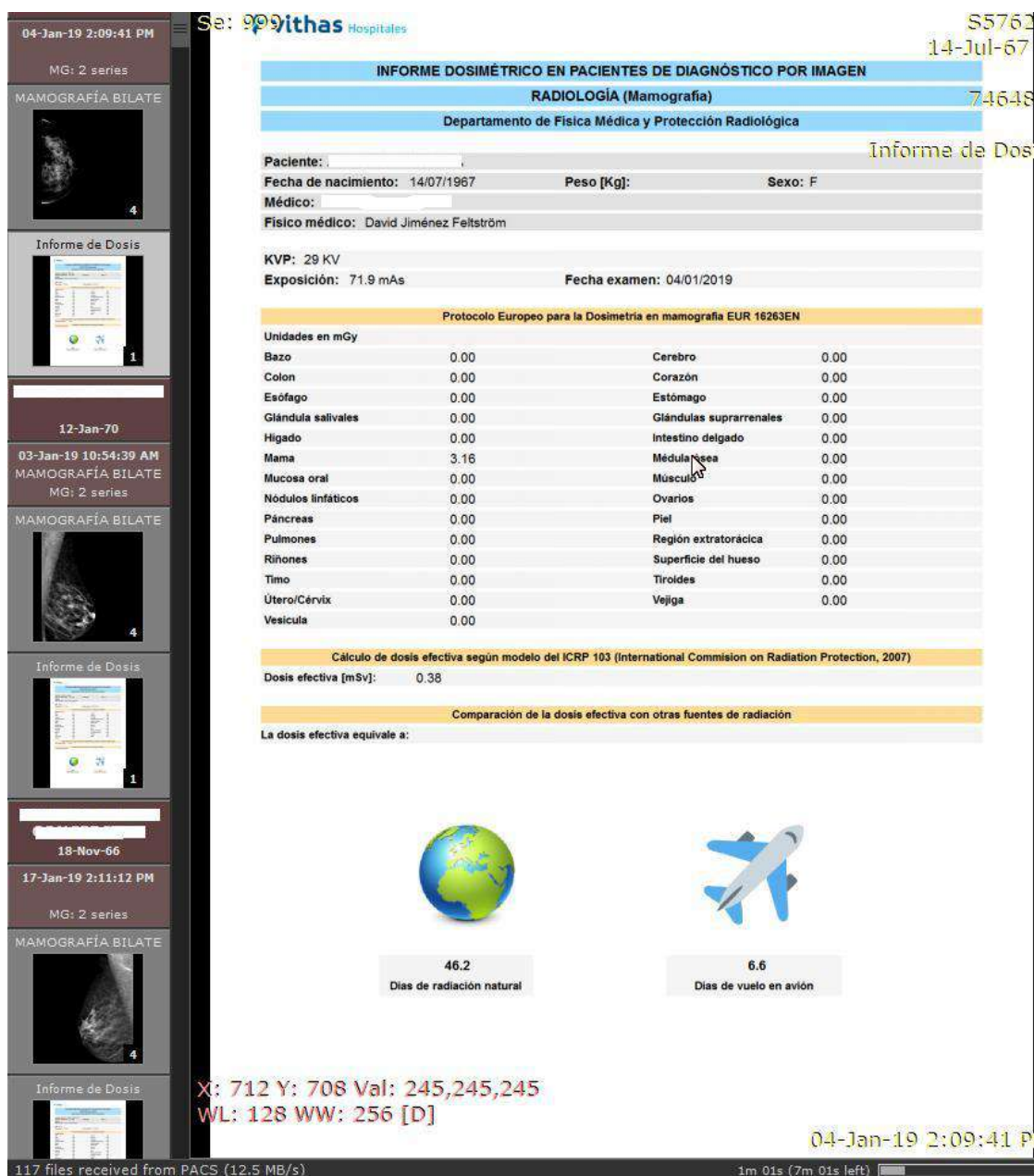


Figure 27:

CONCLUSIONES: Al ser el especialista en Física Médica la única persona autorizada para el cálculo y la emisión de informe dosimétricos relacionados con la exposición de pacientes se ha desarrollado una metodología orientada a resultados prácticos y elegantes en la medida de lo posible. La opción DICOM se nos antoja la mejor por su asociación única con el estudio realizado y por ser visible automáticamente para todo facultativo que acceda a las imágenes. El propio paciente, al llevarse las imágenes junto el informe médico, dispone de un informe dosimétrico como requiere la normativa, accesible desde el mismo visor de imágenes que incorpora el CD. La comparativa con dosis de radiación natural crea a la vez una conciencia de tranquilidad para el paciente y de estimación entendible para radiólogos y médicos prescriptores.

INFORME DOSIMÉTRICO EN PACIENTES DE DIAGNÓSTICO POR IMAGEN			
RADIOLOGÍA (Medicina Nuclear)			
Departamento de Física Médica y Protección Radiológica			
Paciente: I			NHC: S58629
Fecha de nacimiento:	09/04/2004	Peso [Kg]: 55	Sexo: F
Médico:			
Físico médico:			
Radiofármaco: 99mTc-labelled phosphates and phosphonates			
Actividad administrada:	384 MBq (10.3784 mCi)	Fecha examen:	15/02/2018
		Hora examen:	09:40:00
Cálculos de dosis en órganos según modelos del ICRP 128 (International Commission on Radiation Protection, 2014)			
Unidades en mGy			
Médula ósea	0.67	Colon	0.40
Pulmones	0.17	Estómago	0.18
Mama	0.10	Glándulas suprarrenales	0.29
Región extratorácica	0.26	Vesícula	0.25
Corazón	0.17	Riñones	0.91
Nódulos linfáticos	0.26	Músculo	0.25
Mucosa oral	0.26	Páncreas	0.23
Útero/Cérvix	0.84	Intestino delgado	0.33
Bazo	0.21	Timo	0.14
Gónadas	0.49	Vejiga	6.61
Esófago	0.14	Hígado	0.18
Tiroides	0.17	Superficie del hueso	1.75
Cerebro	0.21	Glándula salivales	0.00
Piel	0.14		
Cálculo de dosis efectiva según modelo del ICRP 103 (International Commission on Radiation Protection, 2007)			
Dosis efectiva [mSv]:	0.57		
Comparación de la dosis efectiva con otras fuentes de radiación			
La dosis efectiva equivale a:			



Figure 28:

Orales: Radiodiagnóstico: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 213

Niveles de Referencia Diagnósticos (DRLs) para procedimientos quirúrgicos traumatológicos en pediatría

Autores: Paula García Castañón¹ ; Roser Fayós-Sola Capilla¹ ; Alberto Viñals Muñoz¹ ; David Hernández González¹ ; Cristina Ansón Marcos¹ ; Maria Luisa España López¹

¹ Hospital Universitario La Princesa

Corresponding Author: pgcastanon@salud.madrid.org

Introducción

El uso de la fluoroscopia se ha convertido en algo indispensable en la práctica clínica de muchos servicios médicos en procedimientos quirúrgicos. Su uso en traumatología pediátrica está aumentando rápidamente, a medida que los procedimientos son cada vez menos invasivos.

La nueva Directiva Euratom 2013/59 clasifica las exposiciones a los pacientes pediátricos como prácticas especiales, y establece que se preste especial atención a la evaluación de la dosis en dichas prácticas y se establezcan niveles de referencia diagnósticos (DRLs) que ayuden en los procesos de optimización.

Existen DRLs publicados para procedimientos fluoroscópicos típicos realizados en los departamentos de radiodiagnóstico pediátrico, tales como Cistouretrografía (MCU), pero muy pocas publicaciones evalúan las dosis del paciente en procedimientos quirúrgicos realizados con fluoroscopia fuera de los departamentos de diagnóstico por imagen.

Los nuevos equipos permiten exportar la información dosimétrica de los procedimientos al sistema de archivo (PACS) junto a las imágenes, facilitando la evaluación de las dosis y el establecimiento de DRLs locales.

El propósito de este estudio es evaluar la dosis de radiación recibida por pacientes pediátricos en exámenes fluoroscópicos de traumatología y establecer DRLs locales como base para iniciar procesos de optimización en estos procedimientos.

Material y método

El estudio se ha realizado en un hospital universitario pediátrico, en procedimientos de traumatología, utilizando dos arcos quirúrgicos: OEC Brivo 785 (General Electric) y BV Libra (Philips).

Se han considerado únicamente estudios realizados de dos regiones anatómicas: columna y pelvis, sobre una muestra de 106 pacientes, agrupados por edad. La clasificación se ha realizado de acuerdo a la Guía Europea 185 (UE, 2018). Los datos disponibles pertenecen a los grupos [5, 10), [10, 14) y > 14 años. De las magnitudes aportadas por el equipo se han registrado el producto dosis área (PDA), la dosis en la superficie de entrada (DSE) y el tiempo de fluoroscopia.

La magnitud de interés para establecer los DRLs en estos estudios es el PDA, ya que evita la dependencia con la distancia tal y como ocurre con la DSE, que cada fabricante calcula en un punto diferente. Para el establecimiento de DRLs locales (LDRLs) en cada grupo de edad, se ha calculado el percentil 75 de la muestra de valores DAP, de acuerdo a la citada guía (UE, 2018).

Resultados y discusión

Los LDRLs obtenidos para procedimientos de pelvis son los siguientes para los grupos establecidos: 590 mGy.cm², 730 mGy.cm², 770 mGy.cm². Para procedimientos de columnas, los resultados han sido respectivamente: 281 mGy.cm², 511 mGy.cm², 250 mGy.cm². Las muestras presentan una gran dispersión, sobre todo en los grupos I y II.

Este resultado puede tener explicación por el hecho de que en ambos grupos de edad la complejidad de los procedimientos puede ser más variable, mientras que para el grupo III los procedimientos son más homogéneos y estandarizados. Para las pelvis, los resultados obtenidos muestran una mayor correlación con la edad.

Los resultados obtenidos se han comparado con los DRLs pediátricos publicados para procedimientos traumatológicos por Almeida en 2015 (Figura 1), aunque esta publicación no especifica la región anatómica considerada.

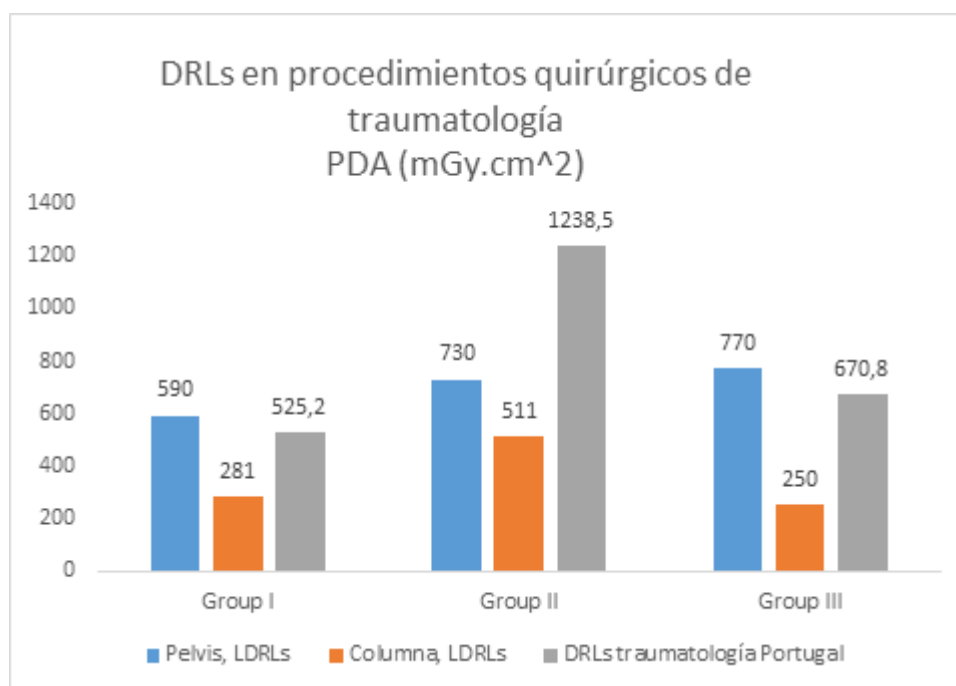


Figure 29: DRLs

Conclusiones

Los resultados dosimétricos obtenidos muestran que las dosis en estos procedimientos son significativas y comparables a las de otros procedimientos realizados con fluoroscopia en pediatría.

Se han establecido DRLs provisionales para estudios de pelvis y columna, lo que va a permitir implantar procesos de optimización en estas exploraciones.

Los sistemas automáticos de gestión de dosis facilitarían estudiar muestras de pacientes más grandes, y ampliar el estudio a otros procedimientos realizados en el bloque quirúrgico.

Orales: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 60

Simulación Monte Carlo del haz de ¹³⁷-Cs de referencia en el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT

Autor: Néstor Armando Cornejo Díaz¹

Co-autor: Eugenio Guantes Díez¹

¹ Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas

Corresponding Author: nestorarmando.cornejo@ciemat.es

Introducción

La implementación en el LMRI del patrón de referencia primario para la magnitud kerma en aire requiere determinar una serie de parámetros físicos y factores de corrección específicos al haz de radiación. Para la energía del ¹³⁷-Cs se utilizará el haz del irradiador NI-645, con tasas de kerma en aire del orden de las unidades de Gy/h. Se muestran los resultados de la caracterización de este haz mediante la simulación estadística, complementada con análisis de sensibilidad y verificaciones experimentales.

Materiales y métodos

Se aplicó el método Monte Carlo, mediante el código MCNPX (2.6.0), con la librería de fotones MC-PLIB04 y la librería de electrones EL03. La modelación de los diferentes componentes del irradiador

(Figura 1) se realizó a partir de sus planos de diseño y de los certificados de la fuente. Se registró la fluencia de fotones correspondiente a cada canal de 5 keV, entre 50 y 665 keV. El número de fotones a simular se seleccionó de forma tal que la incertidumbre típica en el canal correspondiente a 661,66 keV resultara inferior al 0,2 % y del orden del 2 % en el resto de los canales.

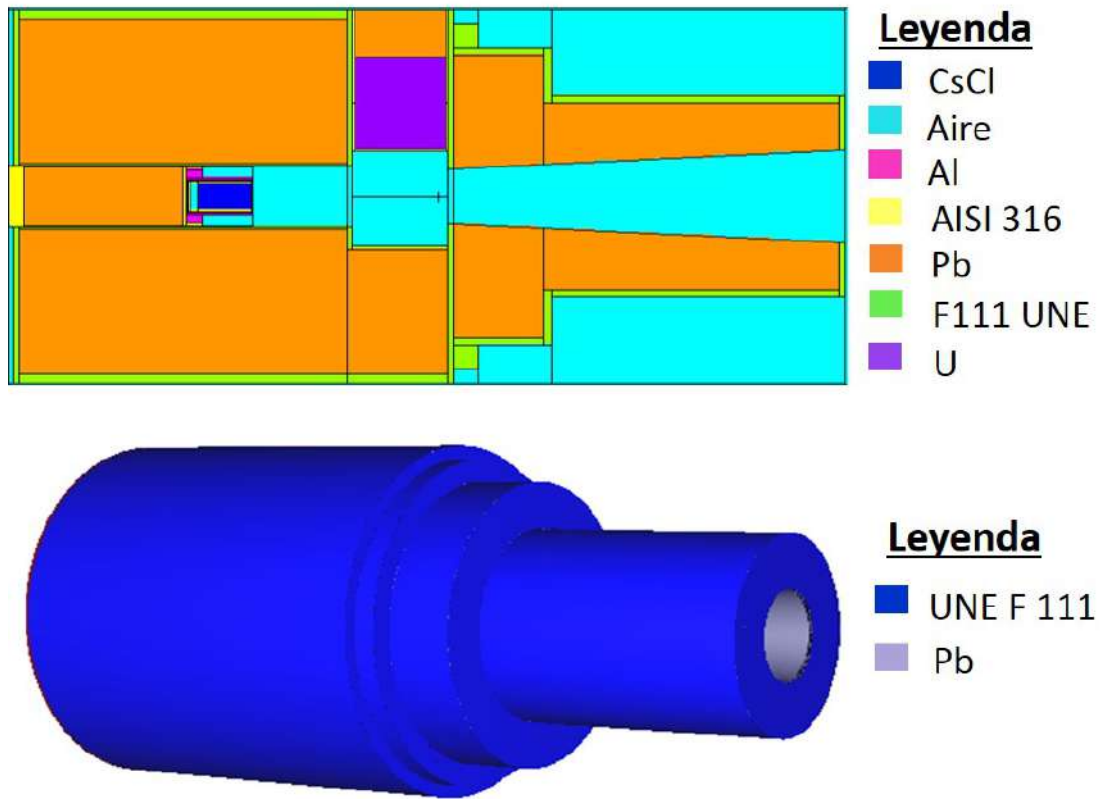


Figure 30: enter image description here

Figura 1: Modelo del irradiador. Plano $z = 0$ (superior) imagen tridimensional (inferior)

Resultados

Se obtuvieron las distribuciones en energía de la fluencia de fotones a diferentes distancias de la fuente, así como la contribución de los diferentes componentes del irradiador al espectro (Figura 2). La componente de radiación dispersa en el espectro de kerma en aire representa el 24 %, de esto el 16 % proviene de la propia fuente. Los dispersos producidos fuera del irradiador contribuyen en menos del 1 %. El análisis de sensibilidad para la densidad del CsCl, con una variación del 10 %, arrojó una variación del 3 % en la tasa de kerma, con una variación inferior al 1 % en la contribución de dispersos. El diámetro del haz útil a 1 m resultó igual a 14 cm.

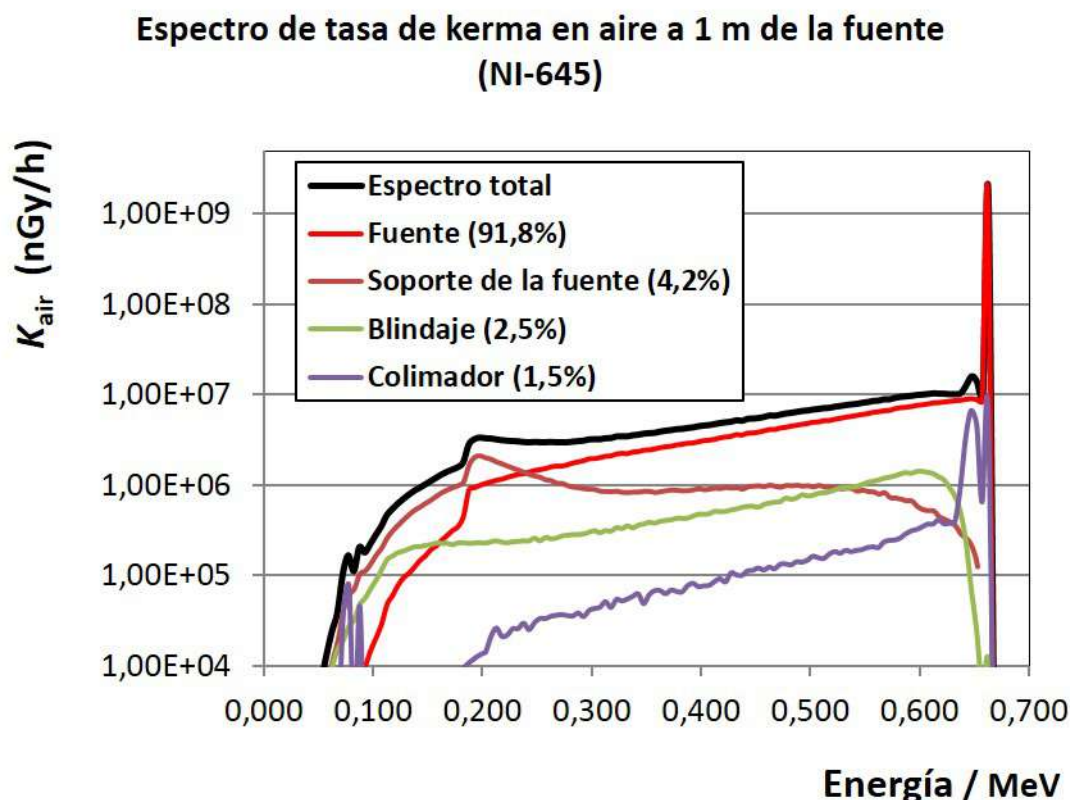


Figure 31: enter image description here

Figura 2: Contribución de las diferentes partes del irradiador

Discusión

La mayor parte de los fotones dispersos proviene de la fuente. Los dos picos alrededor de 75 keV y 87 keV, corresponden a las emisiones k-alfa y k-beta del Pb, respectivamente, que se originan en la pared interior del colimador. El pico en torno a 648 keV corresponde a fotones dispersados en el borde interior del colimador. Los perfiles simétricos del haz confirman que el sistema de obturación no altera su homogeneidad. El diámetro del haz útil coincide con los resultados experimentales. Los valores calculados y experimentales de tasa de kerma en aire a diferentes distancias coinciden en el marco de las incertidumbres correspondientes.

Conclusiones

La caracterización del haz es adecuada para los cálculos que se requieren en la implementación el patrón de referencia primario de kerma en aire, en la energía del ¹³⁷Cs. Los análisis de sensibilidad permiten evaluar las componentes de incertidumbre asociadas a los parámetros del irradiador.

Orales: Radioterapia: Braquiterapia / 750

Informe del grupo de trabajo de Braquiterapia

Corresponding Author:

El informe del Grupo de Braquiterapia de la Sociedad Española de Física Médica está dedicado a la planificación en Braquiterapia (BT) ginecológica de cérvix basada exclusivamente en Resonancia Magnética (RM), y se ha publicado recientemente en la revista de la SEFM.

Esta modalidad de BT ha experimentado un importante desarrollo en los últimos años con la aparición de aplicadores especiales con componente intersticial que permiten una notable mejora en la conformación, una vez definidos los volúmenes en RM T2W.

Este informe conjuga aspectos prácticos extraído de la literatura y recomendaciones de Sociedades Profesionales para poner en común/armonizar y servir de base a los miembros de la SEFM en los inicios de la implementación de esta técnica.

Orales: Radiaciones No Ionizantes y Biofísica / Legislación y aspectos sociales / 709

Respuestas del público sobre protección radiológica ante una emergencia nuclear: Resultados de una encuesta en España

Autores: Silvia Germán Prats¹ ; Roser Sala Escarrabill¹ ; Sergi López-Asensio¹ ; Christian Oltra Algado¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: silvia.german@ciemat.es

Introducción: ¿Cómo reaccionarían las personas ante un accidente nuclear? ¿Seguirían las recomendaciones de las autoridades? ¿Reaccionarían de forma exagerada? Este trabajo estudia de forma empírica las actitudes e intenciones de comportamiento de la población cercana a una central nuclear ante una posible emergencia radiológica. Realizado en el marco del proyecto europeo CONFIDENCE, supone un trabajo pionero en España.

Método: A partir de la revisión de la literatura previa sobre reacciones públicas ante emergencias, se diseñó una encuesta para examinar las creencias de los individuos sobre diferentes acciones de auto-protección (confinamiento, evacuación, etc.), su intención de comportamiento, así como otras dimensiones relacionadas como la percepción del riesgo, la confianza o el conocimiento. El cuestionario se administró online a una muestra de 808 residentes en el perímetro de 100 km alrededor de una de las cinco centrales nucleares españolas en activo. También se realizaron entrevistas semiestructuradas, cara a cara, a 15 personas residentes alrededor de una de las centrales nucleares, para profundizar en el conocimiento de las distintas acciones de protección ante un posible accidente.

Resultados: Los resultados muestran que, si las autoridades lo recomendaran, un porcentaje importante de los ciudadanos llevaría a cabo acciones de protección como no beber agua del grifo, no consumir alimentos locales o abandonar la zona. Sin embargo, la intención de cumplimiento varía según las medidas, siendo especialmente baja cuando se trata de 'dejar a los niños en la escuela' o 'evitar el uso del teléfono'.

La investigación de escenarios específicos tras un accidente nuclear muestra que es probable que la mitad de la población local reaccione de forma exagerada, por ejemplo, evacuando cuando se recomienda permanecer confinado. Las variables que se asocian significativamente a la conducta de sobre-reacción son el sexo del entrevistado, la percepción del riesgo, el nivel de conocimiento y la distancia percibida a la central nuclear.

El nivel percibido de información sobre acciones de protección es bajo, lo que demuestra la necesidad de evaluar la eficiencia de las actuales campañas de información.

Los encuestados tienen, de promedio, una percepción de riesgo moderada frente a las diferentes fuentes de radiación. Las que generan un mayor nivel de riesgo percibido y preocupación personal son el uso de tecnología nuclear por parte de terroristas, los residuos radiactivos y un posible accidente en una instalación nuclear. Asimismo, la mayoría de los encuestados cree que incluso los niveles bajos de radiación son peligrosos para la salud humana. Un porcentaje inferior de los encuestados también piensa que la exposición a la radiación siempre conlleva contaminación.

Discusión: Comprender las preocupaciones, motivaciones y creencias de las personas que subyacen a la toma de decisiones individual en una situación de emergencia es crucial para mejorar la gobernanza de los accidentes e incidentes nucleares.

Conclusiones: Cualquier plan integral de respuesta a emergencias que implique la evacuación o confinamiento de la población o cualquier otra medida de protección radiológica debe considerar

las posibles reacciones de los residentes que viven dentro del radio más cercano a la central nuclear.

Orales: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 247

Microdosimetría con dispositivos de silicio

Autores: Faustino Gómez Rodríguez¹ ; Juan Prieto Peña² ; María Celeste Fleta Corral³ ; Consuelo Guardiola Salmerón⁴ ; Diego Gonzalez Castaño² ; Antonio Pazos Alvarez⁵

¹ Universidad de Santiago

² Universidad de Santiago

³ Instituto de Microelectrónica de Barcelona

⁴ Laboratoire Imagerie et Modélisation en Neurobiologie et Cancérologie (CNRS)

⁵ Universidad de Santiago

Corresponding Author: faustino.gomez@usc.es

Introducción:

Hasta la actualidad los patrones de medida de magnitudes estocásticas microdosimétricas (i.e. energía específica, energía lineal, energía impartida) eran las cámaras proporcionales equivalentes a tejido (TEPC) que explotan el bajo espesor másico de los volúmenes gaseosos empleados. En los últimos años se están produciendo avances en la tecnología de silicio y diamante que pueden servir para definir nuevos patrones en estas magnitudes.

Material y métodos:

Desde hace más de 6 años el Centro Nacional de Microelectrónica, en colaboración con diferentes centros de investigación ha desarrollado la tecnología de fabricación de microsensores de silicio [1,2]. Los sensores permiten la definición de volúmenes activos cilíndricos con diámetros desde los 9 μm hasta los 25 μm y espesores desde los 5 μm hasta los 20 μm (Figura 1). La tecnología de microcelda columnar ha sido diseñada y probada con haces de protones e iones de carbono en diferentes instalaciones de investigación y clínicas (CNA, ICPO, CNAO, GANIL) [3]. Mediante la lectura individual de las celdas del sensor se puede establecer la distribución de energía impartida ϵ_S por evento y determinar a partir de la misma las distribuciones de energía lineal y , o bien los valores de energía lineal promediada en fluencia y_F o en dosis y_D (o bien sus análogos macroscópicos de transferencia lineal de energía L , L_F , L_D). Estos resultados permiten caracterizar la calidad de haz, los valores efectivos de LET y su eficiencia radiobiológica [4].

Para la medida de estas magnitudes en los haces de hadronterapia se utilizó una cuña motorizada de espesor variable de PMMA perpendicular al haz e interpuesta entre el gantry y el microsensor. En el caso de CNAO se utilizó un haz de 12C de 115.2 AMeV de energía cinética.

Resultados:

Mediante la tecnología de estos microdosímetros ha sido posible medir en un haz clínico de hadronterapia con iones de carbono (CNAO) y a tasa de fluencia nominal las distribuciones microdosimétricas del haz y determinar la curva de LET en profundidad. En la Figura 2 podemos apreciar la distribución de energía lineal para distintas profundidades de PMMA así como la curva de energía lineal promediada en dosis. Las curvas han sido comparadas con las predicciones del código Monte Carlo FLUKA con un elevado grado de acuerdo (mejor que un 2%).

Conclusiones:

Los nuevos microdosímetros de estado sólido constituyen una opción real para la medida de las distribuciones de LET y la determinación de la calidad de los haces de radiación en nivel de terapia. Existen sin embargo algunas dificultades que resolver como su resistencia a la radiación, eficiencia de colección de carga, la equivalencia a tejido y la sensibilidad limitada para la medida de valores de energía lineal inferiores a 0.5 keV/ μm .

Referencias:

1 C. Fleta et al. "3D cylindrical silicon microdosimeters: fabrication, simulation and charge collection

study”

(2015) JINST, 10, P10001

2 C. Guardiola et al. “Silicon-based three-dimensional microstructures for radiation dosimetry in hadrontherapy” (2015) Applied Physics Letters 107, 023505

[3] F. Gómez et al. “Measurement of carbon ion microdosimetric distributions with ultrathin 3D silicon diodes”

(2016) Phys. Med. Biol. 61, 4036–4047

[4] A. M. Kellerer, “Fundamentals of Microdosimetry”, “The Dosimetry of Ionizing Radiation” Vol. I (1985) Academic Press

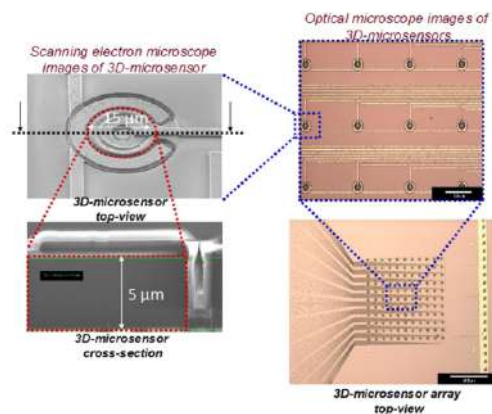


Figure 32: Figura 1. Esquema de una matriz de microdosímetros fabricada por el CNM (Barcelona).

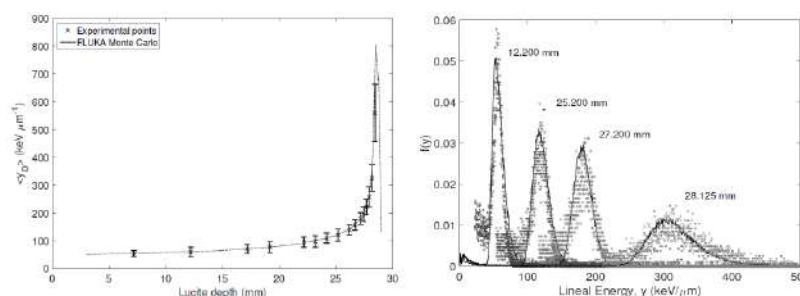


Figure 33: Figura 2. Energía lineal promediada en dosis en función de la profundidad de PMMA para un haz monoenergético de 115.2 AMeV (CNAO) (izq). Distribución de probabilidad para la energía lineal a diferente profundidad de PMMA (der).

Orales: Radiodiagnóstico: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 265

Optimización dosimétrica en Cardiología Intervencionista pediátrica

Autor: Luis Alejo Luque¹

Co-autores: Eva Corredoira Silva¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author:

Durante la caracterización dosimétrica del equipo fluoroscópico biplano Siemens Artis Zee VC14 (Corredoira et al., 2016), así como durante los análisis de los datos dosimétricos proporcionados por un software de gestión de dosis (Alejo et al., 2017; Bayón et al., 2018), se encontraron oportunidades de mejora en los protocolos y procedimientos de trabajo habituales en una sala de Cardiología Intervencionista (CI) pediátrica:

1. El protocolo de escopia FL Ped<12 kg en 22 cm FoV presenta mejores valores de relación señal-ruido (SNR) que el protocolo habitual, sin reducción significativa de dosis.
2. El protocolo de cine Card <12 kg en 22 cm FoV reduce el $K_{a,e}$ por frame en un factor 3 en 4 cm de PMMA, y en un factor 2.2 en 8 cm de PMMA, con disminución significativa de la SNR.
3. En cine el $K_{a,e}$ por frame es mayor que en escopia en un factor 3-12, dependiendo del espesor de PMMA.
4. El software de gestión de dosis confirmó que de manera habitual se empleaba en sala la escopia “normal” FL 3040 y cine a 30 s^{-1} .
5. Utilizar en CBCT el protocolo estándar en maniquí de 16 cm implica aumentar la dosis en un factor 3 respecto del protocolo de baja dosis, en términos tanto de $D(0)$ como del P_{KA} y del $K_{a,r}$, incremento que es aún mayor para el maniquí de 32 cm.
6. Habitualmente no se colima a paciente antes de comenzar la adquisición rotacional del CBCT.

Una vez evaluadas las oportunidades de mejora, se acordó con el fabricante y con el Servicio de CI realizar las siguientes acciones:

1. Establecer protocolos por peso en escopia y cine (<20 kg, 20-40 kg, >40 kg), además de mejorar los parámetros de procesamiento de imagen y ajustar la dosis por pulso.
2. Reducir los *fps* en los protocolos de cine, considerando las altas frecuencias cardíacas de los pacientes pediátricos.
3. Recomendar el uso de escopias de baja dosis frente a las medias y altas, fomentando el uso progresivo de las mismas en función de la calidad de imagen requerida.
4. Recomendar la utilización de escopia para documentar los procedimientos clínicos.
5. Ajustar los parámetros de procesamiento de imagen del CBCT y la dosis por pulso, así como recomendar el uso del protocolo de baja dosis 5sDR-L en caso de que el ruido en la imagen no sea un factor limitante.
6. Reducir el ruido en las adquisiciones del CBCT realizando una colimación previa a la adquisición rotacional en el sentido cabeza-pies, lo que además redundará en una menor dosis a paciente.

Posteriormente se analizaron los 97 procedimientos realizados desde el 1 de septiembre de 2016 hasta el 9 de enero de 2017, tomándose como referencia los 1003 procedimientos realizados desde noviembre de 2009 hasta diciembre de 2014 (Corredoira et al., 2015). Tras la optimización se consiguió reducir la mediana del indicador de dosis P_{KA} un 41% (ver Figura).

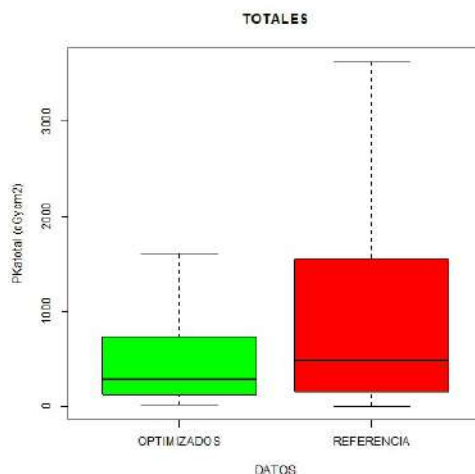


Figure 34: Optimización de la dosis a paciente en términos del P_{KA} en lasala de CI pediátrica.

Orales: Radioterapia: Braquiterapia / 116

Tratamiento de cáncer de cérvix con braquiterapia electrónica siguiendo protocolo EMBRACE. Comparación dosimétrica con Ir 192.

Autores: Sergio Lozares Cordero¹ ; Almudena Gandía Martínez¹ ; José Antonio Font Gómez¹ ; David Villa Gazulla¹ ; Verónica Alba Escorihuela² ; Sara Jiménez Puertas²

¹ Hospital Universitario Miguel Servet (Zaragoza)

² Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza

Corresponding Author: slozares@salud.aragon.es

Introducción

En este estudio presentamos nuestros primeros casos cáncer de cérvix tratados con braquiterapia electrónica (eBT) comparándolos con planificaciones realizadas con braquiterapia de alta tasa de dosis con Ir192.

Materiales and métodos

Se trataron 8 pacientes con cáncer de cérvix con el equipo Axxent (Xoft, Inc.) de braquiterapia electrónica. La planificación de todos los pacientes se realizó con imagen de RM y con imagen de CT siguiendo las recomendaciones del protocolo EMBRACE.

Han sido evaluados los parámetros dosimétricos de los órganos de riesgo (OAR) recomendados para vejiga, recto y sigma: D2cc, D1cc, D0,1cc.

Además, se comparan los V150 y V200 de tejido irradiado para cada plan, tanto de eBT como de HDRBT

La edad media de las pacientes era 59.8 años (27-70) con diferentes estadios tumorales, todas con buena respuesta a la radioterapia externa y sin afectación parametrial. Todas las pacientes reciben radioterapia externa de intensidad modulada (IMRT) con un régimen de 23 sesiones de 2 Gy seguidas de 4 sesiones de 7 Gy de eBT realizadas en dos semanas (primero dos sesiones y luego otras dos una semana después) siguiendo las recomendaciones EMBRACE.

Se ha evaluado la toxicidad del tratamiento: toxicidad de la mucosa vaginal, rectal y urinaria; y los resultados se presentan para toxicidad aguda y toxicidad al mes del final del tratamiento de acuerdo con los criterios de toxicidad del Grupo de Oncología Radioterápica (RTOG).

Resultados

Las dosis en OAR para planes de eBT fueron más bajas que para los planes realizados con Ir192. La

dosis en vejiga para D2cc fue 63% de la dosis prescrita vs. 66% para Ir 192, D1cc 70% vs. 73% y para D0.1cc 84% vs. 86%. En el recto: D2cc 30% vs. 37%, D1cc 36% vs. 43% y D0.1cc 50% vs. 56%; finalmente en el sigma: D2cc 54% vs. 57%, D1cc 63% vs. 66% y D0.1cc 86% vs. 89%.(Tabla 1)

La toxicidad aguda para eBT (tabla 2) en casos de mucositis fue, tres casos con toxicidad de grado 1 y un caso de con toxicidad de grado 2, sin casos de toxicidad rectal y un caso con toxicidad urinaria de grado 1; los resultados a 1 mes son igualmente buenos, apareciendo solamente 1 caso de toxicidad en la mucosa, además no se han producido recaídas hasta la fecha.

Conclusiones

Los primeros resultados del tratamiento con la unidad Axxent eBT para los 8 primeros pacientes son prometedores, ya que no se ha observado ninguna recurrencia y la toxicidad del tratamiento es muy baja. A pesar del aumento en V150 y V200 no se ha producido un aumento en la toxicidad de la mucosa vaginal, y las dosis en los OAR son menores que en los planes implementados de Ir192.

La eBT es una buena alternativa para tratar el cáncer de cérvix en centros sin disponibilidad de HDR-BT convencional. Hasta la fecha, hay pocos estudios publicados que informen sobre los resultados de los pacientes tratados con braquiterapia electrónica, y ninguno sobre pacientes tratados de cáncer de cérvix.

Tabla 1: Comparación de parámetros dosimétricos entre Axxent eBT e Ir192

EBRT (IMRT)		Resumen de parámetros de tratamiento entre Axxent eBT e Ir-192									
Dosis por fracción:		2 Gy									
Nº fracciones:		23									
Dosis total:		46 Gy									
BT (eBT o Ir-192)											
Dosis por fracción:		7 Gy									
Nº fracciones:		4									
Dosis total:		28 Gy									
TARGET		Dosis por fracción (Gy)									
		Axxent-eBT					Ir-192				
		Media (Gy)	DE (Gy)	%DP	Rango (Gy)	Rango(%DP)	Media (Gy)	DE (Gy)	%DP	Rango (Gy)	Rango(%DP)
HR-CTV	D98	7	0.7	100%	6.3-7.8	89%-111%	7.1	0.8	101%	6.3-8.3	89%-119%
	D90	8.5	0.9	121%	7.6-10.0	108%-142%	8.4	0.8	120%	7.6-10	108%-143%
IR-CTV	D98	4	0.9	57%	3.0-5.4	42%-75%	4.1	0.8	59%	3.4-5.3	48%-76%
	D90	4.9	1.0	70%	3.7-6.5	53%-93%	5	0.9	71%	4.1-6.4	58%-91%
ÓRGANOS DE RIESGO		Dosis por fracción (Gy)									
		Axxent-eBT					Ir-192				
		Media (Gy)	DE (Gy)	%DP	Rango (Gy)	Rango(%DP)	Media (Gy)	DE (Gy)	%DP	Rango (Gy)	Rango(%DP)
Vejiga	D2cc	4.4	0.8	63%	3.9-6.1	55%-87%	4.6	0.8	66%	4.1-6.3	59%-90%
	D1cc	4.9	0.8	70%	4.3-6.7	61%-95%	5.1	0.8	73%	4.5-6.9	64%-99%
	D0.1cc	5.9	0.9	84%	5.4-8.1	77%-115%	6	0.9	86%	5.5-8.2	79%-117%
Recto	D2cc	2.1	0.7	30%	1.3-3.5	19%-49%	2.6	0.7	37%	1.9-3.9	26%-56%
	D1cc	2.5	0.8	36%	1.5-3.8	21%-54%	3	0.8	43%	2.1-4.1	30%-59%
	D0.1cc	3.5	1.0	50%	1.9-4.4	26%-63%	3.9	1.0	56%	2.5-4.9	36%-70%
Sigma	D2cc	3.8	0.7	54%	3.1-5.2	44%-74%	4	0.7	57%	3.3-5.3	47%-76%
	D1cc	4.4	0.9	63%	3.7-6.2	52%-88%	4.6	0.9	66%	3.9-6.4	55%-91%
	D0.1cc	6	1.4	86%	4.6-8.5	65%-121%	6.2	1.4	89%	4.8-8.7	69%-124%

Notas: D98, D90: Dosis al volumen del 98% o 90% del HR-CTV o IR-CTV en Gy.
D2cc, D1cc, D0.1cc: Dosis al volumen de 2cc, 1cc o 0.1 cc en Gy y en %DP (porcentaje de dosis prescrita).
DE: desviación estándar.

Figure 35: Tabla1

Tabla 2: Toxicidad aguda y toxicidad a un mes de los pacientes.

N=8	Grado 0	%	Grado 1	%	Grado 2	%
Mucositis vaginal aguda	4	50%	3	37.5%	1	12.5%
Toxicidad rectal aguda	7	87.5%	1	12.5%	0	0%
Toxicidad urinaria aguda	6	75%	2	25%	0	0%
Toxicidad (1 mes)	Grado 0	%	Grado 1	%	Grado 2	%
Toxicidad vaginal	7	87.5%	1	12.5%	0	0%
Toxicidad Rectal	8	100%	0	0%	0	0%
Toxicidad urinaria	8	100%	0	0%	0	0%

Abreviaturas: N: número de pacientes.

Notas: Grado 0 1 2: Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1995 Mar 30;31(5):1341-6. Toxicity criteria of the Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) and the European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC).

Figure 36: Tabla2

Orales: Radiaciones No Ionizantes y Biofísica / Legislación y aspectos sociales / 514

EVOLUCIÓN Y PERSPECTIVAS DE LA NORMATIVA NACIONAL E INTERNACIONAL EN MATERIA DE CONTAMINACIÓN RADIACTIVA EN ALIMENTOS.

Autores: Sofía Luque Heredia¹ ; Carmen Rey del Castillo¹ ; José Antonio Trinidad Ruiz¹ ; Pablo Martínez Vivas¹ ; Belén Sánchez Fernández¹ ; Adriana Ortiz Gómez¹ ; María Jesús Muñoz González¹

¹ Consejo de Seguridad Nuclear

Corresponding Author: slh@csn.es

1.INTRODUCCIÓN

Tras el accidente de Chernóbil en 1986, en Europa surgió la preocupación por la posible ingestión de contaminantes radiactivos en la alimentación de la población, por lo que, inmediatamente después del accidente, se cerraron provisionalmente las fronteras para alimentos importados de la URSS y algunas otras zonas afectadas por la dispersión de la radiactividad, a la espera de tener establecidos unos niveles de intervención tal y como se requería en la directiva europea de protección radiológica del momento.

Desde entonces hasta nuestros días, distintos organismos nacionales e internacionales han trabajado en el desarrollo de la base científica y normativa necesaria para la determinación de niveles potencialmente aceptables, desde el punto de vista de la protección radiológica.

El objetivo de este trabajo, es analizar estas bases técnicas y normativas, tanto en el ámbito nacional como internacional, así como exponer las actuaciones a nivel internacional en la actualidad y sus perspectivas de futuro.

2.MÉTODOS

Para este estudio se ha realizado una revisión bibliográfica de la legislación nacional e internacional relacionada con esta materia, de las bases científicas y criterios establecidos por organismos como ICRP, FAO, IAEA, WHO, UNSCEAR y Unión Europea, y se ha participado en foros de expertos nacionales e internacionales sobre este tema.

3.RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Con el objetivo de proteger a la población, distintos organismos nacionales e internacionales expertos en protección radiológica han elaborado criterios sobre niveles derivados de concentración de

actividad para radionúclidos en alimentos tras una emergencia nuclear o radiológica, así como para su comercialización internacional.

Algunas de estas normas internacionales difieren entre sí, debido a una serie de factores y suposiciones de partida características de su tiempo, bases científicas y objetivos, que es importante conocer para una correcta interpretación de las mismas. Se ha realizado un análisis comparativo entre los niveles establecidos en el Reglamento (Euratom) 2016/52 por el que se establecen tolerancias máximas de contaminación radiactiva de alimentos y piensos tras un accidente nuclear o radiológico y en el CODEX Alimentarius elaborado por la FAO, IAEA y WHO.

Asimismo, se exponen los últimos esfuerzos de distintos grupos de trabajo tanto de la Unión Europea como del IAEA para tratar de armonizar y establecer niveles de referencia para alimentos en situaciones distintas de las de emergencia nuclear o radiológica, considerando tanto radionucleidos artificiales como naturales.

Finalmente se analiza la situación española en relación con la aplicación de la normativa vigente y las tendencias de futuro.

4.CONCLUSIONES

Tras la revisión del pasado, presente y futuro del control de la contaminación radiactiva en alimentos a nivel nacional e internacional, se concluye que los niveles de referencia establecidos por los distintos organismos de aplicación tras una emergencia nuclear o radiológica y/o para comercialización son coherentes entre sí, aunque es necesario conocer sus bases científicas para una correcta interpretación de los mismos.

Las perspectivas de futuro se dirigen al establecimiento de niveles de referencia para situaciones distintas de las de emergencia nuclear y radiológica, suponiendo un reto en el que el Consejo de Seguridad Nuclear ya está trabajando.

Orales: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 339

Espectrometría de neutrones en el Laboratorio de Luz Sincrotrón ALBA

Autores: Carles Domingo¹ ; María José García-Fusté² ; Arnaud Devienne² ; Maite Romero Expósito³

¹ *Departament de Física, Universitat Autònoma de Barcelona*

² *Radiation Protection Service, ALBA Synchrotron*

³ *Departamento de Física, Universitat Autònoma de Barcelona*

Corresponding Author: carles.domingo@uab.cat

Introducción

La radiación sincrotrón se produce en ALBA a partir de electrones de 3 GeV de energía que se encuentran en un anillo de almacenamiento de aproximadamente 270 m de circunferencia. Los electrones se aceleran inicialmente hasta 110 MeV mediante un LINAC, luego se transfieren un anillo de aceleración (“*booster*”) donde alcanzan los 3 GeV, y finalmente se transfieren al anillo de almacenamiento, donde originan la radiación de sincrotrón utilizada en las estaciones experimentales. Las líneas de transferencia entre el LINAC y el anillo de aceleración y entre este anillo y el de almacenamiento son los lugares más probables donde los electrones pueden interactuar con los elementos del haz y originar neutrones. Aunque las secciones eficaces para la producción de neutrones a partir de electrones son pequeñas, como la intensidad del haz de electrones es elevada, se puede originar una cantidad considerable de neutrones a partir de estas interacciones. En el presente trabajo se obtienen los espectros de neutrones y las magnitudes dosimétricas en un punto en el interior del túnel blindado y en otro punto en la sala experimental, en una situación en que los electrones del haz interactúan con material pesado, simulando una pérdida accidental del haz en operación.

Material y métodos

Se ha realizado una campaña experimental para medir el espectro de los neutrones que resulta de la interacción de los electrones de haz con el “*scraper*” horizontal en la línea de transferencia BTS (del anillo de aceleración al de almacenamiento, “*booster to storage*”) en una operación dedicada. Las

mediciones han efectuado con el espectrómetro de esferas Bonner (BSS) de rango extendido de la UAB, basado en un contador proporcional de ^3He , capaz de detectar neutrones desde la región de energía térmica hasta 1 GeV. Las mediciones se realizaron en un punto a 149 cm del “*scraper*”, dentro del túnel de blindaje, y en un punto cercano a esta posición pero fuera del túnel, en la sala experimental. Además, se simuló la producción de neutrones utilizando el código FLUKA. Los espectros se obtienen al deconvolucionar las mediciones del BSS con el código FRUIT en modo numérico, utilizando el espectro simulado como estimación inicial.

Resultados

Se presentarán los espectros obtenidos en ambos puntos de medición, así como las magnitudes dosimétricas globales (fluencia de neutrones y dosis ambientales equivalentes, fracciones de fluencia en diferentes rangos de energía y energía promediada en fluencia y en dosis). Los resultados en el punto dentro del túnel son representativos del término “fuente” de neutrones en la situación improbable de una pérdida de haz durante la operación, mientras que los resultados en el punto en la sala experimental son útiles para propósitos de protección radiológica.

Conclusiones

Los resultados de esta campaña permiten ampliar el rango operativo de nuestro espectrómetro de esferas Bonner hasta los 3 GeV.

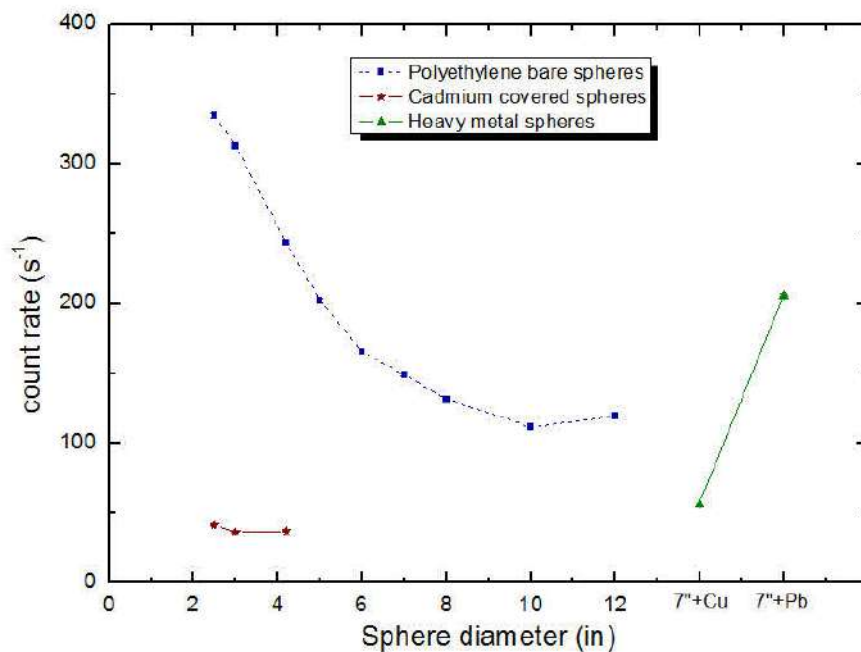


Figure 37: Conjunto de medidas efectuadas con el espectrómetro de esferas Bonner en el interior del túnel

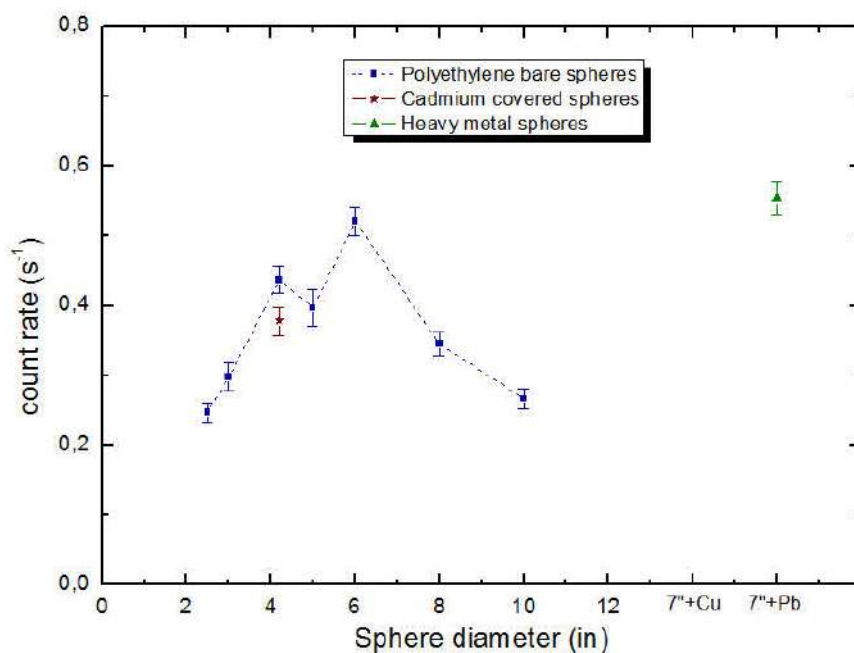


Figure 38: Conjunto de medidas efectuadas con el espectrómetro de esferas Bonner en la sala experimental

Orales: Radiodiagnóstico: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 417

Evaluación de los indicadores de dosis en mamografía digital y su validez para establecer niveles de referencia diagnósticos locales.

Autores: Alberto Viñals¹ ; PAULA GARCÍA CASTAÑÓN² ; Roser Fayos-Solà Capilla³ ; Cristina Ansón Marcos⁴ ; DAVID HERNÁNDEZ GONZÁLEZ⁵ ; M^a Luisa España López³

¹ H.U. la Princesa

² HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA

³ H.U.La Princesa

⁴ Hospital Universitario de La Princesa

⁵ H.U.LA PRINCESA

Corresponding Author: alberto.vinals@salud.madrid.org

INTRODUCCIÓN:

Las magnitudes dosimétricas habitualmente utilizadas en mamografía, para el establecimiento de niveles de referencia diagnósticos(NRD),son la Dosis Glandular Media(DGM),la Dosis en la superficie de Entrada (DSE) y el Kerma en Aire en la Superficie de Entrada(KASE).Los mamógrafos digitales incluyen,para cada imagen, índices dosimétricos que constituyen una estimación de estas magnitudes.

El objetivo de este estudio es evaluar los indicadores dosimétricos proporcionados por el equipo y su validez para establecer NRD locales.

MATERIAL Y MÉTODO:

El estudio se ha realizado en un mamógrafo Siemens Mammomat Inspiration, sobre una muestra de 215 pacientes sometidos a mamografía bilateral con proyecciones mediolateral oblicua (MLO) y craneocaudal (CC). Los indicadores dosimétricos registrados por el equipo son la DGM y el KASE. A partir del rendimiento medido del equipo (rend) y de los datos técnicos de la exposición (kVp, mAs, distancia foco-detector (DFD) y espesor de mama comprimida (EMC)), se han calculado los valores del KASE.

$$KASE = \text{rend} \cdot mAs \left(\frac{DFD - EMC}{100(cm)} \right)^2 [1]$$

Para el cálculo de la DGM se ha utilizado el modelo de Dance, cuya expresión es:

$$DGM = KASE \cdot g \cdot c \cdot s [2]$$

Siendo g, c y s factores adimensionales tabulados que dependen de la capa hemirreductora (CHR) del equipo y del EMC, del CHR del EMC y la glandularidad de la mama y del espectro del haz resultante respectivamente. Para realizar los cálculos se ha utilizado la edad de la paciente, el espesor de mama comprimida y el kVp, mientras que la CHR del tubo ha sido calculada mediante el modelo paramétrico de Robson.

Para cada imagen se han comparado los índices dosimétricos registrados en el equipo con los valores calculados, analizando la desviación porcentual entre ambos y obteniéndose la media y la desviación estándar de la distribución resultante en cada proyección.

RESULTADOS:

En las Figuras 1 y 2 se presentan los resultados de las diferencias porcentuales relativas para la DGM y el KASE en ambas proyecciones, incluyendo la media y la desviación estándar de las distribuciones obtenidas.

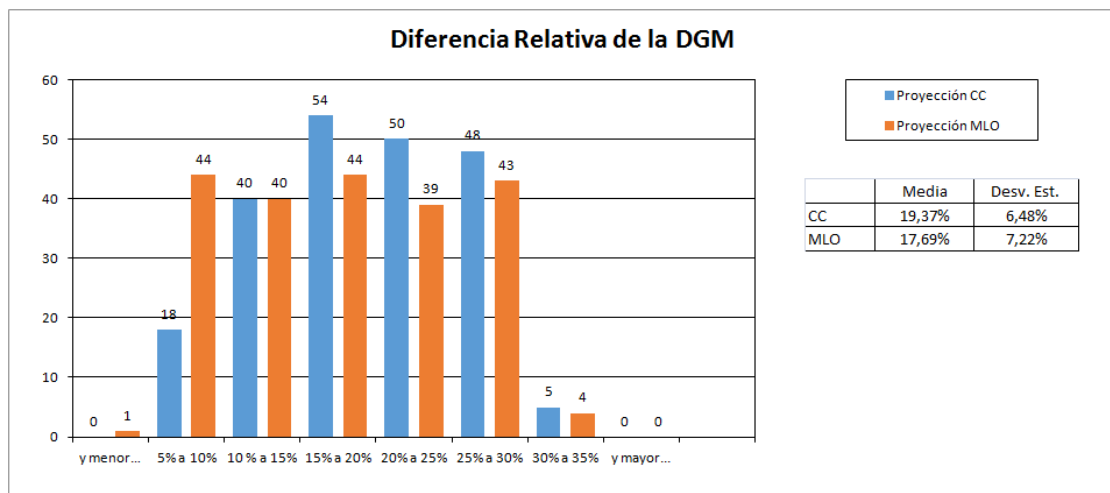


Figure 39:

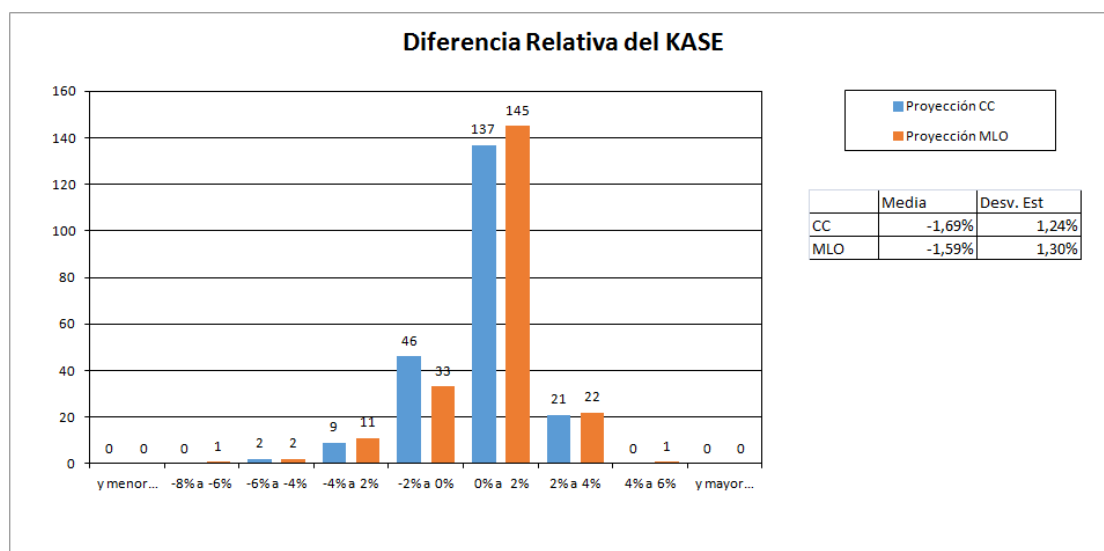


Figure 40:

Los histogramas muestran una mayor discrepancia para la DGM en comparación con el KASE en ambas proyecciones. La justificación viene dada por el método de cálculo que realiza el equipo. Según información del fabricante, el mamógrafo usa el modelo de Dance para calcular la DGM, sin tener en cuenta la glandularidad de la mama y tomando valores tabulados de la CHR hallados con el software Simulation of X-ray Spectra (Siemens) para cada kVp y combinación ánodo-filtro. Las incertidumbres asociadas a la medición de la CHR hacen que la diferencia relativa estimada de la DGM sea en promedio aproximadamente del 18% para ambas proyecciones debido a que pequeñas discrepancias en la CHR provocan cambios sustanciales en la DGM.

Para el KASE, el equipo utiliza la ecuación 1 usando valores tabulados para el rendimiento, por lo que las diferencias relativas son inferiores al 2% en promedio.

CONCLUSIONES:

Los valores de DGM aportados por el equipo, debido a las desviaciones obtenidas, no son recomendables para establecer NRD locales. Sin embargo, la concordancia en los valores del KASE sugiere que dicho indicador sea utilizado por defecto para ese propósito.

Es necesario validar los indicadores dosimétricos aportados por el equipo, ya que los resultados obtenidos varían entre diferentes fabricantes y unidades.

Orales: Radioterapia: Braquiterapia / 201

Nuevo método en braquiterapia para la reconstrucción directa de aplicadores ginecológicos de titanio en resonancia magnética nuclear

Autores: Antonio Otal Palacín¹; Facundo Ballester Pallarés²; Javier Vijande Asenjo³; Vicente Carmona Meseguer⁴; Àngel Forner Forner¹; Carlota Monfà Binefa¹; Sonia Serrano Zabaleta¹; José Pérez Calatayud⁵; Óscar Ripol Valentín¹

¹ Hospital Universitari Arnau de Vilanova

² Universitat de València

³ Universidad de Valencia

⁴ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

⁵ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

Corresponding Author: aotalpalacin@gmail.com

Introducción

Al ser la resonancia magnética (RM) en modalidad T2 la imagen recomendada para la planificación en braquiterapia del carcinoma de cérvix, se han desarrollado aplicadores compatibles con ella. Entre estos aplicadores están los fabricados en titanio. A diferencia de los plásticos, en los canales de titanio es imposible introducir marcadores visibles en RM. Además, la punta provoca un artefacto en la imagen que introduce una incertidumbre significativa en su determinación.

Las librerías de aplicadores permiten, en los planificadores actuales (SP), utilizar modelos 3D que facilitan la reconstrucción sobre RM y CT, aunque las soluciones actuales se limitan a aplicadores rígidos.

En este trabajo se caracteriza un aplicador con parte móvil como si se tratara de uno rígido, fijando los grados de libertad a partir de consideraciones geométricas.

Materiales y métodos

El aplicador estudiado es el Fletcher (Mick, Eckert&Ziegler BEBIG, Berlín, Alemania) y el SP Sagi-plan, propiedad de Eckert&Ziegler. El modelo paramétrico ha sido desarrollado con el software libre FreeCAD (figura 1).



Figure 41: Vista 3D del aplicador Fletcher en FreeCAD

Una vez implantado el aplicador, se miden las distancias (figura 2):

- Entre los conectores de los ovoides.
- Del conector del ovoide 1 al de la sonda intrauterina (SIU).
- Distancia desde el conector de la SIU a su punto de fijación más cercano.

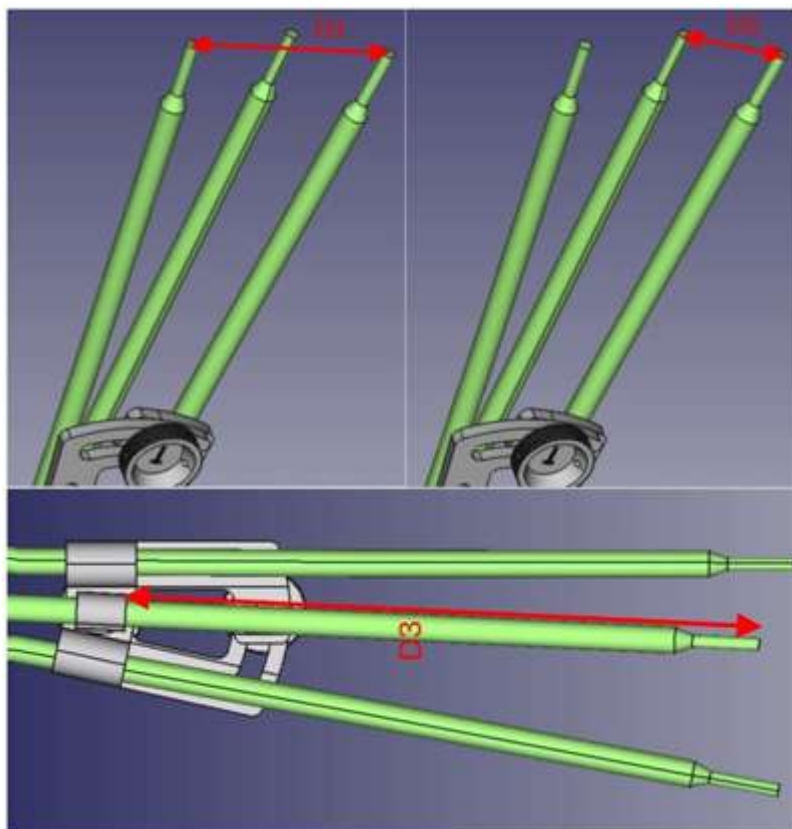


Figure 42: Medidas para la caracterización del aplicador

A través de esos valores y usando el modelo generado en FreeCAD, se calcula el ángulo formado por los ovoides además del formado por la SIU y el ovoide derecho, cuyo canal se ha tomado como referencia por convenio. Así, un aplicador que, en principio, no era rígido, ahora lo es gracias a la caracterización realizada. En el caso de Sagiplan, es posible introducir el modelo a través de las estructuras virtuales denominadas templates.

Resultados

Al no disponer de RM para verificar la técnica, se realizó su evaluación en una imagen de tomografía computarizada (TC), que, a efectos de probar el procedimiento de reconstrucción, es totalmente equivalente. La superposición en la secuencia de imágenes fue satisfactoria en el caso de los ovoides, no así para la SIU, la cual tiene una indeterminación alrededor del eje de rotación definido por la parte recta más cercana al conector de la fuente (Z).

Discusión

Para terminar de posicionar correctamente la SIU, esta se rota alrededor de Z hasta que en un plano axial, lo más craneal posible y bien definido (es decir, antes del artefacto), coincida la SIU con la marca dejada en la MR del implante.

En cuanto a la traslación y rotación del aplicador completo, se pueden añadir marcadores esféricos con la ayuda de piezas impresas en 3D1.

Conclusión

Mediante el método propuesto, es posible sortear el problema de la falta de marcadores para RM en los aplicadores de titanio y hacer una reconstrucción de los mismos con ayuda de librerías de aplicadores, evitando la incertidumbre debida a su artefacto.

Referencias

1. EP-1795: A novel MRI markers system in applicator reconstruction for brachytherapy, Otal, A.

et al. Radiotherapy and Oncology , Volume 123 , S985 - S986, doi: 10.1016/S0167-8140(17)32157-6

Orales: Radiaciones No Ionizantes y Biofísica / Legislación y aspectos sociales / 650

Aspectos sociales en la gestión y remediación de emplazamientos NORM: el caso de los fosfoyesos de Huelva.

Autores: Silvia Germán Prats¹ ; Roser Sala Escarrabill¹ ; Christian Oltra Algado¹ ; Sergi López-Asensio¹ ; Danyl Pérez¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: silvia.german@ciemat.es

Introducción: La gestión y remediación de emplazamientos NORM genera, con frecuencia, controversia y preocupación pública. La literatura señala que la población local y los agentes sociales pueden tener percepciones de riesgo diferentes sobre la contaminación radiológica. Además, los agentes sociales pueden diferir en sus preferencias respecto a las estrategias de remediación a adoptar en estos emplazamientos.

En el marco del proyecto TERRITORIES, con el objetivo de profundizar en la comprensión de los aspectos psicosociales implicados en la remediación ambiental de estos emplazamientos y mejorar la toma de decisiones futuras en casos de contaminación NORM, se llevó a cabo un estudio sobre las balsas de fosfoyesos de Huelva (España).

Material y método: En primer lugar, se llevó a cabo un análisis documental para definir las características principales del caso del estudio, la cronología de los hechos y las evidencias existentes de controversia social. Posteriormente, se recopiló y analizó una muestra de noticias publicadas en prensa escrita sobre el caso (98 noticias) y se realizaron entrevistas semiestructuradas a agentes sociales (15 entrevistas) y a población local (13 entrevistas).

Además, se organizó un workshop en Huelva con agentes sociales para discutir, de forma participativa, los criterios relevantes a considerar en la toma de decisiones en situaciones de contaminación NORM.

Resultados: El análisis de las noticias en prensa y de las entrevistas permitió identificar los elementos potencialmente generadores de controversia social, así como las necesidades y preocupaciones de los agentes sociales y de la población local.

El workshop participativo permitió involucrar a las partes interesadas en la reflexión sobre los principales criterios y subcriterios a considerar en la gestión de emplazamientos NORM, con especial atención a los de tipo social. También permitió identificar áreas de acuerdo, así como la base de los desacuerdos entre los participantes.

Discusión: Cualquier proceso de remediación se beneficiaría de una adecuada consideración de los aspectos psicosociales y comunicativos, así como de una estrategia de implicación de las partes interesadas más activa, incluso si ésta consiste únicamente en una mayor transmisión de información. Una explicación adecuada y transparente de la estrategia de remediación adoptada es crucial para obtener el apoyo y la confianza de la comunidad local.

Conclusiones: Para lograr la aceptación social del proyecto de remediación, es crucial fomentar el diálogo y la participación de todos los implicados y afectados.

Orales: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 220

CARACTERIZACIÓN DEL NUEVO PATRÓN NEUTRÓNICO BASADO

EN FUENTE DE ^{252}Cf MODERADA POR AGUA PESADA EN EL LABORATORIO DE PATRONES NEUTRÓNICOS DEL CIEMAT

Autor: Roberto Méndez Villafañe¹

Co-autores: Xandra Campo Blanco¹ ; Francisco González Sánchez¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: roberto.mendez@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Patrones Neutrónicos del CIEMAT (LPN) constituye el laboratorio de referencia nacional en metrología neutrónica. Se basa en la norma ISO 8529-1, que recomienda el uso de tres fuentes neutrónicas como patrones secundarios para la calibración de equipos de medida neutrónica: ^{252}Cf , $^{241}\text{Am-Be}$ y $^{252}\text{Cf} - \text{D}_2\text{O}$, moderado por agua pesada. El LPN recientemente ha incorporado esta última y en este trabajo se detallarán las tareas de caracterización de este nuevo patrón neutrónico.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha diseñado y construido una esfera acero inoxidable de 30 cm de diámetro interior que se rellena con agua pesada (D_2O). La esfera cuenta con un tapón-adaptador de tal manera que la fuente de ^{252}Cf queda alojada en su posición central (Fig. 1). Este diseño difiere necesariamente del recomendado en la norma para adaptarlo al sistema de manipulación remota de las fuentes neutrónicas del LPN. Además, no ha sido posible por el momento incorporar la lámina de 1 mm de Cd también recomendada.

Para poder aplicar el método de los conos de sombra (ISO 8529-2) en la calibración, se ha desarrollado un cilindro de sombra de 30 cm de diámetro y 50 cm de longitud formado por acero inoxidable y polietileno.

Se han realizado simulaciones detalladas del patrón, Fig. 1, empleando MCNPX 2.7 con las librerías ENDF/B-VII y los coeficientes de conversión de fluencia a dosis de la norma ICRP-74.

RESULTADOS

La fuente de calibración ^{252}Cf del LPN, se ha simulado en el interior de la esfera de agua pesada, junto con todos los elementos que permiten su manipulación, Fig. 1.

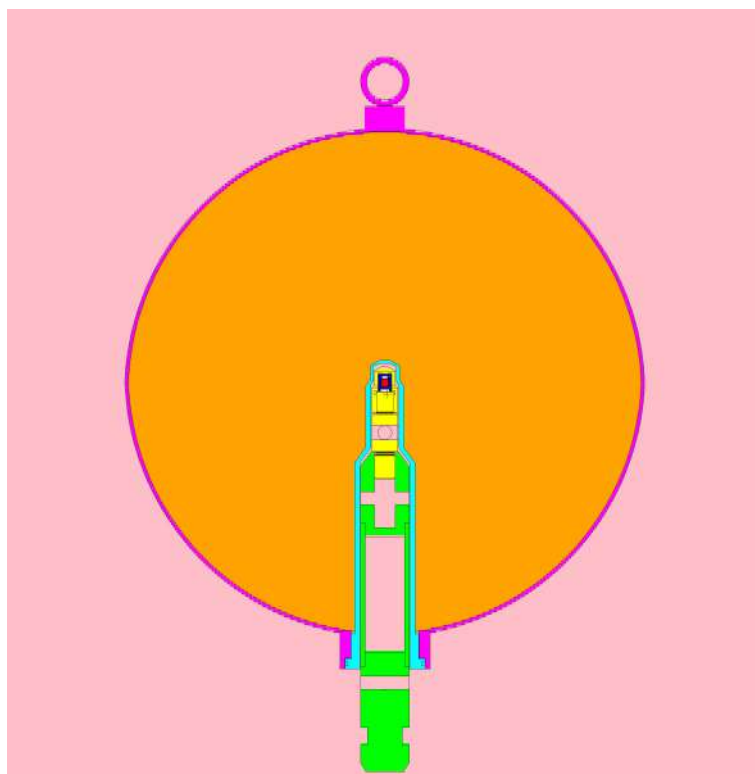


Figure 43: Esquema de la fuente de Cf inserta en la esfera de agua pesada con sus diferentes elementos.

Se ha realizado un estudio de sensibilidad para determinar la influencia de estos elementos, así como el efecto de la composición de agua pesada y la elección de la librerías de secciones eficaces. El espectro resultante con y sin lámina de Cd se ha comparado con el modelo propuesto por la norma ISO 8529-1, Fig.2.

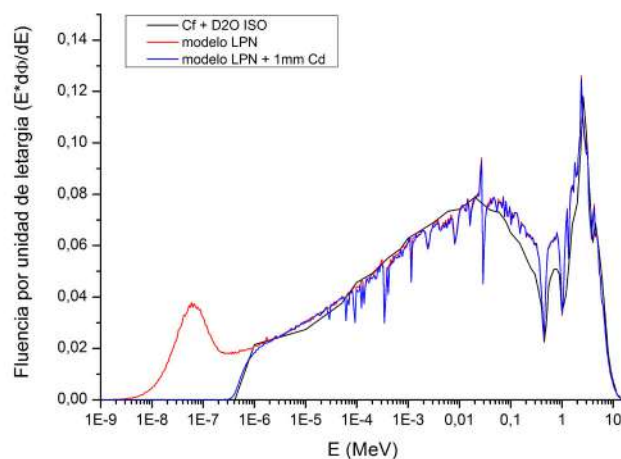


Figure 44: Espectro de Cf-D2O con y sin Cd, comparado con el de la norma ISO 8529-1

Se observan ligeras discrepancias en el rango 10 keV – 2 MeV por la actualización de las librerías de secciones eficaces. También se han determinado las magnitudes de interés para el modelo, comparándolas con las recomendadas por la norma y se observan ligeras variaciones en el valor del coeficiente de conversión de fluencia a $H^*(10)$ como consecuencia de las secciones eficaces elegidas y las diferencias de diseño con el modelo original. También se ha realizado un estudio de anisotropía

del nuevo patrón para completar el desarrollo del correspondiente procedimiento e incorporarlo a la oferta de servicios de calibración del LPN.

CONCLUSIONES

El LPN ha desarrollado el patrón neutrónico de Cf-D₂O con lo cual se dispone de un nuevo campo neutrónico moderado, similar a los existentes en el entorno de CCNN, tal y como recomienda la ISO8529-1. Su diseño está adaptado al sistema de manipulación remota de fuentes de la instalación por lo que difiere ligeramente del propuesto por la norma. Se ha comprobado que el efecto de estos elementos que permiten la manipulación de la fuente y su inserción en la posición central de la esfera o el espesor de pared de acero inoxidable tienen una influencia no despreciable, especialmente en el valor de $H^*(10)$ obtenido, sin embargo el parámetro más determinante en la forma del espectro neutrónico resultante es la composición del agua pesada, alterándose las contribuciones epitérmica y térmica en función del porcentaje mayor o menor de agua pesada en el interior de la esfera.

Orales: Radiodiagnóstico: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 561

Aplicación FDM2 (Fast Dose Monitoring and Measurement)

Autores: David Jiménez Feltström¹ ; Cristina Nuño Rodríguez² ; Cristina Ponce Herrera² ; Ignacio Alvarez Rey²

Co-autores: Francisco Manzano Martínez ; María José Hungría Estévez ; Manuel Muñoz Espejo

¹ *Vithas Xanit Hospital Internacional*

² *Vithas Sanidad Málaga Internacional*

Corresponding Author: jimenezf@vithas.es

Introducción

El capítulo VII sobre exposiciones médicas de la Directiva 2013/59/Euratom dice, entre otros asuntos, que los estados miembros garantizarán que se valore y evalúe las dosis a pacientes en procedimientos de radiodiagnóstico, así como el establecimiento y revisión regular de niveles de referencia en dichos exámenes, y que el experto en física médica participará en el proceso de optimización. Hemos desarrollado una aplicación para la monitorización de la dosis en pacientes de radiodiagnóstico y medicina nuclear.

Material y Métodos

La aplicación FDM2 está desarrollada en C++. El entorno de desarrollo integrado (IDE) utilizado es Qt. Para la base de datos propia del programa utilizamos MySQL. La aplicación descarga información Dicom del Packs del Hospital, analiza los datos y crea informes dosimétricos que exportamos al Packs y que aparecen dentro de cada estudio. Para el cálculo de dosis en mamografías utilizamos $D = g \cdot c \cdot s \cdot K$, donde K es el Kerma de entrada en superficie sin retrodispersión, g convierte el Kerma a dosis glandular media asumiendo una glandularidad del 50%, c corrige por diferencias en glandularidad y s corrige por diferencias debido al espectro energético de los rayos X. En el cálculo se tiene en cuenta el rendimiento del mamógrafo, la capa hemirreductora, la filtración, la tensión, la carga, el espesor de la mama, la distancia de la fuente a la entrada, etc. Algunos parámetros son adquiridos de los ficheros Dicom, y otros específicos del mamógrafo los hemos medido (hvl y rendimiento en función de la filtración y el kVp) o se calculan (Robson).

Para el cálculo de dosis en Medicina Nuclear utilizamos la publicación ICRP 128, la cual contiene información relacionada con la dosis en órganos para radiofármacos utilizados en Medicina Nuclear, en función de la edad y del estado general de salud del paciente (paciente normal, paciente con insuficiencia renal o hepática, etc), y del modo de administración del radiofármaco.

Para el cálculo de dosis en radiología digital y CT utilizamos PCXMC e IMPACTSCAN.

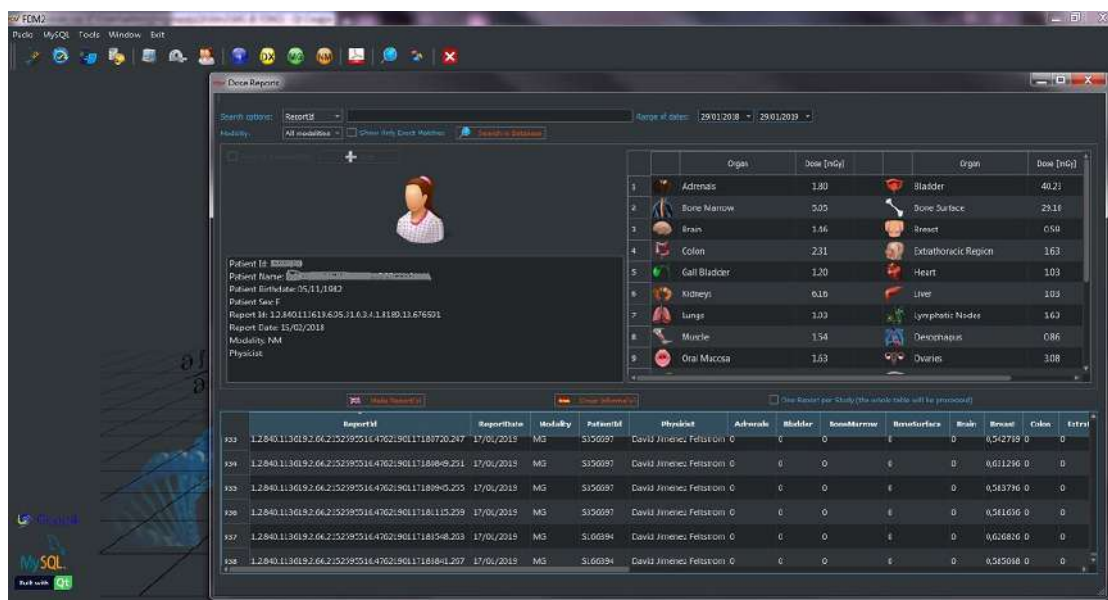


Figure 45: FDM2 Informe dosimétrico

Resultados

La aplicación empezó a desarrollarse a principios de 2018. Los módulos para mamografía, radiografía digital y medicina nuclear están operativos. Las demás modalidades están aún en desarrollo.

Aunque los cálculos pueden realizarse de forma automatizada, la aplicación facilita la verificación y modificación de los cálculos por parte del radiofísico responsable, permitiendo un cálculo estadístico, análisis de distintas gráficas, comparación con niveles de referencia europeos, realizar minería de datos, etc.



Figure 46: FDM2 Gráfica Dosis MN

Discusión y conclusiones

Hemos comprobado que le inmensa mayoría de los estudios llevados a cabo en nuestro hospital conllevan una dosis que está por debajo de los niveles de referencia europeos y que solo en contadas ocasiones están por encima, debiéndose éstos a procedimientos especiales, según hemos comprobado

a partir de las imágenes. La aplicación facilita la detección de fallos en protocolos.

Orales: Radioterapia: Braquiterapia / 332

Dependencia de la respuesta de las cámaras de tipo pozo para cambios en la temperatura en el caso de fuentes de braquiterapia de baja energía

Autores: Joaquín Montes¹; Julia Torres del Río²; Miguel Jiménez-Melguizo¹; Cristina Forastero¹; Miguel Angel Carvajal³; Damián Guirado¹; Ana M. Tornero-López⁴; José Pérez-Calatayud⁵; Antonio M. Lallena⁶

¹ Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio, Granada.

² Unidad de Radiofísica, Servicio de Radioterapia, Hospital IMED, Elche.

³ Departamento de Electrónica y Tecnología de Computadores, Universidad de Granada.

⁴ Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria.

⁵ Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia.

⁶ Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada.

Corresponding Author: jmonfergr5@gmail.com

Introducción

En braquiterapia de baja tasa de dosis se emplean fuentes emisoras de fotones (semillas) con energías menores de 50 keV (como ^{125}I , ^{103}Pd y ^{131}Cs). Estas fuentes deben pasar un control dosimétrico previo al tratamiento, que suele llevarse a cabo mediante cámaras de ionización de tipo pozo abiertas al aire, cuya respuesta muestra una dependencia con la densidad del aire que no está bien descrita mediante el factor de presión-temperatura usual. Esta dependencia ha sido estudiada mediante experimentos donde se hacía variar la densidad del aire mediante cambios en la presión; sin embargo, los cambios de temperatura pueden tener otras influencias sobre las cámaras, además de los cambios en la densidad del aire, que pueden afectar a su respuesta.

En este trabajo se estudia la respuesta de dos modelos de cámaras de ionización de tipo pozo, las más comunes en braquiterapia, al variar la densidad del aire mediante cambios en la temperatura manteniendo constante la presión.

Material y métodos

El estudio se realizó con dos cámaras de ionización: una SourceCheck 4Pi (PTW) y una HDR 1000 Plus (Standard Imaging), asociadas a un electrómetro UNIDOS (PTW), con las que se realizaron medidas para semillas de ^{125}I SelectSeed (Isotron).

Las medidas se realizaron introduciendo las cámaras de ionización dentro de una cámara aislada térmicamente, de fabricación propia, equipada con un termómetro-higrómetro-barómetro THB40 (PCE Instruments), de elementos enfriadores y de un ventilador para evitar los gradientes de temperatura en su interior. La homogeneidad de la temperatura en el seno de la cámara aislada fue monitoreada con tres sensores adicionales diseñados al efecto.

De acuerdo con 1 las medidas de las cámaras pueden corregirse como sigue:

$$M_{corr} = g_o(\rho)g_1(\rho)M_{raw} \quad (1)$$

donde $g_o(\rho)$ es el factor usual de corrección por presión-temperatura para una densidad del aire ρ y $g_1(\rho)$ el factor adicional que corrige la dependencia residual dado por:

$$g_1(\rho) = [A(\frac{\rho}{\rho_o} - 1) + 1]^{-1} \quad (2)$$

donde A es una constante y ρ_o la densidad del aire en condiciones usuales (293.15 K y 1013.25 hPa).

Resultados

En la figura 1 se representan las lecturas para las dos cámaras pozo empleadas, corregidas por el factor de presión-temperatura usual y normalizadas respecto de la medida que correspondería a la densidad del aire en condiciones usuales, M_0 , frente a la densidad relativa del aire. El ajuste de la expresión (2) a los datos experimentales proporciona el valor de A para cada cámara (tabla 1). En la figura 1 (líneas continuas) y en la tabla 1 se muestran también los resultados obtenidos en experimentos de cambio de presión por otros autores 1. Así, los cambios en el volumen sensible o las deformaciones provocadas por las variaciones de temperatura no parecen afectar de manera considerable al comportamiento de las cámaras; aunque en el caso del modelo SourceCheck 4Pi existe una diferencia significativa entre los valores del parámetro A obtenidos para cambios de presión y cambios de temperatura.

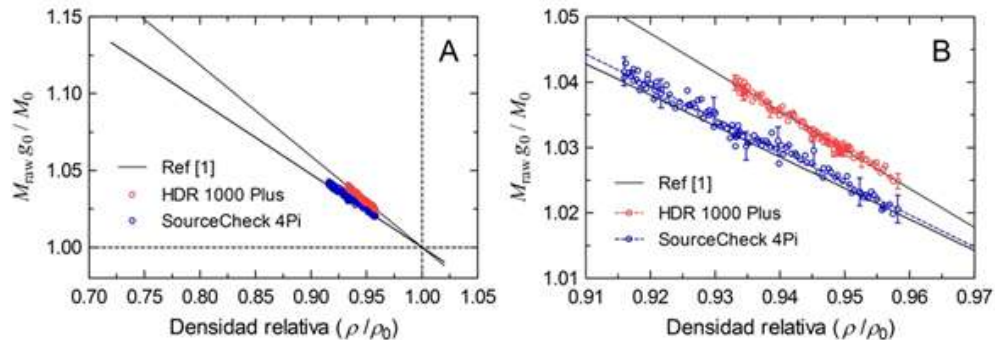


Figura 1. Valores normalizados de las respuestas de las cámaras de este trabajo corregidas por el valor del factor de presión-temperatura usual frente a la densidad relativa del aire cuando esta se varía mediante cambios de temperatura (círculos rojos y azules). En (A) se muestran en el contexto de un rango de variación de la densidad del aire igual al que se produce mediante cambios de presión en [1]. En (B) se muestran estos datos en el rango de variación de densidad que produce los cambios de temperatura en este trabajo. Las líneas continuas corresponden a los resultados de [1] y las de trazos a los ajustes obtenidos en este trabajo; en el caso de la cámara HDR 1000 Plus, ambas se superponen. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k=2$ y solo se representan para algunos puntos por claridad.

Figure 47:

Cámara	A	
	Este trabajo	Ref. [1]
SourceCheck 4Pi	-0.492 ± 0.004 ($R^2=0.976$)	-0.476 ± 0.006
HDR 1000 Plus	-0.593 ± 0.004 ($R^2=0.980$)	-0.594 ± 0.006

Tabla 1. Valores de A obtenidos del ajuste de la ecuación (2) a los datos experimentales de las dos cámaras de ionización estudiadas. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k=2$.

Figure 48:

Conclusiones

Las cámaras SourceCheck 4Pi y HDR 1000 Plus, empleadas para medir fuentes de fotones de baja energía, muestran una dependencia residual con la densidad del aire tras corregir sus medidas por el factor usual de presión-temperatura. Esta dependencia residual puede corregirse por un factor adicional que resulta ser válido independientemente de que la causa de variación de la densidad sean los cambios de presión o de temperatura.

Referencias

- 1 Torres del Río et al. Phys Med 2017;38:93-97.

Orales: Radiaciones No Ionizantes y Biofísica / Legislación y aspectos sociales / 208

Implicación del receptor de crecimiento epidérmico EGFR en la acción proliferativa de un campo débil de 50 Hz en células de cáncer

Autor: María Antonia Martínez Pascual¹

Co-autores: María Ángeles Trillo Ruiz¹ ; Alejandro Úbeda Maeso²

¹ Servicio de Investigación - BEM. Hospital Universitario Ramón y Cajal - IRYCIS

² Hospital Ramón y Cajal

Corresponding Author: angeles.trillo@hrc.es

Introducción: Aunque la normativa europea y española de PR ocupacional ante campos magnéticos (CM) de 50-60 Hz solo contempla potenciales daños por exposición aguda a altas densidades ($B > 1000 \mu\text{T}$), la evidencia epidemiológica y experimental sobre potenciales efectos cancerígenos de exposiciones crónicas a CM débiles ($B \leq 100 \mu\text{T}$) es considerada por IARC (OMS) suficientemente robusta para incluir estos CM en su listado de “Posibles Cancerígenos”, Clase 2B. Nuestros estudios previos revelaron que la exposición intermitente a CM de 50 Hz y 10 - 100 μT incrementa la proliferación en células cancerosas humanas de hepatocarcinoma HepG2 y neuroblastoma NB69. Los datos mostraban que en NB69 el efecto está mediado por la activación conjunta de las vías de transducción de señales MAPK-ERK1/2 y -p38, siendo determinados receptores de membrana los probables blancos primarios de los CM. El presente estudio investiga la posible implicación del receptor EGFR en la acción de un CM débil sobre la activación de las vías MAPK y la citoproliferación en NB69.

Material y Métodos: Cultivos de NB69 fueron sometidos durante intervalos de 5 a 30 minutos a exposición real o simulada a un CM de 50 Hz y 100 μT rms, en incubadoras de CO₂ dotadas de cámaras de blindaje que albergaban sendas parejas de bobinas de Helmholtz, analizándose la expresión de p-EGFR y MMP-9 al final de la exposición. También se analizó mediante recuento celular, inmunofluorescencia y Western blotting, la proliferación celular y la activación de MAPK-ERK1/2, -p38 y -JNK, en presencia o ausencia de erlotinib, un inhibidor del EGFR.

Resultados: Los resultados revelaron que la expresión de MMP9 y p-EGFR incrementa significativamente tras 5-10 min de exposición, y que erlotinib bloquea la proliferación y la activación de ERK1/2, p38 y JNK, inducidas por el CM.

Discusión: La Fig. 1 ilustra como, combinados con datos de nuestros trabajos previos, estos resultados revelan que la respuesta citoproliferativa de neuroblastoma a la exposición intermitente al CM débil de 50 Hz estaría mediada por una activación precoz de MMP9, seguida de una activación del EGFR que, a su vez, activaría la MAPK p38 de forma transitoria y dependiente de radicales libres (RL), ya que es bloqueada por N-acetilcisteína (NAC). Poco después el EGFR activado también dispararía la activación transitoria de ERK1/2 mediante un proceso independiente de RL. La activación de ambas vías, p38 y ERK1/2, sería imprescindible para inducir la respuesta citoproliferativa, que es inhibida mediante el bloqueo experimental de cualquiera de las dos vías.

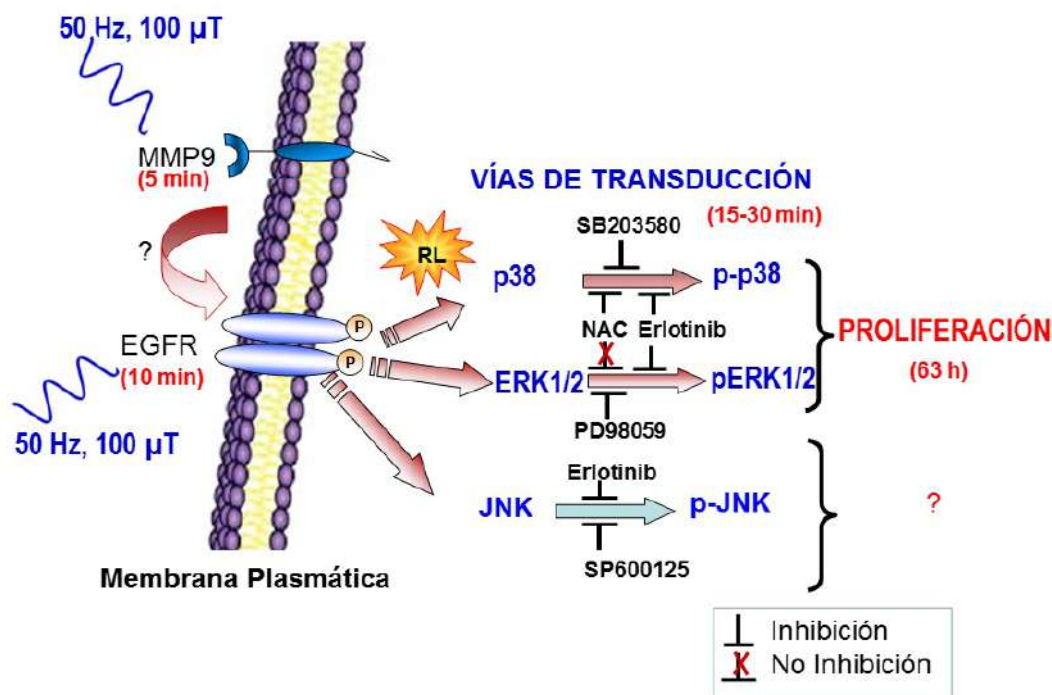


Figure 49: Mecanismo de señalización intracelular disparado por la señal débil de 50 Hz en células de neuroblastoma humano

Conclusión: En su conjunto, los resultados revelan que la citoproliferación y la activación de las vías de transducción MAPK-ERK1/2 y -p38 están mediadas por una activación previa del receptor EGFR por el CM, y son indicativos de una potencial implicación de la metaloproteína-9 en el proceso. Estos datos son de interés para el establecimiento de estrategias eficaces de PR ante potenciales efectos cancerígenos de la exposición ocupacional crónica a campos magnéticos débiles.

Orales: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 420

ESTUDIO DE LA CONTAMINACIÓN DE MUESTRAS DE C-14 EN SU DETERMINACIÓN POR CENTELLEO LÍQUIDO

Autores: Beatriz Sánchez Sánchez¹ ; Saroa Rozas Guinea¹ ; Raquel Idoeta Hernandorena² ; Margarita Herranz³

¹ UPV/EHU

² Universidad del País Vasco UPV/EHU

³ UPV

Corresponding Author: raquel.idoeta@ehu.eus

Introducción

C-14 es un emisor beta puro con una energía máxima de 156 keV y energía media 49,5 keV que se produce naturalmente en la atmósfera y se produce artificialmente en los reactores nucleares. La determinación de C-14 en muestras ambientales se puede llevar a cabo a partir de la combustión y oxidación de la muestra, la posterior recuperación del dióxido de carbono obtenido y la mezcla con un líquido centelleador para su medida mediante espectrometría de centelleo líquido. Para realizar

esta combustión, en este trabajo se ha empleado el equipo Sample Oxidizer de PerkinElmer. En él, las muestras se combustionan en una atmósfera enriquecida con oxígeno para formar dióxido de carbono. El dióxido de carbono se absorbe en un material especial CarboSorb y se incorpora a un vial junto con líquido de centelleo PermaFluor de PerkinElmer. El problema surge si la muestra incorpora otros radionucleidos volátiles dentro del rango de temperaturas que alcanza la cámara de combustión. Existe la posibilidad de que se volatilicen junto con el carbono, quedando presentes en el vial, que posteriormente se analizará en el contador de centelleo líquido, dando lugar a superposiciones en el espectro de energías beta del C-14 teniendo en cuenta la baja resolución de este tipo de espectrometría. En este trabajo, de entre los posibles interferentes nos vamos a centrar en el estudio de un isótopo común como es el Cs-137.

Materiales y método

En la cámara de combustión del Oxidizer, ésta se precalienta a unos 125°C y la temperatura de la llama puede exceder los 1100°C. Teniendo en cuenta este rango de temperaturas se han estudiado los posibles elementos volátiles que pudieran ser atrapados en el CarboSorb junto al carbono. Entre ellos se encuentran el Cl, I, Cs, Na, Zn y Te. Las posibilidades de interferencia en la medida por parte de I-129 y Cl-36 ya han sido estudiadas en la literatura. En este caso se estudia la posible interferencia del Cs-137, emisor beta con una energía máxima de 1175 keV y energía media de 188 keV. Se realiza un estudio partiendo de diferentes muestras que contienen a ambos C-14 y Cs-137 y de muestras sintéticas preparadas con disoluciones patrón de C-14 y de Cs-137, sometiéndolas a la acción del Oxidizer. La medida de los espectros beta se lleva a cabo en un espectrómetro de centelleo líquido 1220 QUANTULUS, de Perkin Elmer, de alta sensibilidad y muy bajo fondo.

Resultados y conclusiones

Un resumen de los resultados obtenidos muestra que, efectivamente, el Cs se volatiliza parcialmente en diferentes porcentajes según el tipo de muestra y que después de ser retenido por el CarboSorb y pasar al vial de centelleo, produce una señal en el espectro beta que puede ser difícilmente deconvolucionable de la señal que proviene del C-14, en función del cociente de actividades de ambos radionucleidos en la muestra. Ello hace que se estudie asimismo las posibles interferencias espectrales de Cs-134, también emisor beta y de una energía media de 157 keV, menor que la del Cs-137.

Orales: Radiodiagnóstico: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 646

INFLUENCIA DEL SISTEMA DE MEDIDA Y LA METODOLOGÍA DEL AJUSTE EN LA ESTIMACIÓN DE LA DOSIS GLANDULAR

Autores: Noelia Solís Preciado¹ ; María Luisa Chapel Gómez^{None} ; Diego Jiménez Vegas^{None}

Co-autores: José Ángel Merino Gestoso ; Breogan Sobral Aspérez ; Breixo Carmelo Portas Ferradás ; Abel Niebla Piñero ; Domingo Espinosa López ; María Dolores Monterde Villar ; Consuelo Carmen Rubio Ayllón ; Paula Rosa Menéndez ; Marta Rodríguez Portabales ; Manuel Rodríguez Pazos

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

Corresponding Author: noeliasolispreciado@gmail.com

Introducción

Los métodos actuales europeos para estimar la dosis glandular utilizan el método de Robson para la parametrización del rendimiento y capa hemirreductora (HVL). A partir de estos datos se calcula la dosis en la superficie de la mama y, aplicando los factores de conversión tabulados mediante el método de Dance, se obtiene la dosis glandular.

En este trabajo se presenta un estudio comparativo de los valores del rendimiento y HVL obtenidos utilizando un ajuste polinómico a los datos medidos, frente al ajuste potencial basado en el método de Robson, y se analiza la influencia del dosímetro utilizado para las medidas en la estimación de la dosis glandular media.

Material y métodos

Este trabajo se ha realizado en un mamógrafo digital Selenia Dimensions de Hologic. Los sistemas de medida utilizados han sido dos cámaras de ionización de 6 cm^3 (PTW y RADCAL), y cuatro detectores semiconductores: Barracuda (RTI) con Detector MultiPropósito, NOMEX Multímetro (PTW), NOMEX MAM Detector (PTW) y Black PIRANHA (RTI). Todos están calibrados en las calidades de haz evaluadas.

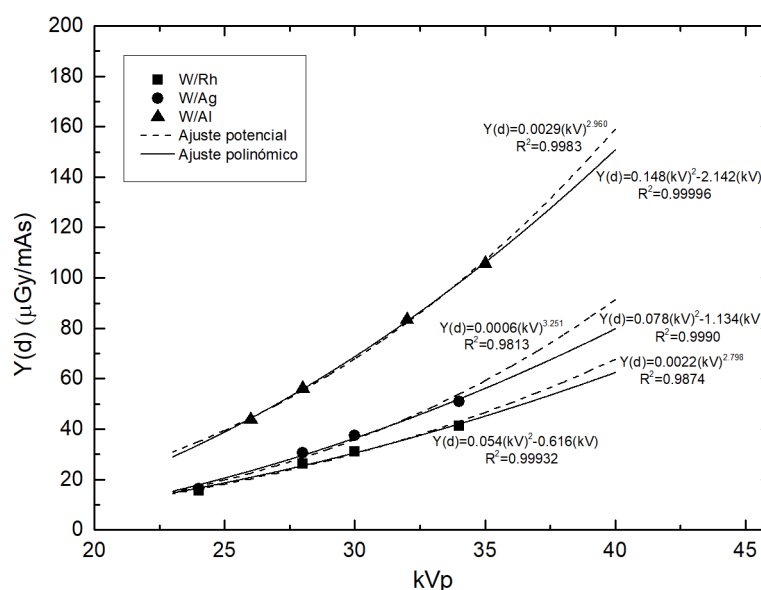
Para parametrizar el rendimiento se utilizaron dos ajustes:

- Potencial (Robson): $Y(d) = a(kVp)^n$
- Polinómico sin término independiente: $Y(d) = a(kVp)^2 + b(kVp)$ ya que a tensión cero la dosis es cero.

La HVL se calculó ajustando a un polinomio de segundo grado sin término independiente (como en el caso del rendimiento).

Resultados

Se ha medido la dosis para las combinaciones ánodo-filtro disponibles en 2D y 3D obteniéndose para todos los sistemas de medida mejor ajuste a una función polinómica que potencial. En todos los casos analizados la diferencia en el coeficiente de ajuste para el rendimiento es inferior al 2% y para la HVL inferior al 0.8%.



Gráfica 1. Rendimiento del tubo frente a la tensión. Comparativa de ajustes polinómico y potencial para la cámara de ionización de PTW.

Figure 50:

Se ha medido dosis con mayor número de kVp que lo que habituamos en un control de calidad, verificando que la mejora en los ajustes resulta insignificante (~1%polinómico, ~3%potencial).

Las diferencias en los rendimientos entre los diferentes dosímetros oscilan entre el 0.01% hasta casi un 8%. Las diferencias en la HVL están entre un 0.2% y un 15% llegando en algunos casos a superar el 20% en el modo Tomosíntesis.

En la dosis glandular, y para las calidades de haz utilizadas por el mamógrafo en modo 2D, se observan diferencias de hasta un 12% dependiendo del dosímetro utilizado, pero en modo tomosíntesis con radiación pulsada, las diferencias aumentan alcanzando en algunos casos el 20%.

	DOSIS GLANDULAR MODO 2D (mGy)					
cm PMMA	NOMEX CI	RADCAL	NOMEX Detector	NOMEX MULTIMETRO	BARRACUDA	PIRANHA
2	0.76	0.76	0.76	0.73	0.70	0.69
3	1.00	1.00	1.00	0.94	0.91	0.89
4	1.32	1.31	1.31	1.23	1.18	1.17
4.5	1.62	1.61	1.62	1.52	1.45	1.43
5	1.81	1.79	1.80	1.68	1.59	1.59
6	2.04	2.02	2.02	1.80	1.87	1.78

Tabla 1.- Dosis Glandular en el modo de trabajo 2D estimada para cada sistema de medida utilizando el ajuste polinómico propuesto aplicado a los datos obtenidos con el CAE, en modo totalmente AUTOMÁTICO para los distintos espesores de PMMA.

Figure 51:

Conclusiones

Los resultados obtenidos demuestran que para la parametrización del rendimiento en mamografía se puede utilizar, y con mejor resultado, un ajuste polinómico de segundo orden sin término independiente, en lugar del ajuste potencial propuesto por Robson.

Se propone así mismo utilizar un ajuste polinómico sin término independiente para el cálculo de la HVL habida cuenta de que si no hay dosis, no puede haber HVL.

La estimación de la dosis glandular depende del sistema de medida utilizado por lo que resulta fundamental conocer la respuesta de los diferentes dosímetros, pues pequeñas variaciones en las medidas afectan de forma fundamental a la estimación de la misma.

Orales: Radioterapia: Braquiterapia / 501

COMPARACIÓN RADIOBIOLÓGICA DE DOS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN EN BRAQUITERAPIA DE RESCATE DE PRÓSTATA

Autor: Roberto Martín-Vaello¹

Co-autores: Ignasi Modolell i Farré²; Cristina Guillón Flores³; Joan Pera-Fàbregas⁴; Cristina Picón Olmos⁵

¹ Institut Català d'Oncologia

² Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica - ICO Hospitalet

³ Institut Català d'Oncologia, HOSPITALET

⁴ Institut Català d Oncologia

⁵ Institut Català d'Oncologia-L'Hospitalet

Corresponding Author: rrmartin@iconcologia.net

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia de HDR de rescate en cáncer de próstata es cada vez más común en nuestro centro. El objetivo de este estudio es validar un nuevo sistema de planificación a partir de la comparación con el anterior.

Los modelos radiobiológicos nos proporcionan una herramienta para comparar distribuciones de dosis no uniformes, y de este modo evaluar si dos planificaciones son o no equivalentes.

MATERIALES Y METODOLOGÍA

Para el estudio se utilizaron dos sistemas de planificación: Oncentra MasterPlan Planning System v4.5.3(O.M.), y el sistema a validar Oncentra Prostate Planning System v4.2.2.4(O.P.); un código propio de cálculo de modelos radiobiológicos desarrollado en Python (v3.4.6); el programa Albireo Target (v4.0.1.2008); y los histogramas dosis volumen (DVH) de tres pacientes calculados en ambos sistemas de planificación.

Las principales diferencias entre los sistemas de planificación comparados son: reconstrucción de los catéteres manual a automática, la carga de los catéteres con una separación entre posiciones de la fuente 5 a 10 mm y el paso de optimización directa (geométrica a volumen con posterior ajuste manual) a optimización inversa.

Para cada uno de los pacientes, sesiones de tratamiento y sistema de planificación, se calculó la dosis uniforme equivalente (EUD) empleando el modelo generalizado y el lineal cuadrático.

El cálculo del EUD con el modelo generalizado se verificó comparándolo con el programa Albireo Target.

Finalmente, se calcularon las dosis globales del tratamiento con tres modelos distintos, el generalizado y el lineal cuadrático con y sin factor temporal.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La Figura 1 presenta la comparación entre ambos sistemas de planificación según el modelo gEUD para cada paciente y sesión de tratamiento.

Se observa que los valores del EUD son similares en ambos sistemas de cálculo. La mayor dispersión en las primeras sesiones podemos explicarla por el reajuste de los implantes sucesivos, por parte del médico, para mejorar la distribución de dosis en función de los resultados obtenidos en las sesiones precedentes.

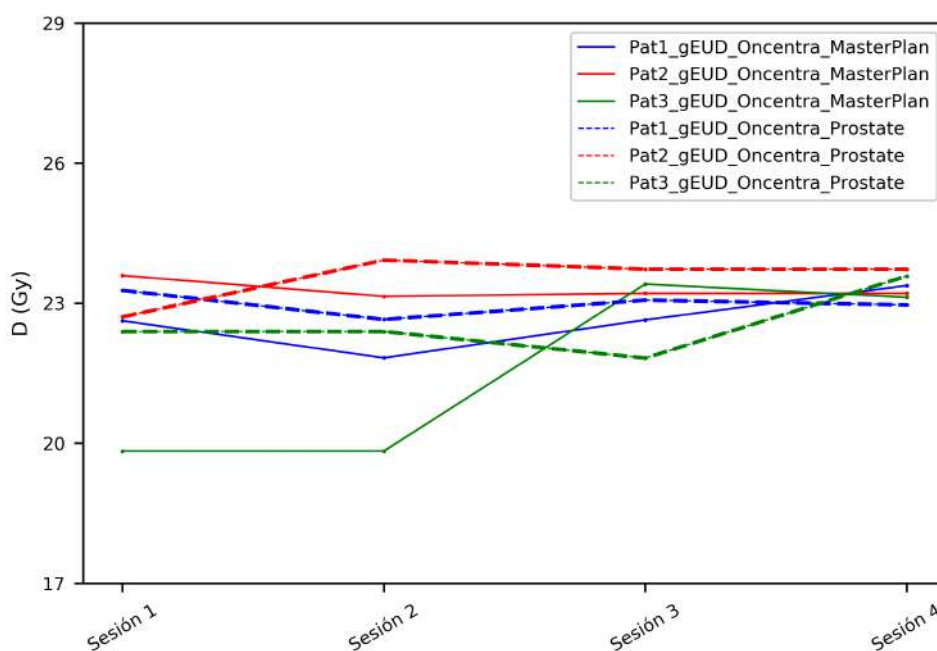


Figure 52: Comparación dosis por sesión

Hay una mayor dispersión entre los resultados del O.M. frente al O.P. ($\sigma=0.94$ y $\sigma=0.55$, respectivamente). Esto es debido a la mejor reproducibilidad de un sistema de optimización inverso frente a la optimización manual.

La dosis global del tratamiento en ambos sistemas calculada con los tres modelos se presenta en la Figura 2.

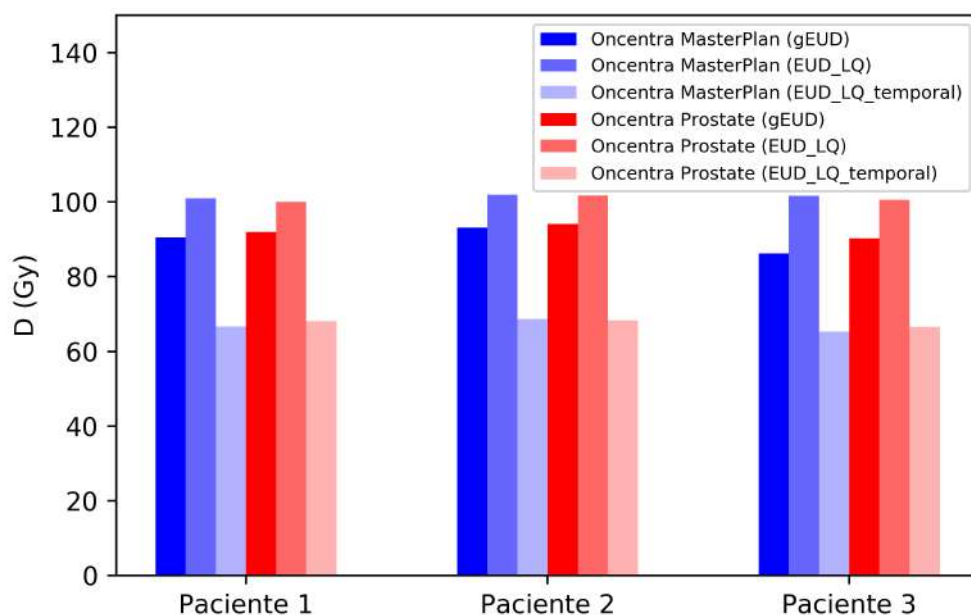


Figure 53: Comparación dosis global según modelo radiobiológico

Los valores de dosis obtenidos en cada modelo radiobiológico son similares en ambos sistemas de planificación.

Los tres modelos radiobiológicos muestran diferencias en la dosis global. Los valores numéricos obtenidos con el modelo lineal cuadrático empleando el factor temporal coinciden, aproximadamente, con la dosis equivalente a 2Gy por fracción que se busca impartir en el tratamiento.

CONCLUSIONES

De acuerdo a los modelos radiobiológicos utilizados, los dos sistemas de planificación ofrecen distribuciones de dosis equivalentes.

La optimización inversa no produce resultados significativamente distintos al sistema de optimización manual, por lo que es válida para su uso clínico, mostrándose más reproducible.

Confirmamos que los modelos radiobiológicos son una herramienta útil para comparar sistemas de planificación distintos.

Orales: Radiaciones No Ionizantes y Biofísica / Legislación y aspectos sociales / 231

RESULTADOS DE LA FUSIÓN DEFORMABLE DE RESONANCIA MAGNÉTICA SOBRE ULTRASONIDOS EN BIOPSIA DE PRÓSTATA CON ACCESO TRANSPERINEAL

Autores: Juan Carlos Sánchez Relucio¹ ; Víctor González Pérez¹ ; Cristina Bosó¹ ; Alba Montaner¹ ; Laura Oliver¹ ; Víctor De los Dolores¹ ; Carmen Guardino¹ ; Vicente Crispín¹

¹ Fundación Instituto Valenciano de Oncología

Corresponding Author: juancarsanchezrelucio@gmail.com

Introducción

La fusión deformable es una herramienta cada vez más utilizada en el campo de la radioterapia, pero no es el único campo de la radiofísica donde posee importantes aplicaciones. En la biopsia de

próstata, cada vez se imponen más las técnicas de biopsia transperineal frente a la transrectal, así como la fusión deformable de la lesión sospechosa en la imagen de resonancia magnética sobre la imagen de ultrasonidos. Este estudio valora la técnica de biopsia transperineal guiada por fusión y su precisión en el diagnóstico de cáncer de próstata.

Material y métodos

47 pacientes sospechosos de cáncer de próstata se han sometido a esta técnica en nuestra institución entre noviembre de 2017 y noviembre de 2018. El procedimiento consistió en un estudio de resonancia magnética multiparamétrica de 3T (Philips Intera 3T), en el que se localizaron las zonas sospechosas de presentar cáncer de próstata y se valoraron mediante la escala PI-RADS, que las distingue entre los valores 1 y 5 según el riesgo. Posteriormente se realizó una biopsia transperineal con 20 o 30 muestras según el tamaño de la próstata, más las muestras dirigidas a las zonas sospechosas (1-5 muestras), mediante el software de fusión deformable BiopSee (MedCom GmbH, Alemania), tal y como se muestra en la figura 1.

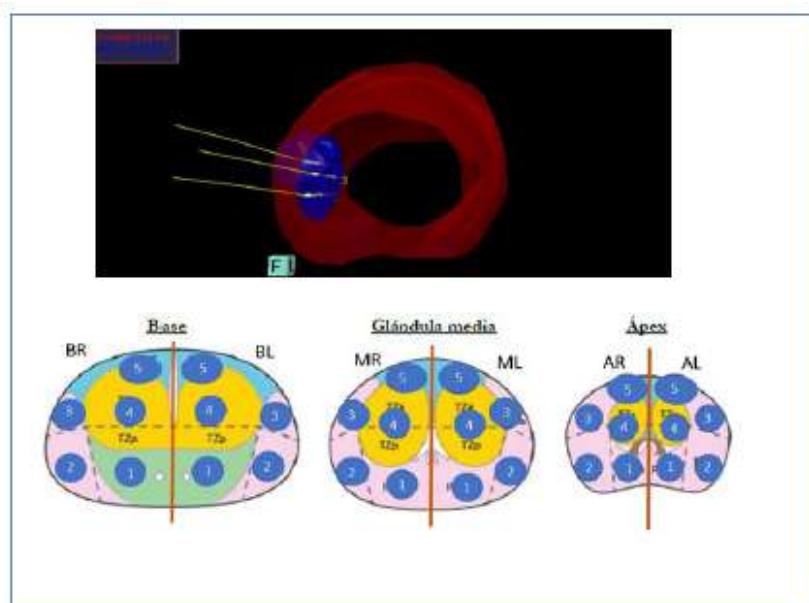
Resultados

Se detectó cáncer de próstata en 26 de los 47 pacientes (55%). Según el PI-RADS, la detección fue: 1/1 (100%) PI-RADS 2, 1/4 (25%) PI-RADS 3, 20/36 (55.5%) PI-RADS 4, y 4/6 (66.6%) un PI-RADS 5. 10 de los 47 pacientes presentaban una biopsia transrectal negativa previa, 2 de ellos PI-RADS 3, 7 con PI-RADS 4 y 1 con PI-RADS 5. Tras la biopsia transperineal con fusión deformable se obtuvieron 5 positivos entre estos 10 pacientes, que correspondieron al caso con valor PI-RADS 5 y a los 4 con valor PI-RADS 4.

En 5 de los 26 pacientes con cáncer de próstata (19.2%), la lesión sólo se localizó en las muestras dirigidas por fusión y no se detectaron en la toma de muestras masivas. Asimismo, se mejoró la caracterización del cáncer de próstata en 3 de los 26 positivos (11.5%) al modificar la valoración del grado de Gleason frente a la biopsia masiva (3+4 vs 3+3). De esta forma, la fusión deformable mejoró el diagnóstico en 8 de los 47 pacientes (17%) frente a usar sólo la biopsia masiva transperineal. En la figura 2 se muestran las imágenes tomadas durante el procedimiento.

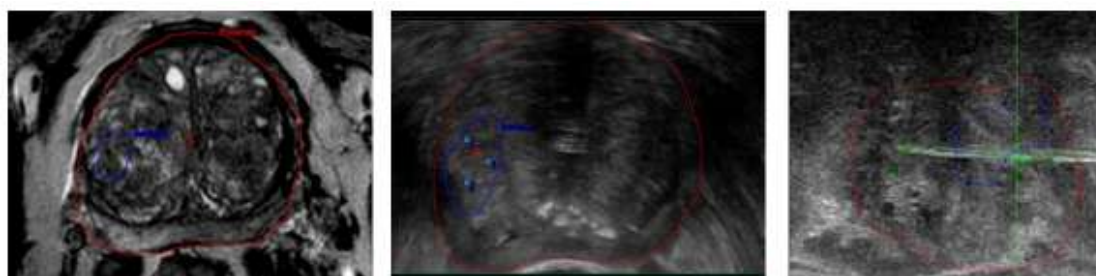
Conclusiones y discusión

La biopsia transperineal permite una caracterización más completa de la próstata que la transrectal (que toma desde el recto aproximadamente 10 cilindros localizados en la parte posterior). Además, la fusión deformable mejora los resultados en el diagnóstico del cáncer de próstata, siendo imprescindible para la inclusión del paciente en protocolos de vigilancia activa o terapia focal.



Esquema de la toma de muestras de biopsia de próstata. Arriba: Biopsia dirigida a un paciente en la lesión (azul) sospechosa según la resonancia magnética en la zona periférica derecha. Abajo: La toma masiva de biopsias con acceso transperineal se hace en 2 o 3 planos de la próstata, según su longitud. En cada corte axial se toman 10 muestras que recogen toda la geometría prostática.

Figure 54:



Imágenes tomadas durante el procedimiento de la biopsia de próstata. De izquierda a derecha, la imagen de resonancia magnética previa a la biopsia, la imagen de ultrasonidos durante la biopsia, y la imagen resultante de la fusión.

Figure 55:

Orales: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 542

DOSETRACE PROYECT: Development of an Hp(3) secondary standard

Autores: Diego Miguel González Castaño^{None} ; Juan Prieto Pena¹ ; Nicolás Gómez Fernández² ; Faustino Gómez Rodríguez³ ; Liviu-Cristian Mihailescu⁴ ; Katharina Bairlein⁵

¹ Universidad de Santiago

² *Laboratorio de Radiofísica USC*

³ *Universidad de Santiago de Compostela*

⁴ *SCK-CEN*

⁵ *Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)*

Corresponding Author: diego.gonzalez@usc.es

Introducción

DOSEtracis is a research project within EMPIR / EURAMET network in which Radiation Protection Calibration Laboratories of 13 countries participate. The general objective is to harmonize and improve technical capacities of participating laboratories with the aim of improving SI traceability and help implementing EU COUNCIL DIRECTIVE 2013/59/EURATOM.

Concrete objectives are:

1. To develop traceable measurement capabilities for operational radiation protection quantities in the range 5 keV to 7000 keV and 0.05 $\mu\text{Sv/h}$ to 100 Sv/h.
2. To validate the developed measurement capabilities for operational radiation protection quantities with an accuracy of at least 5 % ($k=2$). This includes a Supplementary Comparison Exercise.
3. To develop and submit draft CMCs for the traceable calibration of dosimeters
4. To develop an individual strategy for the long term operation of the capacity developed

Objective 1 includes several training actions for the staff as well as the development of a secondary standard for the operational quantity $H_p(3)$ for eye lens dosimetry with an energy dependence not greater than 5% in the aforementioned ranges and designed to be used on irradiation facilities, which is of central importance in the context of EU COUNCIL DIRECTIVE 2013/59/EURATOM. In this work, progress on this objective is described.

Material y Métodos

$H_p(3)$ secondary standard will be based on an ionization chamber embedded or not in a phantom which is most suited to give a good response to the conventional quantity value of $H_p(3)$. Construction design of the chamber will be supported by Monte Carlo simulations. So far, Monte Carlo simulations have been validated as a tool for this purpose by:

1. Determining the low energy limit for Monte Carlo codes by comparing dose to Ionization Chamber air simulated by EGS, PENELOPE, FLUKA and MCNPX.
2. Reproducing in simulations experimental calibration coefficients in terms of air kerma of a Bragg-peak chamber determined between N-10 and N-300 X-Ray qualities at PTB Primary Standard Laboratory.

Based on these results, Monte Carlo simulation is being used to characterize one or more of three ionization chamber designs under consideration.

Resultados

All dose to ionization chamber air results agree within uncertainties (of 1.5%) above 40 keV.

Experimental calibration coefficients of the Bragg-peak chamber are reproduced by Monte Carlo simulations within uncertainties.

Discusión

Based on simulation results, the following $H_p(3)$ secondary standard designs are under consideration:

1. Spherical TK-30 Ionization chamber embedded in a head phantom
2. Bragg-peak chamber with added filters without phantom
3. Plate parallel chamber with thin entrance electrode of 0.010 mm and additional plastic of 3 mm thickness to adopt the response to $H_p(3)$.

Conclusiones

A $H_p(3)$ secondary standard will be constructed presenting low energy response as predicted by Monte Carlo simulation.

Orales: Radiodiagnóstico: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 204

Actualización de niveles de referencia para diagnóstico en cardiología intervencionista.

Autores: Roberto Sanchez Casanueva¹ ; Eliseo Vaño Carruana² ; José Miguel Fernández Soto³ ; Javier Escaned Barbosa¹ ; Jose Ignacio Ten Morón⁴ ; Bruno García Blanco⁵ ; Clara Delgado Soler⁶ ; José Francisco Díaz Fernández⁷ ; Francisco Carrera Magariño⁸ ; Miguel Ángel Romero Moreno⁹ ; Rafael Jesús Martínez Luna¹⁰ ; Francisco Bosa Ojeda¹¹ ; Antonio Catalán¹¹ ; Jesús Roberto Sáez Moreno¹² ; Francisco J. Rosales Espizua¹³ ; Javier Goicolea¹⁴

; Xavier Pifarré Martínez^{None}; Juan Manuel Nogales¹⁵; José Manuel Ordiales Solís¹⁶; Ginés Martínez¹⁷; Amparo Benedicto¹⁸; PAULA GARCÍA CASTAÑÓN¹⁹; Luis Pastor Torres²⁰; Manuel Francisco Rodríguez Castillo²⁰; Armando Bethencourt²¹; Joan Font²¹; Armando Pérez²²; María Jesús Cesteros²²; Eduardo Pinar²³; Bonifacio Tobarra²⁴

¹ Hospital Clínico San Carlos

² Universidad Complutense de Madrid

³ Hospital Clínico San Carlos - Madrid

⁴ Hospital Clínico San Carlos

⁵ Hospital Valle de Hebrón.

⁶ Hospital Valle de Hebrón

⁷ Hospital Juan Ramón Jiménez. Huelva

⁸ Hospital Juan Ramón Jiménez. Huelva

⁹ Hospital Reina Sofía. Córdoba

¹⁰ Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba

¹¹ Hospital Universitario de Canarias

¹² Hospital de Basurto. Bilbao.

¹³ Hospital Basurto

¹⁴ Hospital Puerta de Hierro. Madrid

¹⁵ Hospital Universitario Infanta Cristina. Badajoz

¹⁶ Hospital de Mérida. Badajoz

¹⁷ Hospital de Mérida. Badajoz.

¹⁸ Hospital Universitario de la Princesa. Madrid.

¹⁹ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA

²⁰ Hospital Universitario Valme. Sevilla.

²¹ Hospital Universitario Son Espases. Mallorca.

²² Hospital de León

²³ Hospital Virgen de Arrixaca. Murcia.

²⁴ Hospital Virgen de Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: robertomariano.sanchez@salud.madrid.org

Introducción y objetivos

Proponer una actualización de niveles de referencia para diagnóstico [ICRP] en cardiología intervencionista en el período 2014-2017. Comparar dichos valores con los del periodo previo 2009-2013 [Sánchez].

Métodos

El grupo multidisciplinar DOCCACI, formado por radiofísicos hospitalarios y hemodinamistas de 14 hospitales distribuidos por toda la geografía nacional proporcionó indicadores de dosis a los pacientes de angiografía y angioplastias coronarias. Los valores de referencia se han estimado como el tercer cuartil de las medianas de todas las salas de hemodinámica implicadas en el programa. Todos los participantes han revisado el estado de los equipos de rayos-X prestando especial atención a los medidores de dosis que incorporan los equipos y a la atenuación de la mesa de exploraciones.

Resultados

Se han facilitado valores de dosis de 29.600 procedimientos realizados en 26 salas de hemodinámica. Los valores de referencia propuestos se muestran en la siguiente tabla1:

Procedure	N	P _{KA} (Gy·cm ²)	P _{KA, couch-corr} (Gy·cm ²)	K _{a,r} (mGy)	TF (min)	Series	Imágenes
CA	16435	40	30	568	6,8	8,5	727
PTCA	13220	78	61	1325	15,3	18,6	1270

Figure 56: Tabla: Valores de referencia propuestos: N = tamaño de la muestra. PKA = producto kerma área. PKA, couch-corr = producto kerma área aplicando la transmisión de la mesa. K = kerma en el punto de referencia de entrada al paciente. TF = tiempo de fluoroscopia. Series = número de series de cine. Imágenes = número de imágenes de cine.

En la figura se muestra las medianas de producto kerma área para angiografía coronaria (AC) y angioplastia (ACTP) en las distintas salas:

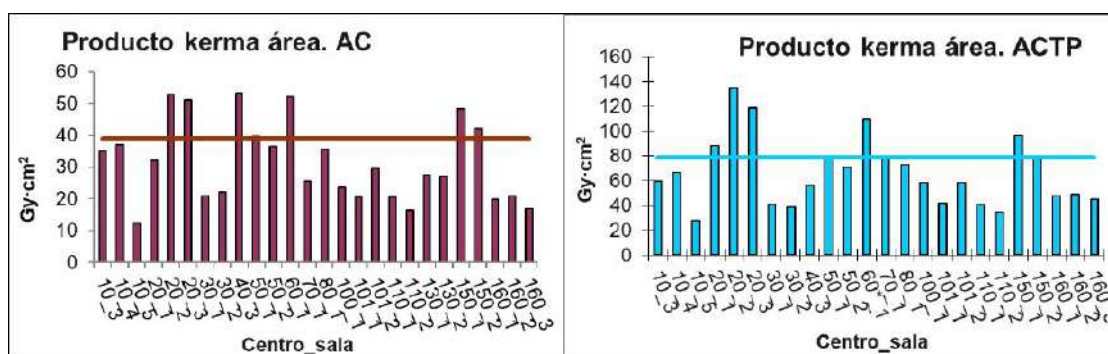


Figure 57: enter image description here

Los valores de referencia propuestos han descendido entre 5 y 14% comparando con la evaluación previa (2009-2013). Los controles de verificación de los medidores de producto dosis área en condiciones de referencia (80 kV, cine) mostraron que 10 de los 28 los equipos revisados necesitan factores de corrección mayores de $\pm 10\%$, y uno de los equipos necesitó un factor de corrección de 0,67. La transmisión del conjunto mesa-colchoneta en condiciones de referencia (80 kV, cine) resultó ser de $0,75 \pm 0,07$ (1 sd), variando entre 0.63 y 0.92.

Discusión y conclusiones

Se ha propuesto la actualización de los niveles de referencia para diagnóstico en angiografía y angioplastia coronarias. La evolución de los niveles de referencia demuestra la necesidad de su revisión periódica tal y como recomienda la ICRP y establece la nueva directiva europea. Los valores de referencia son del mismo orden que los obtenidos en el último estudio europeo (35 and 87 Gy·cm²) para AC y ACTP respectivamente) [Siiskonen]. Analizando los datos por salas, se observa una gran variabilidad de valores típicos de dosis (medianas) entre centros, así como en tiempos de fluoroscopia y número de imágenes adquiridas. El valor más bajo de dosis mostrado en la sala 10_5, se debe principalmente a la existencia de un sistema de reducción de dosis basado en post-procesado de la imagen. No obstante, existen más salas en el grupo, con sistemas de reducción de dosis que no obtienen valores de dosis tan bajos. Estos hechos muestran que aún existe un amplio margen para la optimización de los procedimientos. En una etapa posterior se obtendrán datos para evaluar cómo afecta la complejidad de los procedimientos a los valores de referencia.

Referencias

ICRP, 2017. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1).

Roberto M. Sánchez, Eliseo Vano, José M. Fernández y cols. Resultados iniciales de un programa nacional para el seguimiento de dosis de radiación en pacientes de cardiología intervencionista. Rev Esp Cardiol. 2014; 67: 63-5.

Siiskonen, Ciraj-Bjelac, Dabin et al. Establishing the European diagnostic reference levels for interventional cardiology. Physica Medica (2018) 54: 42-48.

Orales: Radioterapia: Braquiterapia / 663

Nanopartículas superparamagnéticas de NiFe₂O₄ como agente de contraste en imagen por resonancia magnética. Aplicación en braquiterapia.

Autor: Carlos Ferrer Gracia¹

Co-autores: Concepcion Ángeles Huertas Martinez²; Rodrigo Plaza Núñez²; Josefa Isasi Marín³; Pablo Arévalo Cid³; Antonio Cortés Muro⁴; Eva Corredoira Silva²

¹ Servicio de Radiofísica y Radioprotección. H.U. La Paz

² Hospital Universitario La Paz

³ Dpto. Q. Inorgánica I. Facultad CC. Químicas, (UCM)

⁴ Servicio de Radiodiagnóstico. H.U. La Paz

Corresponding Author: carlos.ferrer@salud.madrid.org

Introducción

Las nanopartículas superparamagnéticas de óxido de hierro (SPION) constituyen una nueva clase de agente de contraste en imagen obtenida mediante resonancia magnética (RM). La más utilizada, la magnetita, es una combinación de los óxidos ferroso y férrico de fórmula Fe₂O₄. Para mejorar las propiedades magnéticas se pueden añadir otros metales, como por ejemplo el níquel, obteniéndose la ferrita de níquel, NiFe₂O₄. Se estudia la posibilidad de utilizar ésta última como agente de contraste en una aplicación sencilla en braquiterapia.

Material y métodos

Las SPION utilizadas presentan un tamaño en torno a los 20 nm, y al ser el níquel tóxico, han sido recubiertas con sílice (Figura 1). El elevado momento magnético de las SPION produce inhomogeneidades en el campo magnético local. Las SPION crean gradientes de campo microscópicos en presencia de un fuerte campo magnético, lo que provoca la reducción y la relación con dos fases del tiempo de relajación longitudinal (T₁) o del transversal (T₂ y T₂*) en los núcleos cercanos. Esto induce áreas en la imagen por RM hiper- (para T₁) o hipo-intensas (para T₂W y T₂W*), destacando las zonas donde se concentran las NP.

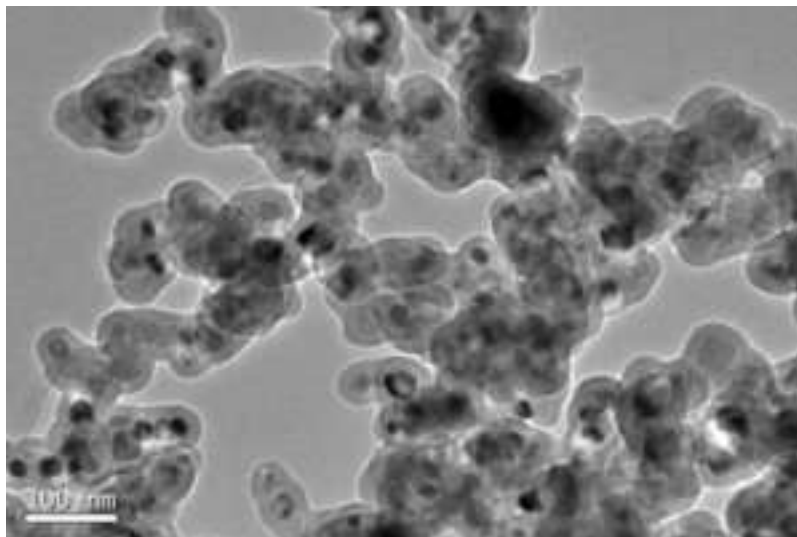


Figure 58: enter image description here

Se han inyectado las SPION suspendidas en gel de agarosa en un catéter flexible 6F introducido en el ovoide de un aplicador tipo Fletcher suministrado por Elekta, dentro de un maniquí de agar. Se ha realizado una adquisición de RM de 3 T utilizando una secuencia T2W axial y 3D, con tiempo de repetición 200 ms y de eco 90 ms.

Resultados

Las SPION recubiertas de sílice, a pesar de haber sido inyectadas en el catéter 6F en una concentración muy baja, se han mostrado efectivas en cuanto a su función como agente de contraste en la imagen de RM del ovoide, apreciándose correctamente el recorrido del mismo, utilizando la misma secuencia de RM que se utiliza en los pacientes de braquiterapia (Figura 2). Al encontrarse las SPION dentro del catéter, no se presentan problemas por posible toxicidad de las mismas a pesar de estar recubiertas, ni por fagocitación por el sistema retículo endoplasmático.

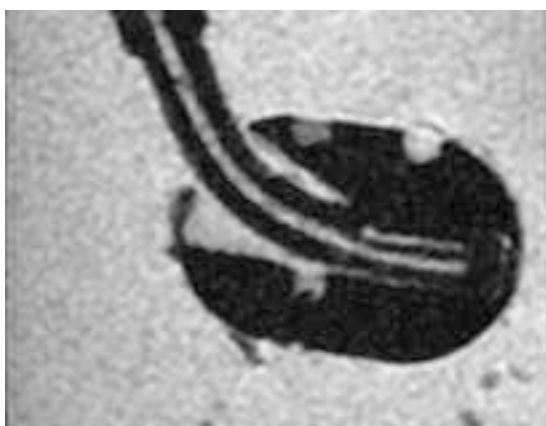


Figure 59: enter image description here

Discusión

La utilización de las SPION como agentes de contraste es cada vez más estudiada, pudiéndose utilizar también como contraste en TC y PET. Aparte en aplicaciones sencillas como la expuesta en este trabajo, se investiga su utilización para la detección y tratamiento del cáncer y otras patologías.

Conclusiones

La utilización de SPION mejora la sensibilidad en la imagen de RM y permite ver el recorrido del catéter introducido para su posterior reconstrucción. El uso de nanopartículas en medicina es un campo en continuo desarrollo y probablemente tendrá un impacto definitivo en el futuro.

Simposio: Dosimetría de mama, presente y futuro / 807**Grupo de trabajo Tomosíntesis de mama****Autor:** Margarita Chevalier del Río¹¹ *Universidad Complutense de Madrid***Corresponding Author:** chevalier@med.ucm.es

Se presentan las tareas encomendadas y se expondrá el estado actual de los trabajos.

Simposio: Sistemas de planificación en Medicina Nuclear / 757**Sistemas de Planificación en Medicina Nuclear****Autores:** Fernando Mañeru Cámara¹ ; Irene Torres-Espallardo²¹ *Complejo Hospitalario de Navarra*² *Hospital Universitario y Politécnico La Fe***Corresponding Authors:** fmaneruc@navarra.es, torres_ire@gva.es

En los últimos años se está viviendo un desarrollo creciente de los tratamientos con isótopos radiactivos no encapsulados. Existe una clara evidencia de la necesidad de seguir un procedimiento de planificación de la actividad a administrar en función de cada paciente, de manera parecida a los tratamientos que se realizan en Oncología Radioterápica. En la bibliografía reciente se muestran correlaciones entre la dosis absorbida con la respuesta tumoral así como con la toxicidad en tejidos sanos. Por tanto, los tratamientos con isótopos radiactivos requieren de una dosimetría realista y personalizada. Esto se refleja en las recomendaciones internacionales y en la directiva Euratom 2013/59 que nos instan a planificar de manera individualizada y verificar la realización de las exposiciones médicas con fines radioterapéuticos. Entre las dificultades que se encuentran para un uso generalizado de dosimetría en terapia de medicina nuclear está la reducida disponibilidad de herramientas -comerciales o no- para el cálculo de dosis absorbida, los llamados “Sistemas de Planificación de Tratamientos”. En el simposio se tratará de resumir la situación actual al respecto, con los problemas más comunes y las posibles soluciones en el presente y el futuro más cercano.

Dos ejemplos representativos de procedimientos en los que el uso de estos planificadores es necesario y prometedor son:

- La radioembolización hepática con microesferas de ⁹⁰Y.
- El tratamiento de tumores neuroendocrinos con ¹⁷⁷Lu-DOTATATE.

En ambos casos se expondrán los fundamentos de la planificación y se analizarán las posibilidades de que se disponen en la clínica para ello. A partir de lo expuesto abrirá un debate posterior entre todos los asistentes.

Mesa Redonda: Atribuibilidad del riesgo / 787**Atribuibilidad del riesgo****Autores:** Elizabeth Cardis¹ ; MARIA JESUS PRIETO RODRIGUEZ² ; María Teresa Macías Domínguez³ ; RAFAEL HERRANZ CRESPO² ; Rafael Herranz^{None}

¹ ISGlobal² HOSPITAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑÓN³ Instituto Investigaciones Biomédicas CSIC-UAM

Corresponding Authors: elisabeth.cardis@isglobal.org, viajes@pentamundos.com, mtmacias@iib.uam.es, mari-ajo@pentamundos.com, rafaelherranzcrespo@gmail.com

Presentación para su difusión y posible crítica del Documento provisional emitido por UNSCEAR en Abril de 2018 en el que se incluyen nuevos factores de riesgo atribuibles a exposición a dosis bajas/moderadas de Radiaciones Ionizantes.

- Riesgo de leucemias en niños con exposición a dosis total en médula ósea de 20 mGy en exploraciones repetidas con TAC.
- Riesgo de leucemia después de exposición a dosis moderada (200 mGy) en médula ósea en adultos, con diferencia entre exposición aguda y crónica, tanto para poblaciones profesionalmente expuestas de forma crónica, como en estimaciones de riesgo a otras poblaciones.
- Riesgo de cáncer sólido después de una dosis entre 50 a 100 mGy a todo el cuerpo en adultos, diferenciando de manera aguda o crónica y revisando diferencias entre expuestos profesionalmente u otros colectivos.
- Riesgo de cáncer de Tiroides después de exposición a dosis moderadas, 500 mGy del tiroides en la infancia o edad adulta. Estudios referenciadas tanto a Chernobyl como en supervivientes de explosiones nucleares y su estimación del riesgo entre diversas poblaciones.
- Riesgo de enfermedad circulatoria tras exposición aguda a todo el cuerpo (1Gy). Se presentan nuevos estudios en supervivientes de bombardeos atómicos.

En todos los supuestos se analizan pormenorizadamente estudios epidemiológicos que serán sometidos a su crítica en el transcurso de la sesión.

Se pretende además de difundir el documento y los nuevos riesgos frente a RRII, provocar su discusión entre los profesionales asistentes a la Sesión.

Orales: Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 216

Protección radiológica en tratamientos con ¹³¹I ambulatorios: hacia la personalización

Autores: Paula García Castañón¹ ; Roser Fayos-Solà Capilla² ; Alberto Viñals Muñoz³ ; David Hernández González⁴ ; M^a Luisa España López²

¹ Hospital Universitario La Princesa² H.U. La Princesa³ H.U. la Princesa⁴ H.U. La Princesa

Corresponding Author: pgcastanon@salud.madrid.org

Introducción

El tratamiento del hipertiroidismo con I-131 constituye la fuente principal de exposición para cuidadores, familiares y miembros del público, ya que generalmente se realiza de forma ambulatoria. Hasta ahora, muchos centros proporcionaban recomendaciones estándar de protección radiológica a todos los pacientes, a fin de restringir las dosis por exposición los días siguientes al tratamiento. La tendencia actual está en personalizar dichas instrucciones, teniendo en cuenta tanto la situación socioeconómica del paciente como la tasa de dosis emitida por el mismo.

El objetivo de este estudio es la revisión del protocolo de información proporcionada a los pacientes tratados con I-131.

Material y método

El estudio se ha realizado sobre una muestra de 76 pacientes, 56 mujeres y 19 hombres, tratados con I-131 de forma ambulatoria en el Servicio de medicina Nuclear (SMN). La actividad administrada ha variado entre 370 y 740 MBq, con un promedio de 427 ± 125 MBq.

El protocolo de protección radiológica actual para el tratamiento de hipertiroidismo incluye el registro de una breve encuesta (figura 1) sobre la situación y condiciones de vida del paciente, además de la medida de la tasa de dosis emitida por el paciente, a la altura del pecho y a 1 metro de distancia, inmediatamente después de la administración.

Antes de la aplicación del protocolo, todos los pacientes recibían instrucciones verbales de protección radiológica para cumplir durante 5 días.

Para establecer las normas de protección radiológica después del tratamiento se han considerado restricciones de dosis para el público y los familiares: 0.3 mSv para el público, 1 mSv para familiares embarazadas y niños, 3 mSv para la pareja de pacientes menores de 60 años y 15 mSv para la pareja mayor de 60 años.

Con objeto de que el paciente acuda al SMN con información previa sobre las normas de protección radiológica que va a tener que seguir, una semana antes del tratamiento se les proporcionan instrucciones escritas generales. Esto facilita organizar su situación familiar con antelación. Anteriormente, los pacientes recibían esta información el mismo día del tratamiento, lo que ocasionaba problemas en la organización de su vida diaria, especialmente personas al cuidado de niños.

Para cada paciente se analizan la tasa de dosis y la encuesta social se establecen de forma individualizada los intervalos de tiempo necesarios para cumplir con las restricciones de dosis.

Datos del paciente tratamiento metabólico con I-131

Nombre y Apellidos		
Fecha Administración		NHC
Actividad administrada	MBq	
Fecha de calibración		Fecha de caducidad
Número de Lote		
Hora de Administración		Hora de Medida
Tasa de dosis	μGy/h	

PERSONAL

- Edad
- Peso
- Estado civil
- Autosuficiente

FAMILIAR

- Niños pequeños
- Embarazadas

HOGAR

- Tipo vivienda
- Habitación individual
- Baño exclusivo

TRABAJO

- Tipo trabajo (estático o dinámico)
- Personas alrededor
- Horario
- Medio de transporte

EVENTOS PRÓXIMOS

- Lugares públicos (cine, biblioteca)
- Reuniones familiares

INFORMACION PREVIA

Días de Restricción (máx):

Figure 60: encuesta

Resultados y discusión

La tasa de dosis medida varía de 5 a 35 μSv/h, con un promedio de 15.9 ± 5.7 μSv/h. Las restricciones para dormir con la pareja varían de 1 a 14 días, con un promedio de 8.1 días (figura 2). Para trabajo, suponiendo 8 horas reales a 1 metro de una misma persona, el promedio sería de 10.6 días, con valores que varían entre 3.9 y 16.7 días.



Figure 61: Días de restricción para dormir

La información previa, además de la personalizada el mismo día de tratamiento, ha facilitado especialmente a los pacientes en periodo de lactancia o a cargo de niños a adaptar sus condiciones de vida para cumplir las restricciones, dado que los periodos promedio calculados para niños menores de un año son 12 días.

Conclusiones

La gran variación en los resultados obtenidos justifica la modificación del protocolo en cuanto a personalización de instrucciones, frente a la información general que se daba por defecto.

Dicha personalización junto con la información previa proporcionada sobre el tratamiento ha llevado a una mejora en la calidad y las condiciones de vida de nuestros pacientes y familiares, además de reducir la ansiedad de muchas familias que obtienen información de fuentes poco fiables como internet.

Orales: Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 241

CARACTERIZACIÓN Y EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DEL PROTOTIPO X-MESMERISE

Autor: M. A. Benavente Ruiz¹

Co-autores: Pablo Pérez-Cejuela Rincón¹ ; Alicia Álvarez García¹ ; Javier Quiñones Díez¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: mariaangeles.benavente@ciemat.es

Introducción:

Englobado en el programa de seguridad financiado por la UE en el H2020, el proyecto MESMERISE (ref. AMD-700399-19) tiene como objetivo el desarrollo de un escáner no intrusivo de alta resolución para su uso en el control de seguridad de personas en aeropuertos, puertos y grandes eventos basado en la tecnología de transmisión de rayos X. La Directiva 2013/59 EURATOM establece la utilización de estos sistemas previa aprobación por el regulador nacional tras un proceso de justificación de las dosis personales recibidas por los pasajeros, siendo esta evaluación dosimétrica la tarea encomendada al SPR del CIEMAT en dicho proyecto.

Materiales y Métodos:

Las medidas se realizaron a diferentes alturas, con y sin blindaje, y alrededor del prototipo de escáner operando a una diferencia de potencial fija de 160 kVp (variando intensidad y tiempo de exposición). La estimación de dosis al individuo escaneado se realizó utilizando una cámara de ionización esférica de 10 dm³ calibrada en términos de kerma en aire y dosímetros personales calibrados para Hp(10). La estimación de dosis al operador y a los pasajeros en espera se realizó empleando un detector de plástico de centelleo calibrado en términos de H*(10).

Resultados:

La Figura 1 muestra los resultados de la estimación de dosis al individuo escaneado, Hp(10).

La caracterización radiológica realizada alrededor del prototipo muestra valores superiores al fondo radiológico natural. Las medidas de H*(10) que permitirán estimar la dosis al pasajero en espera varían entre 0.35 y 0.98 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$, en función de la distancia al centro del escáner y el sentido del haz de radiación.

La Figura 2 muestra los resultados obtenidos para la posición del operador, H*(10).

Discusión:

El estudio realizado permite estimar el valor de restricción de dosis por exposición para este sistema en particular que debe ser aprobado a nivel nacional por la autoridad reguladora.

Las medidas realizadas ponen de manifiesto la necesidad de definir una distancia de restricción de acceso, que en la instalación perteneciente a la empresa fabricante ADANI, en Minsk, sería de 3-5 m alrededor del escáner, pero que debería ser evaluada para cada situación particular.

Conclusiones:

El valor máximo de Hp(10) para el individuo es 0.32 μSv . En caso de un uso frecuente del escáner (775 escáneres al año, 3 al día/año laboral) el valor de la dosis acumulada sería de 248 $\mu\text{Sv}\cdot\text{a}^{-1}$, inferior que la tercera parte del límite de dosis al público de acuerdo con las recomendaciones de la directiva 2013/59 EURATOM.

El resultado más conservador de H*(10) para la estimación de dosis en el entorno se obtuvo a 3 m de distancia del prototipo en sentido opuesto al haz de radiación (0.24 $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$). Se requerirá una optimización de dosis para los pasajeros en espera para cada ubicación futura del prototipo definiendo un área de restricción de acceso en su entorno próximo.

Altura / cm	Prototipo con paneles blindados alrededor		Prototipo sin paneles blindados alrededor	
	Hp(10) / μSv	σ	Hp(10) / μSv	σ
20	0.303	0.003	0.220	0.002
40	0.315	0.004	0.244	0.002
60	0.291	0.004	0.231	0.002
80	0.253	0.003	0.210	0.002
100	0.215	0.003	0.183	0.002
120	0.186	0.002	0.162	0.002
140	0.165	0.003	0.147	0.002
160	0.145	0.002	0.124	0.002
180	0.118	0.002	0.079	0.002

Figure 62: Hp(10)

Distancia del maniquí al punto de control / cm	H*(10) / $\mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$	
	Promedio	σ
110	1.662	0.059
150	0.509	0.025
200	0.294	0.041
250	0.249	0.041
300	0.240	0.042

Figure 63: H*(10) posición del operador

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer al Prof. Dr. J.L. Pérez Díaz y a Mrs. A. Petkevich su inestimable colaboración y ayuda.

Simposio: Dosimetría de mama, presente y futuro / 760

Dosimetría de mama: presente y futuro

Autor: Ioannis Sechopoulos¹

¹ *Radboud University Medical Center y LCRB (Dutch Expert Centre for Screening)*

Corresponding Author: ioannis.sechopoulos@radboudumc.nl

Los métodos que empleamos en la actualidad en dosimetría de mamografía se desarrollaron hace décadas. Se han llevado a cabo estudios para poder incorporar a los métodos la tomosíntesis y los espectros de RX derivados de la aparición de nuevas combinaciones ánodo – filtro que se han mostrado eficientes en los sistemas que emplean receptores de imagen del tipo panel plano. En estos momentos, sin embargo, se está trabajando activamente en el campo de la dosimetría mamaria. Con la aparición en el campo de la mamografía, de la tomografía computarizada dedicada, se ha podido evaluar la metodología dosimétrica actual y la exactitud de la estimación de las dosis en pacientes de los métodos al uso. Los resultados concluyen que los procedimientos actuales sobreestiman la dosis en torno a un 30%, pudiendo ser las desviaciones mayores. Para solucionar esto y la diferencia entre protocolos de dosimetría, la EFOMP y la AAPM han decidido aunar esfuerzos y colaborar en la elaboración de un nuevo y unificado método para la dosimetría de mama. El objetivo de esta charla es repasar los procedimientos dosimétricos actuales para mamografía plana y tomosíntesis, comparar las dosis entre procedimientos diagnósticos, analizar sus limitaciones y adelantar los avances en los procedimientos futuros en la dosimetría de la mamografía.

Orales: Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 309

Limits on Compton interaction knowledge for a monolithic scintillator

Autor: Victor Ilisie¹

Co-autores: José María Benlloch Baviera¹ ; Filomeno Sánchez¹ ; John Barrio¹ ; Antonio J. González¹ ; Laura Moliner¹

¹ *Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular*

Corresponding Author: victor.ilisie@i3m.upv.es

Los detectores PET están normalmente formados por detectores de centelleo. Estos detectores absorben los rayos gamma incidentes y a partir de la luz de centelleo se reconstruyen las coordenadas del impacto, para después usar esta información para la reconstrucción de la imagen médica. Los rayos gamma incidentes, tienen una energía de 511 keV. A estas energías la sección eficaz del efecto Compton es muy alta comparado con el efecto fotoeléctrico para prácticamente todos los materiales centelleadores. El efecto Compton representa por tanto, una fuente de ruido, aún cuando la resolución intrínseca del detector sea alta. Una forma de eliminar parte del ruido es considerar eventos que pertenecen al pico fotoeléctrico (dentro de un margen de error asociado). Esto sin embargo sigue sin resolver el problema ya que la mayoría de los rayos gamma sufren una o varias interacciones Compton antes de ser completamente absorbidos mediante el efecto fotoeléctrico. Todos estos eventos pertenecen al pico fotoeléctrico pero se pierde la información de la primera interacción. Teniendo la habilidad de reconocer la primera interacción, el ruido Compton se podría eliminar por completo.

Una solución inmediata, aunque también difícil de implementar, es el diseño de un detector mu.

Otra posible solución consiste en intentar conseguir medir las coordenadas de las interacciones

Orales: Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 382

HOTNES: un nuevo concepto para una fuente de neutrones térmicos

Autores: Roberto Bedogni¹ ; Carles Domingo Miralles² ; José María Gómez Ros³ ; Antonino Pietropaolo⁴

¹ INFN-LNF (Italia)

² UAB (España)

³ CIEMAT (España)

⁴ ENEA-Frascati (Italia)

Corresponding Author: jm.gomezros@ciemat.es

1. Introducción

INFN-LNF (Italia) y ENEA-Frascati (Italia) con la colaboración de CIEMAT han desarrollado HOTNES (HOMogeneous Thermal NEutron Source): un nuevo tipo de fuente de neutrones térmicos, caracterizada por un campo extenso y uniforme consistente en una fuente de Am-B situada en una cavidad cilíndrica de un bloque de polietileno. La zona de irradiación está separada de la fuente por un cilindro de polietileno que impide que los neutrones rápidos alcancen directamente la zona de irradiación, haciéndolo sólo tras haber sido termalizados mediante dispersión múltiple con las paredes de la cavidad.

2. Materiales y métodos

HOTNES se ha diseñado utilizando el código de Monte Carlo MCNPX 2.7 con la librería de secciones eficaces ENDF / B-VII para neutrones con energías por debajo de 20 MeV y las tablas para neutrones térmicos en polietileno, S(α,β). La emisión neutrónica de la fuente se ha simulado como una distribución volumétrica con las dimensiones de la fuente real y el espectro de la norma ISO 8529-1. La fluencia neutrónica se ha calculado utilizando el tally f5 y el tally f4 obteniéndose los mismos resultados.

La fluencia de neutrones térmicos se ha medido utilizando láminas de activación de oro y detectores activos de neutrones térmicos. Así mismo, se ha medido el espectro neutrónico en el punto de referencia utilizando un espectrómetro de esferas de Bonner basado en un centelleador de LiI(Eu) con doce esferas.

3. Resultados

Como puede verse en la figura 1, la instalación consta de una fuente de Am-B ubicada en el fondo

de una cavidad cilíndrica con una altura de 70 cm y un diámetro de 30 cm. La fuente está separada de la zona de irradiación por medio de una barra de polietileno (diámetro 10 cm, altura 20 cm) que actúa como objeto de sombra. Dicha zona es una cavidad cilíndrica de 30 cm de diámetro y 40 cm de altura, delimitada por la parte superior de la barra, la superficie inferior del techo de polietileno y las paredes cilíndricas de la cavidad. La fluencia en los distintos planos de la zona de irradiación es muy uniforme (1-2%). Además y en comparación con las pilas térmicas, HOTNES ofrece un rendimiento mucho mayor (relativo a la intensidad de emisión de la fuente de neutrones rápidos) y una menor contribución de fotones secundarios.

4. Discusión

Tal como puede verse en la figura 2, el espectro calculado para diferentes alturas y distancias al eje en la zona de irradiación es un espectro térmico. El efecto de la barra de sombra permite obtener un campo térmico muy homogéneo, con una desviación estándar de 1.3% en $z=40$ cm, 0.7% en $z=50$ cm y 0.8% en $z=60$ cm, respectivamente. La fluencia de neutrones térmicos medida con las láminas de activación y los detectores activos está con los valores esperados de las simulaciones, de acuerdo con la incertidumbre calculada (3%).

5. Conclusiones

HOTNES muestra características atractivas, como son su diseño sencillo, los altos valores de tasa de fluencia térmica alcanzables con una fuente primaria de neutrones rápidos de baja intensidad y la homogeneidad del campo térmico en distintos los planos dentro de la zona de irradiación. Es de esperar que estas características despierten interés en la comunidad científica involucrada en la metrología de neutrones, la dosimetría de neutrones y las pruebas de detectores de neutrones.

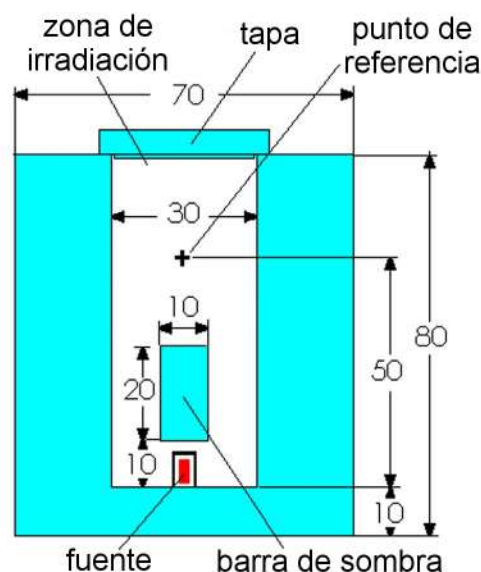


Figure 64: Representación esquemática de HOTNES

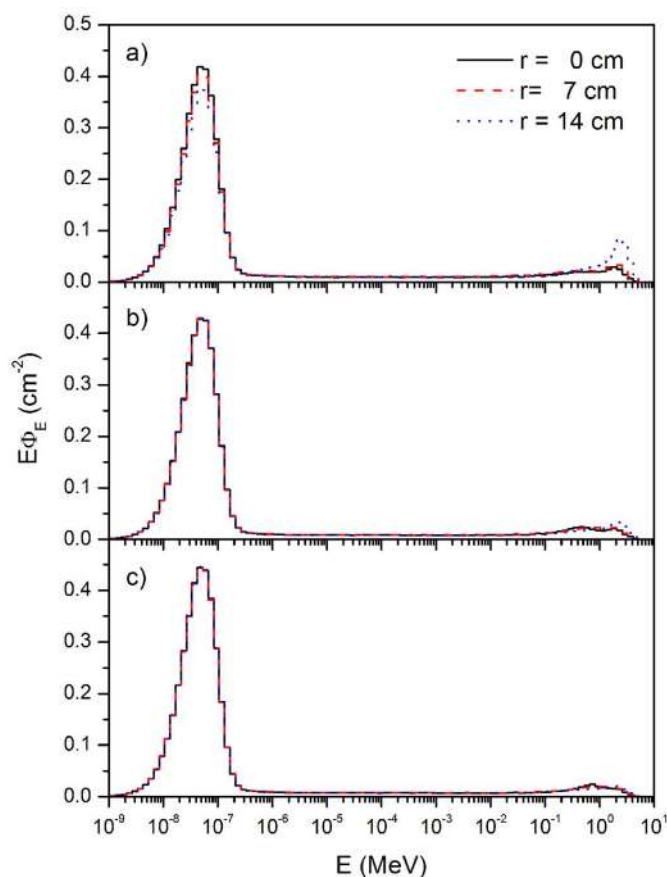


Figure 65: Espectro neutrónico calculado a tres alturas distintas: a) $z=35$ cm, b) $z=50$ cm, c) 60 cm; para tres distancias del eje de simetría: $r=0$ cm línea continua (negra), $r=7$ cm línea discontinua (roja), $r=14$ cm línea de puntos (azul)

Orales: Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 557

Big Data en el proceso radioterápico: ¿Podemos convertir una gran cantidad de datos en información útil?

Autores: David Carlos Villa Gazulla¹ ; Sergio Alberto Lozares Cordero¹ ; José Antonio Font Gómez¹ ; Almudena Gandía Martínez¹ ; Verónica Alba Escorihuela¹ ; Sara Jiménez Puertas¹

¹ Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza

Corresponding Author: dcvilla@salud.aragon.es

Introducción y objetivos

La complejidad de cada una de las etapas del proceso radioterápico proporciona una cantidad ingente de datos que se encuentran dispersados en diferentes sistemas de almacenamiento.

El objetivo del Big Data en Radioterapia es la extracción, integración y análisis de los datos en una única aplicación.

Se ha comenzado por desarrollar una base de datos que permite realizar de forma automatizada la revisión semanal de las fichas de tratamiento, tal y como lo exige el RD 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia.

El objetivo es que esta base de datos actúe como núcleo a partir del cual se vayan incorporando datos de planificación, seguimiento de pacientes, averías de máquina, y todo aquello que pueda afectar al tratamiento.

La información permitirá definir estrategias de re-planificación o necesidad de cambiar patrones de fraccionamiento en pacientes futuros.

Material y métodos

Nuestro Servicio dispone de dos aceleradores lineales de electrones, Siemens Oncor y Elekta Synergy, conectados al R&V Mosaiq 2.0.

Mosaiq 2.0 contiene una serie de informes tipo consulta poco flexibles que no permiten su modificación.

Por ello, se ha creado una base de datos en Access, donde existe un conjunto de tablas que relacionan la dosis prescrita con la administrada en cada sesión.

El llenado de esta base de datos es automático a partir de una tarea programada en Microsoft Windows que se activa diariamente.

Resultados y Discusión

La base de datos "Big Data" de la aplicación maneja todos los haces de todas las prescripciones generadas en Mosaiq durante los años 2017 y 2018 en nuestro Servicio.

Existen más de 2700 pacientes con más de 3000 prescripciones, más de 43000 sesiones de tratamiento y más de 500.000 haces.

Se expone la información anual a modo de resumen. Los resultados obtenidos en cuanto a discrepancias entre dosis administrada y prescrita en sesiones de tratamiento se muestran a continuación:

2017	2018	Total
------	------	-------

Nº de sesiones TOTALES	21145	20426	41571
------------------------	-------	-------	-------

Nº sesiones discrepantes TOTALES	361	326	687
----------------------------------	-----	-----	-----

% coincidencia dosis	98.3	98.4	98.35
----------------------	------	------	-------

- Las discrepancias observadas se deben al exceso o defecto de haces de tratamiento en la sesión.
- Los motivos de la no administración de haces tienen que ver con estados del acelerador previos a averías.
- El porcentaje total de coincidencia entre dosis administrada y prescrita en las sesiones de tratamiento es del 98.35 %.
- Existe mayor porcentaje de coincidencia en el acelerador ONCOR que en el SYNERGY. Este hecho está relacionado con la técnica de tratamiento.
- Las discrepancias de dosis no son aleatorias, sino que se concentran en períodos de tiempo previos a una intervención por avería.

Conclusiones

La unificación y ordenación de información del proceso radioterápico, permite realizar consultas complejas sobre los datos. El análisis de estas consultas será capaz de definir indicadores clave de calidad que influyan sobre las estrategias de tratamiento.

Curvas Espectrales en Tomografía Computarizada de Energía Dual como Factor Pronóstico de Supervivencia en Cáncer de Pulmón

Autores: Víctor González Pérez¹ ; Estanislao Arana¹ ; María Barrios¹ ; Julia Cruz¹ ; Cristina Bosó Martínez¹ ; Juan Carlos Sánchez Relucio¹ ; Alba Montaner Alemany² ; Laura Oliver Cañamás¹ ; Francisco Blázquez Molina³ ; Vicente Crispín Contreras¹

¹ Fundación Instituto Valenciano de Oncología

² Fundación Instituto Valenciano de Oncología (FIVO) - Centro Nacional de Dosimetría (CND)

³ HUIP La Fé

Corresponding Author: vgonzalezper@hotmail.com

Introducción

La tomografía computarizada de energía dual (TCED) nos permite reconstruir el estudio de curvas espectrales que resume la atenuación en términos de unidades Hounsfield (UH) si incidieran sobre el paciente haces de energía monocromática.

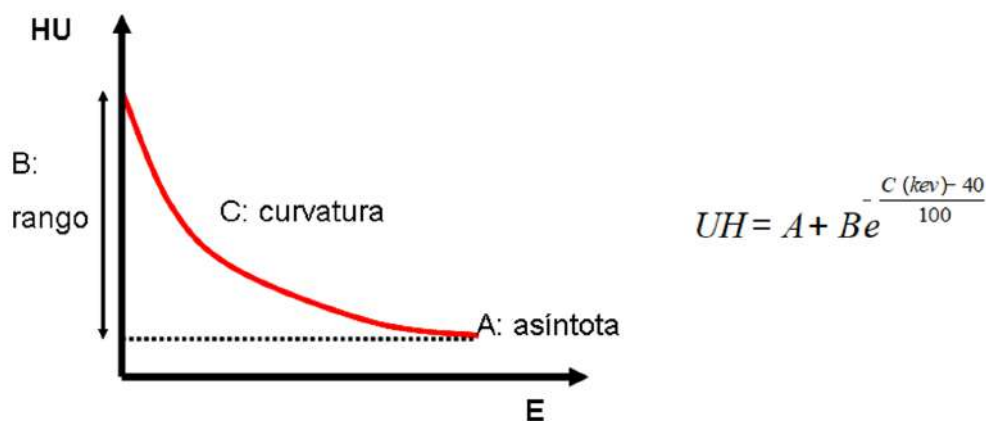
En este análisis se valora la capacidad pronóstica de las curvas espectrales en un estudio de TCED realizado en el momento del diagnóstico de cáncer de pulmón analizando el tiempo de supervivencia global y sin progresión de la enfermedad de la muestra de pacientes.

Material y Métodos

Entre julio de 2013 y enero de 2017, se realizó un estudio diagnóstico de TCED a 252 pacientes con sospecha de cáncer de pulmón. Se utilizó un escáner de TCED modelo Discovery CT750HD (GE Healthcare). 198 lesiones resultaron malignas en el análisis histopatológico. En el momento de realizar el análisis de supervivencia, 99 pacientes (50,0%) habían padecido una progresión de la enfermedad y 70 (35,4%) habían fallecido.

Dos radiólogos contornearon en todos los cortes axiales las lesiones pulmonares mediante un método semiautomático basado en ventana de UH.

Se reconstruyeron las curvas espectrales a lo largo de las energías monocromáticas 40-140 keV. Se parametrizaron dichas curvas con los parámetros A, B y C, y se ajustaron a una exponencial (Figura 1).



Parametrización de las curvas espectrales a una exponencial. A representa la asíntota a la que tienden los valores de UH a energía alta; B el rango entre el valor máximo y mínimo de UH y C la pendiente de la curva

Figure 66:

Se analizó cuáles de estos parámetros A, B y C distinguen poblaciones con distinta supervivencia global y sin progresión de la enfermedad mediante el test de Mantel – Cox. Para separar las pobla-

ciones en dos grupos de riesgo, se han tomado tres casos para cada parámetro considerando como valores umbrales los correspondientes al primer cuartil, a la mediana y al tercer cuartil de la distribución de sus valores.

Resultados

Para la muestra de pacientes con cáncer de pulmón, el tiempo medio (media $\pm$ desviación estándar) de supervivencia global es de 830 ± 40 días (nivel de confianza N.C. 95% 750 – 900 días); mientras que la supervivencia libre de enfermedad es de 670 ± 70 días (N.C. 95%: 590 – 740 días).

El parámetro A de las curvas espectrales, situando el umbral de distinción de las poblaciones en el primer cuartil de la distribución de los valores, resultó el que mejor distingue el pronóstico de la muestra de pacientes ($p < 0,001$), como se observa en la Figura 2.

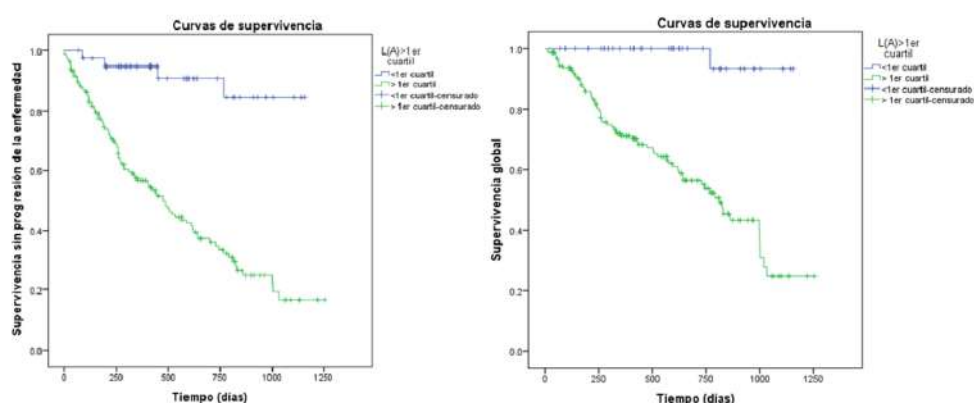


Figura 2. Curvas de supervivencia sin progresión de la enfermedad (izquierda) y global (derecha) separando las poblaciones por el primer cuartil del valor de la distribución de A .

Figure 67:

Para la supervivencia sin progresión de la enfermedad, el parámetro A distingue las poblaciones con distinto tiempo medio de supervivencia de 1050 ± 50 días (N.C. 95% 950 – 1150 días) frente a 560 ± 40 días (N.C. 95% 490 – 640 días). En la supervivencia global, la separación de las poblaciones mediante el parámetro A diferencia un tiempo medio de supervivencia global de 1130 ± 20 días (N.C. 95% 1080 – 1180 días) frente a 740 ± 40 días (N.C. 95% 660 – 820 días).

Conclusión

Los parámetros de TCED de las curvas espectrales parametrizadas son capaces de distinguir entre pacientes de distinto riesgo en la supervivencia sin progresión de enfermedad y en la supervivencia global.

Debate: Las correcciones diarias de imagen en radioterapia son necesarias / 751

A favor de “Las correcciones diarias de imagen en radioterapia son necesarias”

Autor: JOAN VICENT ROSELLO FERRANDO^{None}

Corresponding Author: halcon845@halcon-viajes.es

El objetivo fundamental de la Radioterapia es administrar altas dosis de radiación al volumen objetivo minimizando las dosis en los órganos de riesgo.

Tan importante como la precisión y exactitud en el cálculo de la dosis en el tumor y en los órganos de riesgo es el que el volumen a irradiar se encuentre dentro del campo de radiación. El posicionamiento preciso del tumor dentro del campo de tratamiento no está garantizado con las tres marcas en piel de los láseres, ni por las distancias fuente-superficie, sino empleando diariamente sistemas de verificación de la posición del volumen objetivo. Si no realizamos una verificación del posicionamiento del tumor diariamente mediante diversos procedimientos (imágenes portales, conebeam, localización de marcas fiduciales internas, localización de superficies, ultrasonidos, dispositivos electrónicos de seguimiento de sondas solidarias con el órgano a irradiar...) utilizando el más adecuado para cada caso, va a hacer que tengamos que incrementar los márgenes de tratamiento para garantizar la posición del tumor dentro del campo de radiación.

Incluso en aquellos tratamientos en los cuales el PTV está incluido dentro de una estructura rígida, como puede ser el cráneo, la verificación del posicionamiento diario nos va a permitir a evitar un posible error de este.

Además, los dispositivos de imagen y localizadores de los nuevos equipos son lo suficientemente rápidos como para no enlentece el tratamiento. En definitiva, si pretendemos aumentar la dosis al tumor y reducir la dosis en los tejidos circundantes, es esencial que sepamos donde está el objetivo localizándolo en cada una de las fracciones, esto nos va a permitir además hacer un escalado de dosis con las debidas garantías. El uso pues de los márgenes adecuados y la localización del tumor nos va a permitir maximizar el beneficio para el paciente de las diversas tecnologías de tratamiento, tanto de las altamente sofisticadas como de las más simples.

Orales: PR ocupacional y Transporte / 546

Evaluación del blindaje del bunker del CLPU mediante simulaciones Montecarlo para una fuente de neutrones generada con el láser VEGA.

Autores: José-Manuel Álvarez Pastor¹ ; José Francisco Benavente Cuevas² ; José María Gómez Ros³ ; Luis Roso Franco⁴

¹ Centro de Láseres - CLPU

² Ciemat

³ CIEMAT

⁴ CLPU

Corresponding Author: jmalvarez@clpu.es

La sala donde se realizan los experimentos con el sistema láser VEGA del **Centro de Láseres Pulsados (CLPU)**, es un bunker que alberga los denominados aceleradores láser-plasma VEGA-2 (200-Teravatio y 10Hz) y VEGA-3 (1 Petavatio y 1Hz). Estos sistemas son capaces de acelerar partículas cargadas a altas energías, mediante la focalización en pocas micras del haz pulsado ultracorto de VEGA (30 femtosegundos) sobre un medio material. Así, por ejemplo, con el láser VEGA-2 se han producido en el bunker del CLPU haces de electrones y protones con energías de varias centenas y una decena de MeV, respectivamente (*Volpe L. et al.*) Además de la producción de haces de electrones y protones, la producción de neutrones con láseres ultraintensos ha despertado un gran interés en la comunidad científica y técnica. El CLPU, como **Infraestructura Científico Técnica Singular (ICTS)**, recibe solicitudes de acceso de usuarios interesados en estudiar diferentes esquemas de generación de neutrones con el láser VEGA.



Figure 68: Coste transversal del modelo en FLUKA del bunker del CLPU usado en el presente estudio.

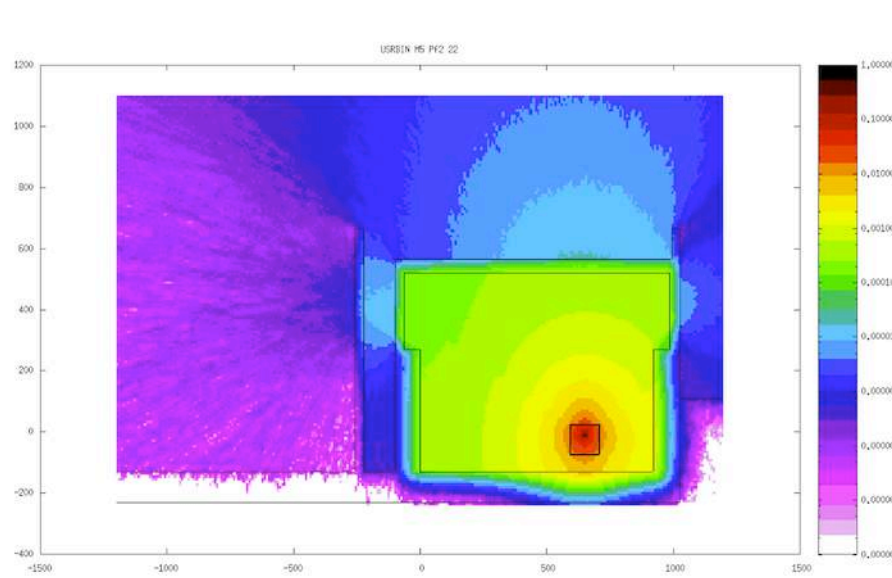


Figure 69: Mapa de dosis equivalente para uno de los casos considerados en el estudio. El perfil de colores muestra la dosis (pSv por primario generado en la fuente)

En el presente estudio se realiza una evaluación del blindaje del bunker del CLPU para albergar una fuente de neutrones generados con el láser VEGA. Presentamos los resultados obtenidos con el código Montecarlo MCNP y FLUKA para estimar las dosis debida a neutrones producidos por cada disparo del láser VEGA-3 (60J, 30fs y tasa de repetición de 1Hz). Los resultados de las simulaciones Montecarlo con los dos códigos MCNP y FLUKA son consistentes entre sí para estimar la tasa de dosis de neutrones en el bunker del CLPU. Se han estudiado diversos mecanismos de generación de neutrones por láser, suponiendo diferentes espectros para la fuente de neutrones y considerando, de manera conservadora, una emisión isótropa en todos los casos. Además, independientemente del mecanismo de generación, se ha tomado el valor máximo de producción de neutrones publicado hasta la fecha. En estas condiciones, se encontró que la dosis por disparo en la zona de control, están muy por debajo del límite para el público (0.5 $\mu\text{Sv/h}$). Sin embargo, las tasas de dosis en las plantas superiores y áreas perimetrales de la parte superior del bunker, pueden alcanzar el valor límite para el público cuando el láser VEGA opera a su tasa nominal. Por esta razón, se han propuesto blindajes adicionales que permitan la operación del láser VEGA a su tasa nominal, garantizando

valores muy inferiores de la tasas de dosis al público en las zonas ocupadas y no clasificadas de la instalación.

L.Volpe et al., High Power Laser Science and Engineering, 2019, "Generation of high energy laser-driven electron and proton sources with the 200 TW system VEGA 2 at the Centro de Laseres Pulsados".

Orales: Radiobiología / Educación y Formación / 392

Variaciones en NTCP y DVH de pulmón en tratamiento de mama en función del tipo de algoritmo de cálculo utilizado

Autor: Lucía Franco-Sánchez^{None}

Co-autores: Ismael Sancho-Kolster ; Rodolfo De Blas ; Cristica Picón

Corresponding Author: luciafs87@gmail.com

Introducción

El objetivo es analizar cómo varía la probabilidad de complicación de tejido sano (NTCP) en pulmón para tratamientos de radioterapia 3D de mama al calcular en el planificador Eclipse (Varian) con tres algoritmos diferentes (Pencil Beam (PB), AAA y Acuros_XB) mediante la comparación de los cambios en el histograma dosis-volumen (DVH). Concretamente se evalúan las diferencias en los volúmenes de pulmón que reciben 5 Gy (V5) y 20 Gy (V20) al ser los parámetros utilizados al fijar las restricciones clínicas.

Material y métodos

Se obtiene el DVH de 20 pacientes calculados en Eclipse (V13.7) con PB (PBC-10028) y tratados en un acelerador Varian-600C (energía 6MV). Retrospectivamente se recalcula con AAA-13-0.26, AAA-13.7.16 y Acuros_XB-13-0-26 (tabla de materiales Acuros XB-13.5) manteniendo la geometría y unidades monitor originales, obteniendo nuevos DVHs.

Para los 4 grupos de cálculo y, a partir de los DHV, se calcula la NTCP de pulmón mediante el modelo de Lyman-Kutcher-Burman (LKB) usando un programa de desarrollo propio. Los valores de NTCP se correlacionan con los valores V5 y V20 del DVH.

Resultados

Se obtiene una disminución de la NTCP de 2 puntos porcentuales en promedio (pts) al pasar de PB a AAA y una disminución adicional de 1.2 pts al pasar de AAA a Acuros. La disminución acumulada es de 3.2 pts.

La variación de NTCP depende del volumen de tratamiento (PTV) que, para la muestra de pacientes estudiada, puede ser mama sin área supraclavicular (S/A), mama con área supraclavicular (C/A) o pared torácica (PARED).

El valor de V5 aumenta al pasar de PB a AAA (6 pts) y disminuye con el paso de AAA a Acuros (3 pts). El aumento acumulado es de 3 pts.

No se aprecian cambios en el V20 entre los distintos algoritmos de cálculo.

Discusión

Se observa que, aunque haya un incremento de V5 entre PB y AAA, el valor de NTCP disminuye. Este efecto es debido a la reducción (8.6 pts) del volumen que recibe dosis absorbidas altas (valores cercanos a la dosis de prescripción del tratamiento) y se puede observar en el histograma así como en la distribución de dosis absorbida.

Se observa una disminución en la NTCP debido a una disminución de V5 con el cambio de AAA a Acuros.

Los cambios en la NTCP son más significativos en tratamientos de mama C/A.

Conclusiones

La disminución de NTCP entre los algoritmos PB y AAA es debida, sobretudo, a la disminución de volumen que recibe dosis absorbidas altas, mientras que los cambios observados entre AAA y Acuros

se relacionan directamente con la disminución de V5.

Se concluye que el cambio de tipo de algoritmo (hacia algoritmos que mejoran la modelización del proceso físico de la absorción de radiación) disminuye la NTCP, con una distribución de dosis absorbidas que minimiza el daño a pulmón aunque se incremente el valor porcentual de V5.

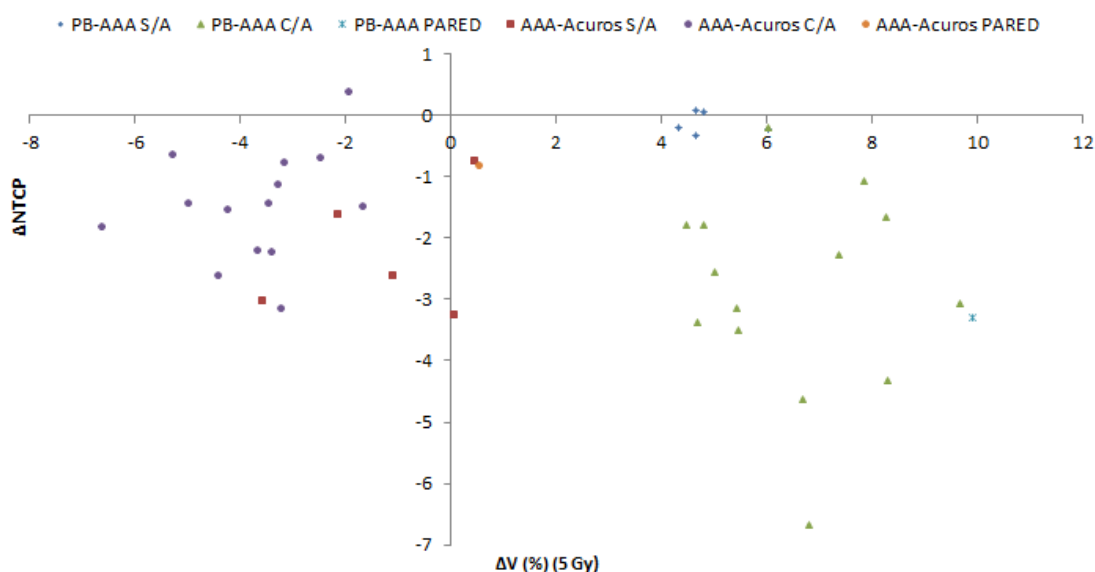


Figure 70: Variaciones de NTCP respecto a cambios en el V5

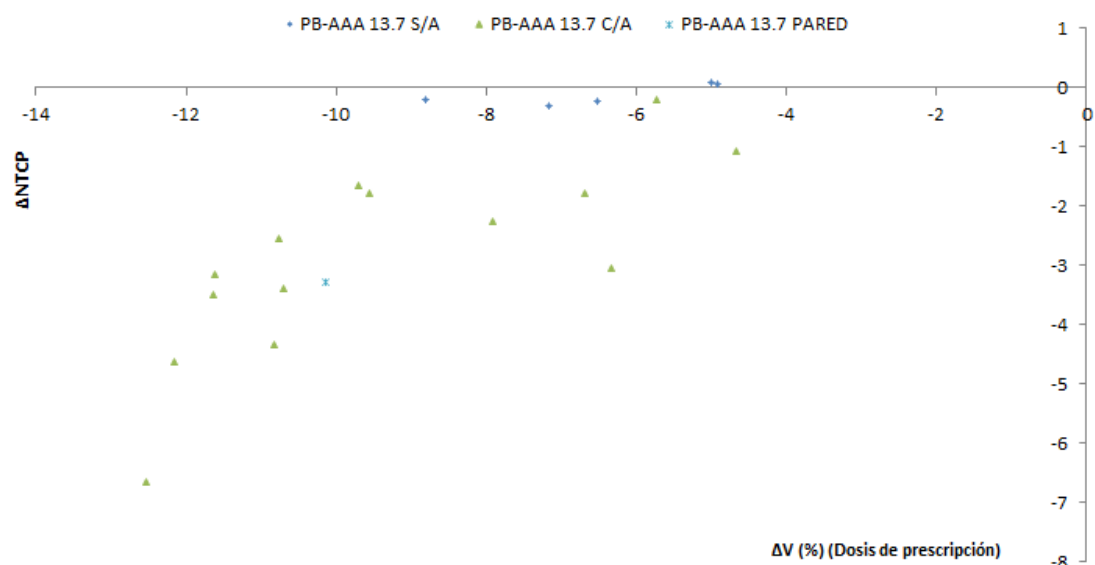


Figure 71: Variaciones de NTCP respecto a cambios en el volumen que recibe altas dosis absorbidas

Orales: Medicina Nuclear: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 110

Cámara gamma de alta resolución y sensibilidad con tabiques ac-

tivos

Autor: Victor Ilisie¹

Co-autores: José María Benlloch¹ ; Filomeno Sánchez¹

¹ *Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular*

Corresponding Author: vicil@upv.es

Las gamma-cámaras de alta resolución presentan un gran interés debido a su gran potencial en el campo de la imagen médica nuclear. Mediante su uso es posible un diagnóstico precoz de tumores de tamaño reducido. También se pueden usar para una gran variedad de estudios clínicos y preclínicos que tiene como objetivo el diseño de tratamientos mas efectivos contra el cáncer.

El funcionamiento básico de una gamma-cámara consiste en inyectar al paciente con un contraste radiactivo que decae emitiendo un rayo gamma. Dicho rayo gamma pasa a través de un colimador (hecho por un material altamente impenetrable como el Pb o el W) para finalmente llegar a un detector sensible a la radiación (un cristal centelleador).

Un problema común de las gamma-cámaras es la reducida sensibilidad. Únicamente los rayos gamma emitidos en paralelo a los colimadores (en el caso de colimadores paralelos) o dentro de una cierta región angular (para colimadores multi-pinhole) son los que finalmente llegan al detector. Para aumentar la sensibilidad de una cámara gamma multi-pinhole, se ha de incrementar el numero de pinholes y su apertura angular. Como consecuencia aparece el fenómeno de solapamiento: rayos gamma que penetran a través de pinholes diferentes llegan a una misma región común en el detector. En dicha región, no es posible identificar a través de que agujero ha pasado el rayo gamma antes de ser detectado. Este fenómeno introduce ruido en la imagen reconstruida final, además de la introducción de artefactos.

Una imagen ruidosa junto a los artefactos, es muy peligrosa ya que puede llevar a un diagnostico o a unas conclusiones incorrectas. Problemas asociados a detectores multi-pinhole sin solapamiento también son conocidos. La falta de solapamiento produce regiones ciegas, un campo de visión reducido y una imagen final truncada parcialmente.

Nuestro proyecto consiste en el diseño de una gamma-cámara de tipo multi-pinhole con alta resolución y sensibilidad que además elimina el solapamiento y no produce artefactos en la imagen final reconstruida. Manteniendo la configuración de un colimador multi-pinhole, añadimos un nuevo elemento, un tabique activo, hecho de un material sensible a la radiación, que impide la llegada de los rayos gamma a la zona de solapamiento. Lo denominamos activo porque es en si un detector, y por tanto es capaz de medir las coordenadas de impacto de los rayos gamma. De esta forma es posible, sin ambigüedad alguna, asignar a cada rayo detectado el pinhole que previamente a atravesado.

El resultado final es una gamma-cámara sin limitaciones en el campo de visión, que además tiene una sensibilidad alta, sin los problemas asociados al solapamiento. Esta cámara se puede usar tanto en SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) o incluso en vivo, en el quirófano, para la localización de ganglios y masas tumorales. Como el colimador tiene múltiples aperturas, se tendrá información sobre la profundidad a la que se forma la imagen, es decir sin tener que recurrir a la tomografía de tipo SPECT se dispondrá de información 3D.

Orales: PR ocupacional y Transporte / 616

Riesgo de contaminación interna en la Fábrica de elementos combustibles de Juzbado

Autor: Maria Soledad Sierra Gil¹

Co-autores: Agustin Perez Fonseca¹ ; María Antonia López²

¹ *ENUSA INDUSTRIAS AVANZADAS, S.A. S.M.E*

² CIEMAT**Corresponding Author:** sgs@enusa.es**Introducción**

En la fábrica de Combustibles de óxido de Uranio que tiene ENUSA en Juzbado, se procesa el Uranio en forma de polvo en varias etapas. En estas zonas existe riesgo de contaminación ambiental y por tanto riesgo de contaminación interna por incorporación de isótopos de Uranio.

Para proteger a los trabajadores se analizan los riesgos existentes, se establecen medidas de protección, se definen normas de actuación específicas acordes al riesgo y se establece una vigilancia de la contaminación ambiental.

En 2018 se produjo un incidente durante una operación de mantenimiento con generación de aerosoles de uranio, contaminación ambiental y exposición de un trabajador a contaminación interna.

Descripción

Un operario de mantenimiento se disponía a mecanizar una pieza de molibdeno, aparentemente sin contaminación. La instrucción asociada a esa operación es avisar previamente a Protección Radiológica (PR) para que valore la operación y establezca las medidas de protección necesarias. En este caso el trabajador consideró que la pieza estaba limpia y la mecanizó durante 20 minutos sin protección respiratoria, cuando la norma asociada a ese trabajo indicaba que debía realizarla con máscara. Mientras se encontraba realizando el trabajo se disparó la alerta de contaminación ambiental de un equipo de vigilancia próximo a la zona. Al escuchar la alerta paró el trabajo, abandonó el área y lo comunicó a PR.

A continuación se activó el protocolo por contaminación interna:

Se tomó inmediatamente una muestra de orina puntual blanco y otra al día siguiente para determinar Uranio en orina mediante fosforescencia inducida por láser (KPA).

Se realizó una estimación de dosis interna a partir de los datos de contaminación ambiental del área, a partir de la cual y de acuerdo con el Servicio de Dosimetría Interna CIEMAT, se tomó una muestra de orina de 24h para realizar isotópico de Uranio mediante espectrometría alfa.

La incidencia se analizó y como acciones correctivas se reforzó la formación del personal de Mantenimiento en los requisitos de PR aplicables y se colocó un cerramiento en el taller mecánico con llave que custodia PR de manera que se asegura la comunicación de los trabajos a PR para su valoración.

Resultados

Los resultados obtenidos en la muestra de 24h del trabajador confirman la sospecha de incorporación de Uranio, si bien la dosis interna resultante es inferior al Nivel de Registro de 1 mSv/año.

La estimación de dosis interna realizada a partir de datos operacionales (concentración ambiental y medida de uranio en muestra puntual por KPA) es coherente con la dosis oficial obtenida a partir de la muestra de orina de 24h.

Conclusiones

Este incidente pone de manifiesto la importancia de la formación del personal, el cumplimiento de las normas, y la adecuada vigilancia de la contaminación ambiental, que en este caso ha funcionado adecuadamente y ha permitido identificar la existencia de contaminación ambiental de forma rápida minimizando el riesgo de incorporación por parte del trabajador.

Además demuestra la coherencia entre las diferentes estimaciones dosimétricas realizadas, siendo la dosimetría interna un tema muy complejo y sometido a gran incertidumbre.

Orales: Radiobiología / Educación y Formación / 587**Montaje experimental para irradiación de células in vitro en un acelerador lineal de electrones**

Autores: José Carlos Ramírez Ros¹ ; Daniel Jimena Hermosilla² ; Clara Isabel Jover Pérez¹ ; Eduard Massana Melchor^{None} ; Juan Luis Osorio Ceballos¹

¹ Hospital Virgen de las Nieves

² Hospital Universitario Virgen de las Nieves

Corresponding Author: jcramirezros@gmail.com

1 - INTRODUCCIÓN

Nuestro equipo colabora en un proyecto de irradiación de células con el Centro de Investigación Biomédica (CIBM) de la UGR. En este trabajo presentamos el montaje experimental que hemos ideado para llevar a cabo la irradiación homogénea de las células así como el método seguido para determinar las UM necesarias en cada irradiación.

2 - MATERIAL Y MÉTODOS

El crecimiento de las células se lleva a cabo en el interior de un frasco de cultivo celular (flask T25) de manera que las células se distribuyen en una monocapa sobre la cara inferior del flask relleno de medio de cultivo.

Se pretende hacer irradiaciones de dos flasks simultáneas para obtener duplicados. Para homogeneizar la dosis se colocan los flasks en el interior de una cuba pequeña con agua, uno al lado del otro situados a la misma profundidad. Para evitar la contaminación de las células contenidas en los flasks, éstos se sellan cuidadosamente con papel de parafina.

Los dos flasks con células se sitúan centrados en el interior de la cuba de PMMA y colocada ésta sobre 14 cm de agua sólida y rellena con agua. A su vez, los flasks con las células se ponen sobre otros rellenos completamente de agua, separando así de forma sencilla la superficie donde está la monocapa de células de la pared inferior de la cuba. Así nos aseguramos que la retrodispersión que ésta pueda introducir sea mínima. La cuba se rellena con agua hasta 5 cm por encima de la superficie superior de los flasks con las células. Los cuatro flasks se mantienen sujetos a la superficie inferior de la cuba con cinta adhesiva de papel.

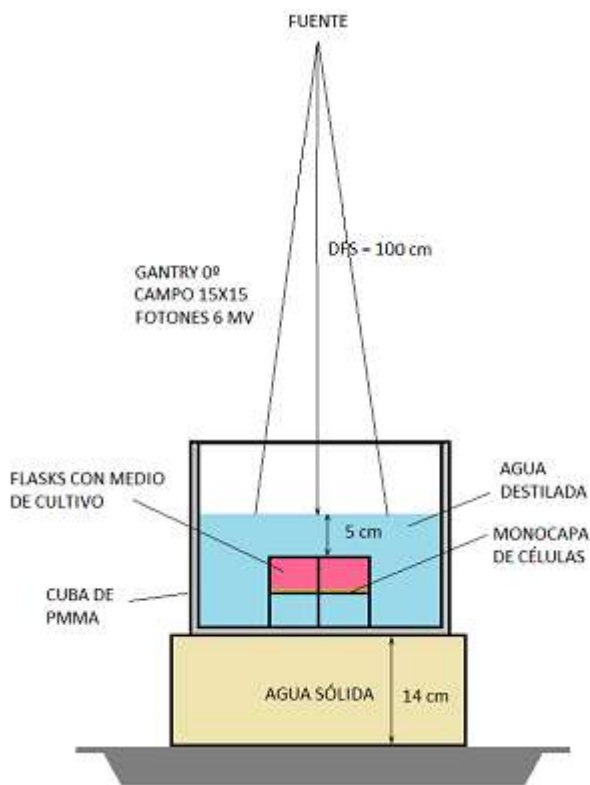


Figure 72: Esquema del montaje

3 - RESULTADOS y DISCUSIÓN

A través del cálculo mediante el planificador Pinnacle sobre un TAC del montaje se determinó, por un lado, el tamaño de campo necesario para obtener una irradiación homogénea de las células de ambos flasks, y por otro lado, el valor de UM/cGy para dosificar convenientemente la monocapa de células.

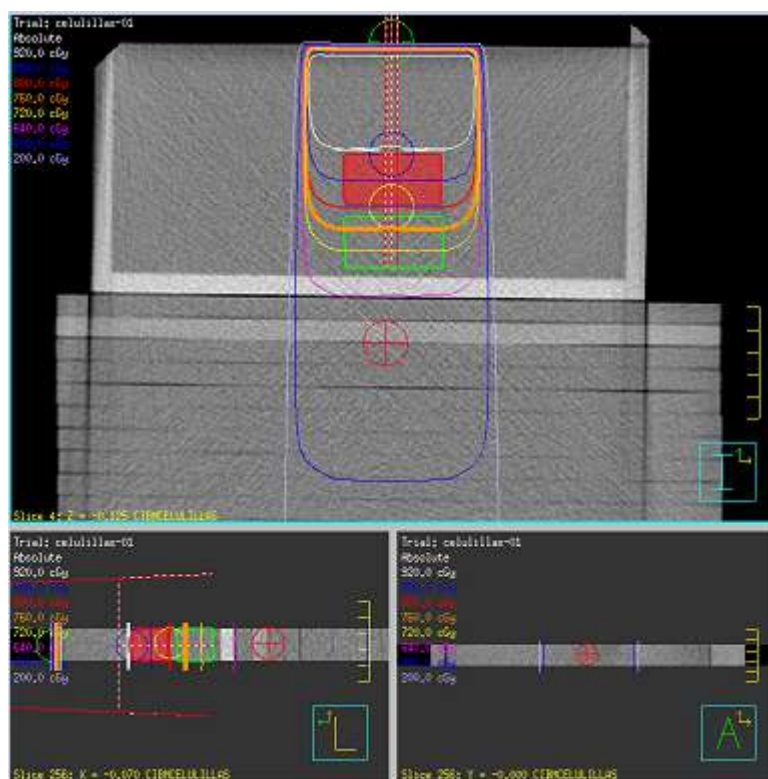


Figure 73: Determinación de UM/cGy y tamaño de campo

Para la irradiación se utilizó un haz de fotones de 6MV producido por un acelerador lineal de electrones Elekta Versa HD. Se utilizó un haz cuadrado con ángulo de gantry 0° y DFS 100 cm a la superficie del agua. El tamaño de campo escogido fue un 15x15 cm² ya que ofrecía una dosis homogénea de las células de ambos flasks. Para todas las irradiaciones se utiliza una tasa de dosis de 1Gy/min, utilizando el control de tasa CVDR del acelerador.

Los valores de UM para cada irradiación (a dosis diferentes entre 0.5Gy a 6Gy) los obtuvimos a partir del valor de UM/cGy del cálculo con el planificador y aplicando a éste el factor de corrección correspondiente al factor de salida del día, que se mide previamente a la irradiación.

4 - CONCLUSIONES

Hemos desarrollado un montaje y un método experimentales para la irradiación de células que otorga una gran confianza en los resultados derivados de su uso.

Orales: Medicina Nuclear: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 171

Implementación y validación de un algoritmo de superposición por cono colapsado para dosimetría en terapia con radioisótopos

Autores: Manuel Sánchez García¹ ; Isabelle Gardin² ; Rachida Lebtahi³ ; Arnaud Dieudonné³

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

² INSERM U1149, Centre Henri Becquerel, Université de Rouen

³ Assistance Publique Hôpitaux de Paris (APHP)

Corresponding Author: manuel.sanchez.garcia@sergas.es

Introducción

Se han desarrollado dos algoritmos de cálculo basados en superposición por cono colapsado (CC) para el cálculo de dosis absorbida a partir de la biodistribución de un radiofármaco. La superposición se basa en el escalado lineal de un kernel de deposición de dosis (DK) por la distancia radiológica entre los puntos de emisión y absorción de energía. El cono colapsado permite acelerar los cálculos al transportar energía únicamente en un conjunto finito de direcciones.

Este trabajo presenta la validación contra MonteCarlo (MC) tanto para isótopos beta como gamma.

Material y Métodos

Se han implementado dos algoritmos CC. El algoritmo “Straight CC” (SCC) utiliza un único DK basado en agua para todas las emisiones de un núcleo, mientras que el algoritmo “Primary and Scatter CC (PSCC)” usa DK diferentes para fotones primarios y dispersados una sola vez. PSCC únicamente se ha implementado para fotones originados en el núcleo, no siendo válido para emisores de positrones. Los DK fueron generados usando los paquetes MonteCarlo MCNP y EGSnrc.

La implementación se ha validado con un isótopo beta usado en terapia, ^{90}Y , dos isótopos gamma usados en diagnóstico, ^{18}F y $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y 2 isótopos mixtos usados en terapia, ^{131}I y ^{177}Lu . La validación se realizó simulando en MCNP 6 maniqués virtuales, correspondiendo a cada posible interfaz entre tejido blando, pulmón y hueso. Únicamente la parte del maniqué anterior a la interfaz contiene actividad. La dosis absorbida se registró en vóxeles de 1mm, dando lugar a curvas de dosis frente a distancia a la interfaz. Las curvas de MonteCarlo y CC se compararon usando el porcentaje de puntos que satisfacen un criterio γ (1%, 1mm) para emisores beta y γ (3%, 3mm) para emisores gamma. Para cada isótopo se escogió un único algoritmo CC y se usó para todos los maniqués.

Resultados y Discusión

En la figura 1, se muestra un ejemplo de curvas de dosis para una sola interfaz y cuatro de los isótopos. En la figura 2, se muestran los porcentajes de cumplimiento del criterio γ para cada combinación de isótopo e interfaz.

Los peores resultados se obtiene para el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ en la interfaz hueso/pulmón (43%) y hueso/tejido blando (81%). En el resto de casos el cumplimiento supera el 90%. PSCC da mejores resultados que SCC para fotones con energías cercanas a 100 keV, siendo SCC superior en el resto de casos. Los tiempos de cálculo fueron siempre inferiores a 5 minutos en un ordenador de escritorio (4 hilos, 3.2 GHz Intel Core i5)

Conclusiones

Los resultados muestran que la superposición por cono colapsado es una alternativa válida a las simulaciones MC para cálculo de dosis impartida por radiofármacos. El uso de las variantes SCC o PSCC depende del isótopo en consideración.

Figuras

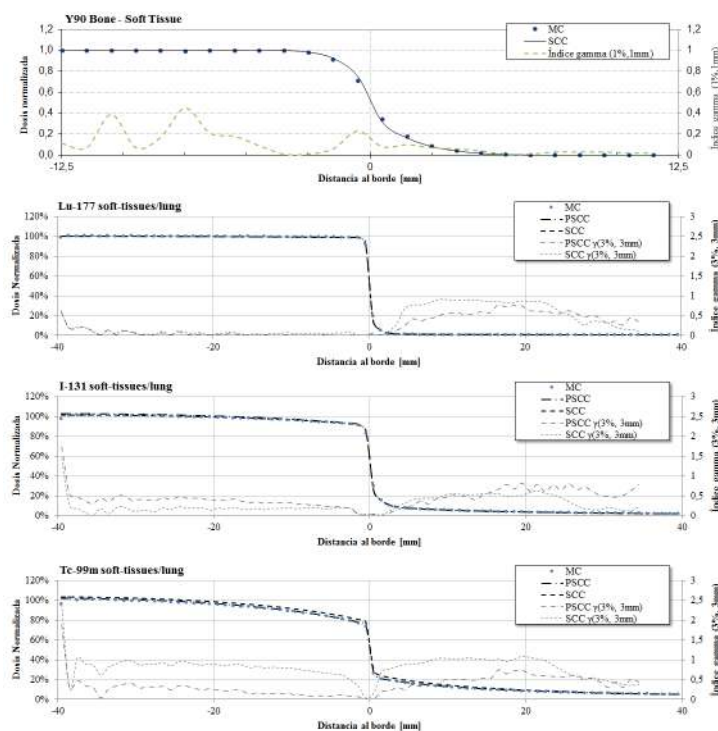


Figure 74: Comparación de los perfiles de dosis, determinados por MC y CC, al cruzar una interfaz tejido-blando/pulmón. Cada subfigura corresponde a un isótopo

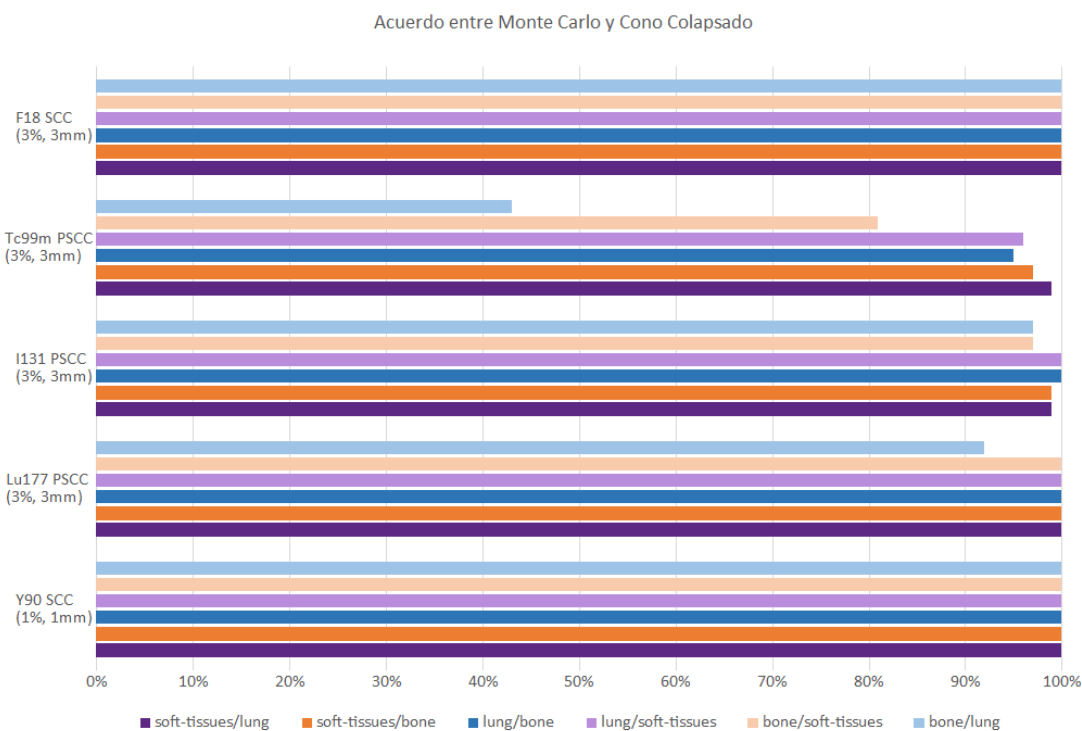


Figure 75: Porcentaje de cumplimiento del criterio gamma en las 6 posibles interfaces entre tejido blando, pulmón y hueso

Orales: PR ocupacional y Transporte / 532**Medicina Nuclear: Monitorización ambiental y evaluación de la exposición interna de los trabajadores durante la gammagrafía pulmonar de ventilación/perfusión**

Autores: Joana Martínez¹ ; Tatiana Baciú¹ ; Alejandra Peñalver¹ ; Manel Artigues² ; Mònica Danús³ ; Carme Aguilar¹ ; Francesc Borrull¹

¹ *Departament de Química Analítica i Química Orgànica, Universitat Rovira i Virgili (URV), Unitat de Radioquímica Ambiental i Sanitària (URAI)*

² *Servei de Protecció Radiològica i Física Mèdica (Hospital Universitari Sant Joan de Reus)*

³ *Departament de Medicina Nuclear (Hospital Universitari Sant Joan de Reus)*

Corresponding Author: tatiana.baciú@urv.cat

Introducción

La gammagrafía de ventilación/perfusión permite diagnosticar tromboembolismos pulmonares mediante la utilización de radiofármacos marcados con ^{99m}Tc. Así, el personal de una unidad de Medicina Nuclear (MN) encargado de la atención a los pacientes puede estar expuesto a incorporaciones de ^{99m}Tc vía inhalación o ingestión.

El trabajo tiene como objetivos, por una parte, determinar la presencia de ^{99m}Tc en aire de diferentes zonas del departamento de MN de un hospital del sur de Cataluña, así como la detección de contaminación superficial (frotis). Posteriormente, evaluar la exposición interna de los trabajadores durante el estudio de ventilación/perfusión.

Material y métodos

Las muestras de aire se captaron en la sala de administración del radionúclido, la sala de adquisición de la imagen (gammacámara) y el pasillo. Para ello, se utilizó una bomba portátil de bajo caudal, equipada con filtros de fibra de borosilicato. El frotis se llevó a cabo en distintas superficies de la sala de administración de la dosis, utilizando piezas cuadradas de algodón impregnadas de alcohol etílico. En cuanto a la orina, se analizaron muestras compuestas de 24 horas.

La actividad de ^{99m}Tc se determinó mediante un detector de germanio de alta resolución. En función de la tipología de muestra, se emplearon diferentes geometrías.

Resultados y discusión

Las muestras de aire se recogieron antes, durante y después de la administración de ^{99m}Tc. Los valores de actividad más altos, hasta $640,0 \pm 27,0$ kBq/m³, corresponden a la sala de administración en el momento en el que se lleva a cabo la generación y administración del aerosol. Esto se debe a una acumulación del mismo en dicha sala, ya que ésta permanece cerrada. La actividad máxima detectada en el aire de la gammacámara fue de $1,5 \pm 0,1$ kBq/m³. Después del estudio de ventilación, los pacientes son trasladados a la gammacámara y, como medida de protección, se les proporcionan mascarillas faciales de papel. Dichas mascarillas fueron analizadas y la actividad máxima detectada fue de $646,0 \pm 0,1$ kBq, indicando que éstas supuestamente minimizan la dispersión del ^{99m}Tc que podría exhalar el paciente. En cuanto a las muestras de aire del pasillo, las actividades encontradas fueron de un orden de magnitud menor que las de la sala de administración. Este resultado indicaría la dispersión del radionúclido debido a posibles fugas a través de la puerta de la sala de administración.

El frotis se llevó a cabo después de la administración del radiofármaco. Los resultados obtenidos están comprendidos entre $164,0 \pm 1,0$ Bq/cm² y $337,0 \pm 19,0$ Bq/cm².

También se determinó el contenido de ^{99m}Tc en muestras de orina, para después evaluar la exposición interna de varios trabajadores. La actividad máxima detectada en muestras recogidas durante 24 horas fue de 2.073 Bq/día, resultando en una dosis efectiva comprometida de 20,9 µSv. Este resultado corresponde a la enfermera de MN.

Conclusiones

Durante las gammagrafías de ventilación/perfusión existe una dispersión del radioaerosol por toda la zona de la unidad de MN. No obstante, este hecho no constituye un riesgo radiológico para el personal, ya que no se supera el límite de dosis anual establecido para trabajadores expuestos.

Orales: Radiobiología / Educación y Formación / 67

Curso online de Técnico Experto en Protección Radiológica - 10 años de experiencia, innovación y mejora.

Autores: CRISTINA LLORENTE HERRANZ¹ ; MARISA MARCO ARBOLÍ¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: marisa.marco@ciemat.es

1.- Introducción.

Existen en España más de un centenar de Servicios de Protección Radiológica (PR) y Unidades Técnicas de PR que prestan sus servicios en las distintas instalaciones radiactivas y nucleares registradas ante el CSN, en una diversidad de campos de actuación y distribuidos a lo largo de la geografía española. Los requisitos para obtener la cualificación de Experto en PR y Técnico Experto en PR (TEPR) vienen recogidos en la Instrucción de seguridad IS-03 del CSN.

Las particularidades de estos servicios requieren una formación especializada.

La cualificación para ser reconocida como TEPR, se basa en un curso de capacitación de 40 horas y una experiencia de tres meses en las tareas específicas en el lugar de trabajo.

2.- Material y métodos.

El Aula virtual del CIEMAT (AV CIEMAT) desarrolló un curso de capacitación para obtener este reconocimiento, que se impartió por primera vez en España del 31 de marzo al 13 de junio de 2008 en el área de "Instalaciones radiactivas". La metodología seleccionada, "blended learning", es una combinación de formación presencial y aprendizaje a distancia.

Solo un año después, el curso se amplió para cubrir la modalidad de "instalaciones nucleares", que se impartió por primera vez del 13 de octubre de 2009 al 29 de febrero de 2010.

En ambos cursos especializados, las conferencias teóricas y algunas de las sesiones prácticas se virtualizaron en un formato multimedia estandarizado, colocado en un entorno de aprendizaje virtual, disponible a través de Internet. Expertos en materia se encargan del seguimiento online del alumno. La parte de presencia consta de dos días de sesiones prácticas en diferentes instalaciones, instalaciones industriales y hospitalarias para el área radioactiva, y en una planta de energía nuclear para el área nuclear, y también se lleva a cabo un examen final el tercer día del FTF.

3.- Resultados.

Han pasado diez años desde la primera edición, con once para el área radiactiva y tres para la nuclear, impartidas con una gran demanda. Ahora es el momento de mirar hacia atrás y hacer una reflexión sobre los aspectos principales de este curso, en línea con la transposición a la legislación nacional de la Directiva 2013/59 / EURATOM.

Se han programado nuevas ediciones para 2019 de ambas modalidades:

- Del 11 de marzo al 28 de junio - TEPR - instalaciones nucleares.
- Del 9 de septiembre al 20 de diciembre -TEPR - instalaciones radiactivas.

4.- Discusión.

El AV del CIEMAT está trabajando en la actualización de los contenidos, revisando las metodologías y adaptando los materiales en línea a los nuevos estándares de reproducción utilizados por los dispositivos portátiles con conexión a Internet.

5.- Conclusiones.

En la presentación, se expondrán los resultados de este período a través de estadísticas de los principales aspectos de estas actividades de capacitación, así como las acciones llevadas a cabo para la modernización de las dos nuevas ediciones del curso.

Orales: Medicina Nuclear: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 275

Dosimetría a nivel de voxel en tratamientos con micro-esferas de vidrio de Y-90. Comparación con Simplicity®

Autores: Mario Martín Veganzones¹ ; Raquel Barquero Sanz² ; Daniel Martínez³

Co-autores: David Miguel Pérez⁴ ; Javier Gomez Hidalgo² ; Claudia Gamazo Laherran² ; Ricardo Ruano Perez²

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: mmartinver@saludcastillayleon.es

Introducción:

La planificación con MAA-Tc99m de los tratamientos de hepatocarcinoma con micro-esferas de Y-90 (PL) permite conocer la distribución de cuentas en una imagen SPECT-CT. Tras la cuantificación absoluta de la misma, obtendremos la distribución de actividad a nivel de voxel $j, (A_j)_{Tc}$.

Suponiendo la misma distribución de actividad del Y90, podremos estimar la distribución de dosis $(D_y)_i$ del Y-90 (MIRD17(i)) en cada voxel i de los volúmenes perfundido V_p y tumoral V_T .

Se presenta un procedimiento que convoluciona mediante ImageJ(ii) los valores de actividad con los factores S a nivel de voxel $S_{i \leftarrow j}$ publicados en la bibliografía. (iii)

Se comparan los valores de dosis obtenidos con los presentados por BTG en su planificador Simplicity®(Sy).

Material y métodos:

En nuestro servicio se han tratado 14 pacientes con un total de 18 lesiones. (12 hombres y 2 mujeres) (41-80 años) con un rango de actividades de tratamiento de Y-90 A_Y entre 0.51 – 6.22 GBq.

Como resultado de PL se obtienen imágenes SPECT-CT reconstruidas con un equipo SYMBIA, colimador LEHR y tamaño de voxel de $4.795 mm^3$.

El factor de calibración F_c (cps/MBq) se determina mensualmente en imagen planar (iv) siguiendo el protocolo nacional de control de calidad en MN

La convolución de A_i con los factores (iii) se realiza mediante una macro desarrollada (ii) para los 26 voxels cúbicos j alrededor del que se calcula, siendo el que se calcula el del medio i :

$$(D_y)_i = \sum_{j=1}^{27} \frac{(A_j)_{Tc} A_Y}{\lambda_Y (A)_{Tc}} (S_{i \leftarrow j})_Y = \frac{A_Y}{\lambda_Y (A)_{Tc}} \sum_{j=1}^{27} (A_j)_{Tc} (S_{i \leftarrow j})_Y$$

Donde λ_Y es la constante de desintegración del Y-90.

Se estiman las dosis en los voxels tanto de V_p para el que se prescribe una dosis de 120 Gy (iv) , como en el volumen V_T para el que debe obtenerse una dosis de 120-200 Gy(vi)

Resultados y discusión:

Se comparan para cada paciente las dosis medias obtenidas con ImageJ y con Simplicity, obteniéndose la siguiente regresión lineal: ImageJ=0.76*Sy (R2=0.71).

Se obtienen los histogramas obtenidos con ImageJ en los V_p y V_T para todos los pacientes tratados. La figura 1 muestra los de un paciente tratado con 1 GBq.

La figura 2 muestra las isodosis (línea blanca 5, amarilla 25, roja 75, y azul 150 Gy, respectivamente) obtenidas con ImageJ para un paciente al que se administran 3.66 GBq. respectivamente). No es posible comparar con las de Simplicity ya que estas son cualitativas.

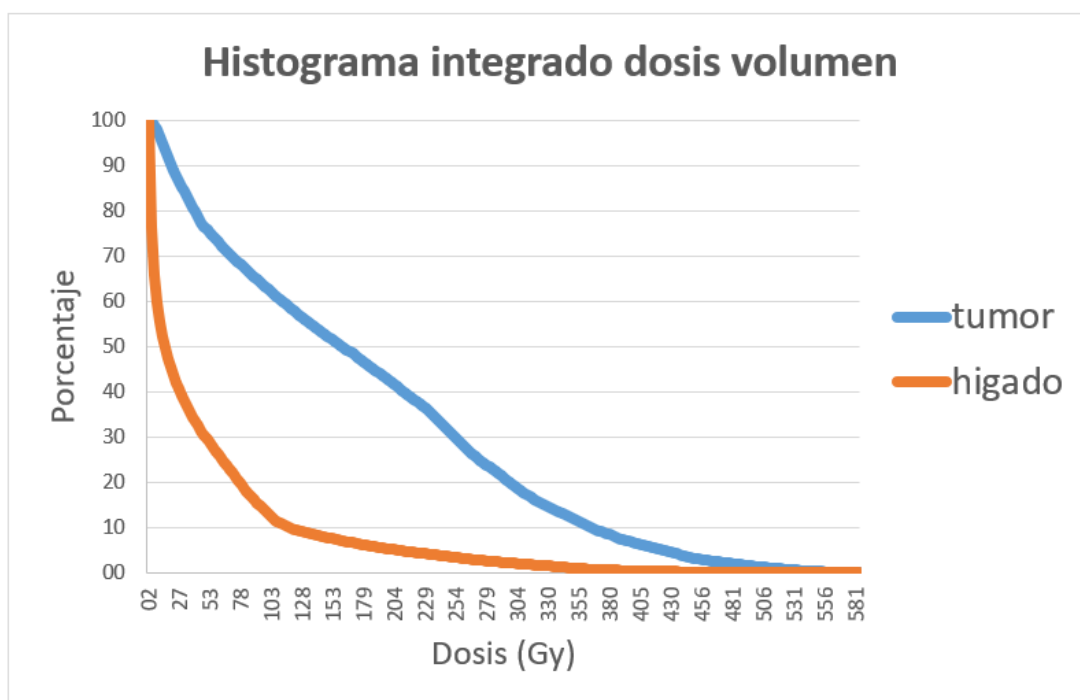


Figure 76:

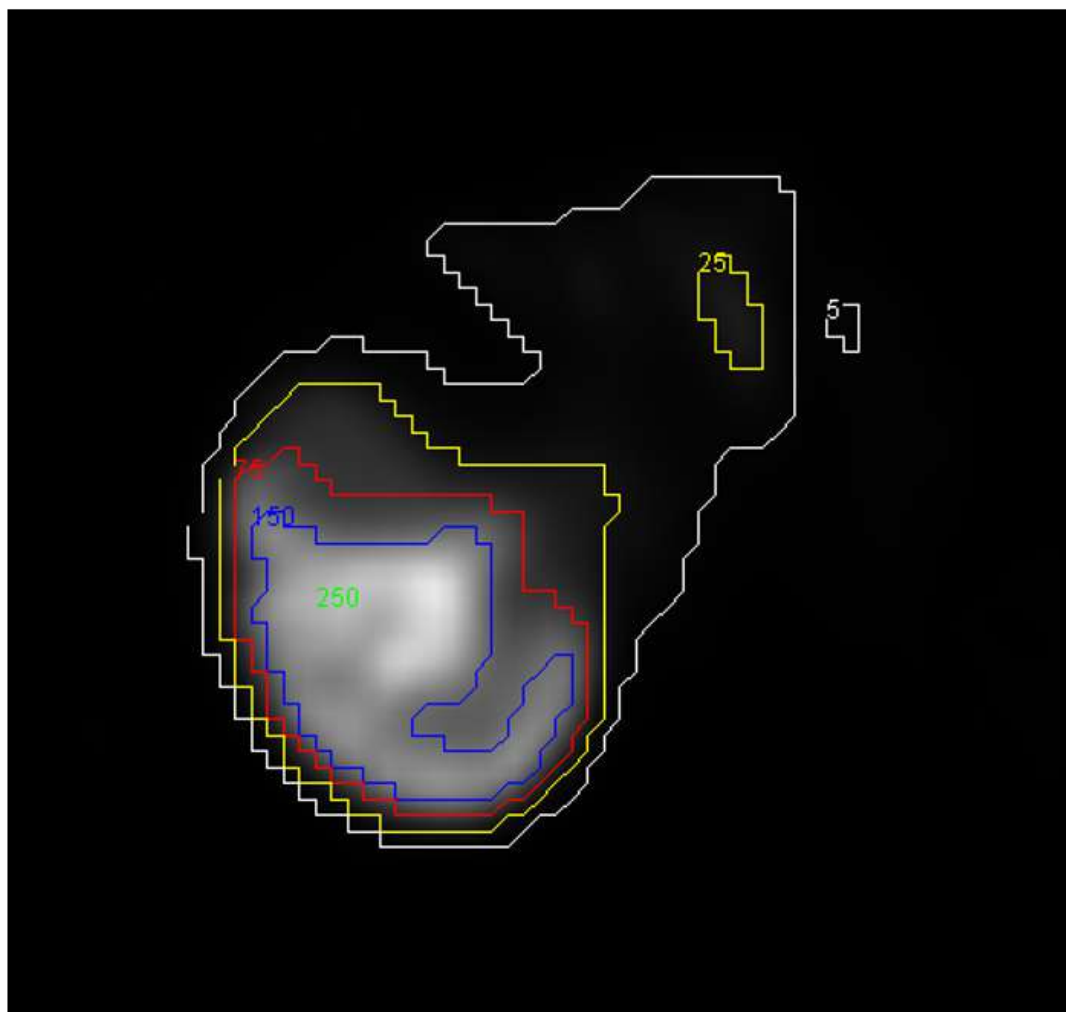


Figure 77:

Conclusiones

Se ha desarrollado un procedimiento clínico personalizado basado en el documento MIRD17 que permite, en la fase de planificación con Tc-99m, conocer la distribución de dosis a nivel de voxel en tratamientos con micro-esferas de Y-90.

El procedimiento puede aplicarse a otras terapias en MN siempre que la distribución de actividad del radionucleido utilizado en la PL pueda ser cuantificada (cuantificación absoluta) a nivel de voxel en imagen SPECT-CT y se disponga de tablas con los factores S correspondientes a nivel de voxel.

i MIRD17

ii ImageJ

iii Lanconelli et al, stacks.iop.org/PMB/57/517

iv EJNMMI Physics (2018) 5:8 doi.org/10.1186/s40658-018-0208-9

v THERASPERES training, Essen 2015

vi Marnix GEH Personalized SIRT EANM'18

Orales: PR ocupacional y Transporte / 125

PLATAFORMA ESOREX (EUROPEAN PLATFORM FOR OCCUPATIONAL RADIATION EXPOSURE)

Autor: María Luisa Tormo de las Heras¹

¹ *Consejo de Seguridad Nuclear*

Corresponding Author: mlth@csn.es

1.- Introducción

La Comisión Europea inició en 1997 el Estudio Europeo sobre Exposición Ocupacional a la Radiación (ESOREX), con objeto de facilitar a la propia CE y a las autoridades competentes en materia de protección radiológica, información fiable sobre cómo se implementaba la vigilancia radiológica individual en los países europeos, la información de sus resultados y el archivo de las dosis a largo plazo. Tras varios simposios, se propuso la creación de una plataforma que albergara los datos de dosis tanto individual como colectiva que se habían venido recopilando sobre todos los sectores ocupacionales hasta la fecha por los países participantes. Así, la CE encargó al Instituto de Radioprotección y de Seguridad Nuclear francés (IRSN) el desarrollo de la Plataforma ESOREX (en adelante, la plataforma) en un periodo de tres años, empezando a contar desde diciembre de 2012.

Actualmente la plataforma incluye datos sobre exposición ocupacional de todos los países que participan (incluido España, quien remite los datos contenidos en el Banco Dosimétrico Nacional), cubriendo todos los sectores ocupacionales (ciclo de combustible nuclear, sector médico, industria general, investigación y educación y lugares de trabajo con fuentes de radiación natural).

2.- Material y métodos

Se realiza una presentación sobre la cronología del desarrollo de la plataforma y el modo en que pueden visualizarse y explotarse los datos e información contenidos en ella.

3.- Resultados

A la plataforma ESOREX se accede libremente a través de internet. 22 países tienen acceso, entre ellos, España.

La plataforma está compuesta por una base de datos en la que se incluyen no sólo los datos de la exposición ocupacional europea (ordenados por países y sectores profesionales) sino también las estrategias seguidas por cada país para llevar a cabo la vigilancia de la exposición ocupacional. Además, pone a disposición de los usuarios una herramienta (fórum) donde desarrollar debates técnicos e intercambiar información entre expertos en protección radiológica cuyo acceso haya sido autorizado por el administrador nacional de la plataforma.

Una vez en el sitio web de la plataforma, se puede navegar por ella con diferentes perfiles de acceso: administrador web (IRSN), administrador nacional, corresponsal nacional, experto y público.

4.- Discusión:

La plataforma ESOREX se ha desarrollado no solo como una base de datos dosimétricos sino también como un foro para intercambio de experiencia entre los expertos con interés en la información contenida en ella. Al centralizar a nivel europeo los datos de la exposición ocupacional, la información queda disponible para realizar estudios epidemiológicos, análisis de tendencias, etc. lo que puede resultar de gran interés para organismos reguladores, autoridades sanitarias o laborales, la propia opinión pública, etc.

5.- Conclusiones

La plataforma ESOREX se encuentra plenamente operativa, con acceso libre a través de internet (<https://esorex-platform.org/>) y acceso restringido en función del perfil del usuario. Los países participantes mantienen su interés en mantener activa la plataforma, si bien para ello se requiere llevar a cabo una serie de acciones como involucrar a HERCA y otras organizaciones en su sostenimiento y promocionar su uso entre la comunidad internacional.

Orales: Radiobiología / Educación y Formación / 101

CURSO ONLINE: SIMULACIONES CON GAMOS/GEANT4 PARA FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.

Autores: CRISTINA LLORENTE HERRANZ¹ ; MARISA MARCO ARBOLÍ¹ ; Pedro Arce Dubois¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: pedro.arce@ciemat.es

1.- Introducción.

Los códigos de simulación Monte Carlo han probado ser la herramienta más precisa para los cálculos de dosis o para la descripción detallada del comportamiento de los detectores de radiación. Entre estos códigos destaca GEANT4 gracias a su flexibilidad y su amplia funcionalidad. La herramienta GAMOS ha sido diseñada para hacer fácil el uso de GEANT4; su utilidad y robustez están avaladas por los más de 3000 usuarios registrados.

2.- Material y métodos.

El Aula Virtual del CIEMAT (AVCIEMAT) ha desarrollado un curso online diseñado para estudiantes sin experiencia en la simulación con Monte Carlo y para usuarios de GAMOS que desean profundizar sus capacidades, centrado en el aprendizaje activo del estudiante.

El curso da una breve introducción a la simulación GEANT4 y las posibilidades de GAMOS, para describir paso a paso la instalación en Linux y Windows del software, así como la construcción y ejecución del primer ejemplo con GAMOS.

El alumno debe seleccionar una especialidad en la que poder realizar las prácticas que constituyen el grueso del curso: Radioterapia, Protección radiológica o Detectores de medicina nuclear. En todos los casos, el curso comienza con problemas simples que crecen en dificultad. El profesor estará disponible continuamente para ayudar al alumno en todo lo requerido. Se da una especial importancia a la creación de una comunidad virtual donde todos los participantes participan en la resolución de los ejercicios a través de las herramientas de comunicación que presenta la plataforma.

3.- Resultados.

Se han impartido hasta el momento tres ediciones 2015, 2016 y 2018, las dos primeras enteramente en inglés y la tercera simultáneamente en inglés y castellano, habiéndose desarrollado para esta última edición una práctica nueva opcional común a las tres especialidades, dedicada al uso y visualización de archivos formato DICOM. Atendiendo a las necesidades que conllevará la inmediata presencia en España de la protonterapia, en la nueva edición 2019 del curso será añadida la especialidad en este campo, centrada en proporcionar una introducción a la física asociada, así como a la planificación y al monitoreo de la dosis impartida utilizando detectores PET.

4.- Discusión.

Del 30 de septiembre al 3 de noviembre, 2019 se ha programado una nueva edición en la que se pretende ir adaptando los materiales en línea a los nuevos estándares de reproducción utilizados por los dispositivos portátiles con conexión a Internet, además de incluir la nueva especialidad en protonterapia.

5.- Conclusiones.

En la presentación, se expondrán los resultados obtenidos a través de estadísticas de los principales aspectos de esta actividad formativa, así como las acciones llevadas a cabo a través de las distintas ediciones para la mejora en la asimilación de los objetivos de aprendizaje.

Orales: Medicina Nuclear: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 496

CT de ultra-baja dosis para corrección de atenuación en PET/CT

Autores: Elena Prieto Azcárate¹ ; Pedro Borja Aguilar Redondo¹ ; Ander García Díez¹ ; Mercedes Pérez Macho² ; María del Carmen Castellet García³ ; Verónica Morán Velasco¹ ; Josep María Martí Climent¹

¹ *Clínica Universidad de Navarra*

² *Hospital Universitario Marqués de Valdecilla*

³ *Consortio Hospitalario Provincial de Castellón*

Corresponding Author: eprietoaz@unav.es

En algunos escenarios clínicos en los que se adquieren varios estudios PET/CT en un intervalo de tiempo reducido (seguimiento, ensayos clínicos o estudios multi-trazador), la imagen CT de algunas adquisiciones es redundante desde el punto de vista diagnóstico y solo se usa para la corrección de atenuación del PET. En esos casos, la configuración del protocolo CT puede modificarse para reducir la dosis de radiación recibida por el paciente, siempre que se asegure una correcta corrección de atenuación para la imagen PET.

Objetivo

Determinar los parámetros de CT de mínima dosis al paciente compatibles con una corrección de atenuación precisa y con una calidad de imagen PET no degradada por motivo de la corrección de atenuación.

Métodos

Se realizaron estudios PET/CT en un tomógrafo mCT TrueV de un maniquí cilíndrico (diámetro: 20 cm) relleno con 164 MBq de FDG, dentro de un recipiente con forma de paralelepípedo (sección 17 cm x 34 cm) relleno con agua (para simular atenuación).

Se adquirieron 21 CTs con diferente configuración (KV: 80, 100 y 120 kV; carga: 120, 100, 80, 60, 40, 20 y 10 mAs sin modulación de corriente). El valor de CTDI en los CTs realizados varió desde 0.2 a 8.7 mGy.

Se generó el mapa de atenuación de cada CT y se reconstruyó la imagen PET con cada mapa de atenuación generado. Se dispone por tanto de 3 conjuntos de 21 imágenes: CT, mapa de atenuación (mu-map) y PET. Las imágenes se analizaron cualitativamente, para buscar posibles defectos debidos a la baja dosis del CT. Las áreas más afectadas se analizaron cuantitativamente en función del CTDI, dibujando un volumen de interés esférico de radio 10 mm y registrando valor medio de píxel (VMP) y desviación estándar (SD).

Resultados

Análisis cualitativo: La imagen CT que se utiliza para generar el mu-map y el propio mu-map presentan artefactos para las dos condiciones de menor CTDI: 80kV-20mAs (CTDI: 0.41 mGy) y 80kV-10mAs (CTDI: 0.20 mGy). Las imágenes PET obtenidas con estos mu-maps presentan un claro defecto de uniformidad (Figura 1).

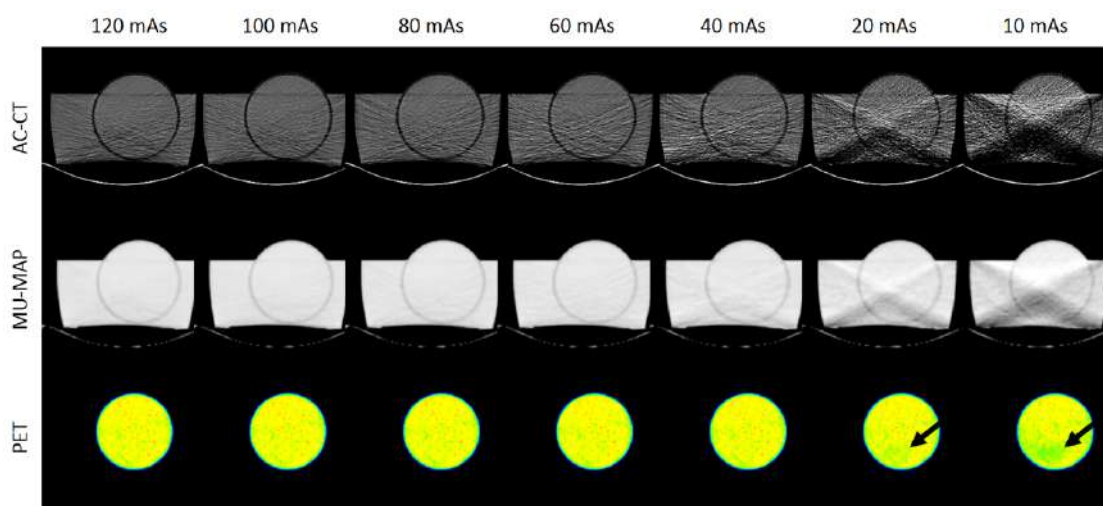


Figure 78: Series de imágenes obtenidas a partir de los CT de 80 kV.

Análisis cuantitativo: El valor medido en PET en la zona más afectada (Figura 2) varía menos de un $\pm 2\%$ respecto de la adquisición de mayor CTDI para cualquier condición de CT excepto 80kV-20mAs (desviación -7.1%) y 80kV-10mAs (-16.8%). El nivel de ruido en las imágenes de CT y mu-map es claramente dependiente del CTDI, pero el ruido de la imagen PET apenas varía.

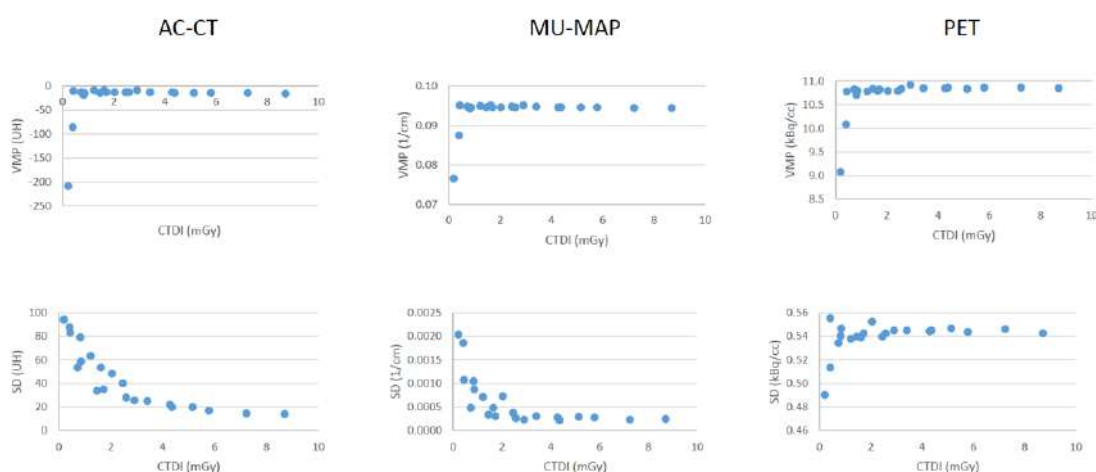


Figure 79: Cuantificación en la zona más afectada (área del artefacto en la peor condición 80kV-10mAs).

Conclusiones

La corrección de atenuación es correcta siempre que se usen 120 ó 100 kV, independientemente de la carga seleccionada. Para 80 kV, la imagen PET se degrada, tanto cualitativa como cuantitativamente, si la carga del CT es menor o igual a 20 mAs (CTDI $\leq$ 0.41 mGy).

Debate: Las correcciones diarias de imagen en radioterapia son necesarias / 752

En contra de “Las correcciones diarias de imagen en radioterapia son necesarias”

Autor: Pedro Gallego¹

¹ *Hospital de la Santa Creu i Sant Pau*

Corresponding Author: pgallego@santpau.cat

La manera que tenemos de entender el cáncer ha cambiado en los últimos veinte años. Tradicionalmente se ha considerado la enfermedad como un conjunto de células que no paran de multiplicarse y que, eventualmente, se reproducen a distancia. La manera de abordar su tratamiento, en lo referente a la radioterapia, se centró en una visión mecanicista: curaremos más conforme más preciso irradiemos. Sin embargo, la investigación en cáncer ha ido convergiendo a una nueva idea sobre la dolencia [1-2] que consiste en entenderla no como una única enfermedad, sino como miles o incluso millones de enfermedades diferentes. Hemos descubierto que el tumor es un sistema vivo complejo, capaz de desarrollar numerosas habilidades biológicas que le sirven, entre otras utilidades, para hacer frente a las agresiones externas. Además, hoy en día somos conscientes de que no entendemos bien la interacción de la radiación con el tumor y que, por tanto, su efecto terapéutico conlleva una incertidumbre importante. En ocasiones nos encontramos con pacientes con un mismo diagnóstico clínico, pero con pronósticos radicalmente diferentes, incluso si recibieron tratamientos idénticos. ¿Es debido a que no estamos impartiendo la dosis con la precisión necesaria? ¿O quizá hay una serie de incertidumbres añadidas que nos limita la capacidad actual de curación?

En este contexto, la idea mecanicista pierde valor, y necesitamos entender el proceso oncológico no únicamente desde la perspectiva de la radioterapia, sino globalmente. A parte de las ya comentadas incertidumbres debemos tener en cuenta las incertidumbres específicas del proceso radioterápico, como las asociadas al contorno de los volúmenes (que según recientes estudios serían la componente dominante en las incertidumbres de tratamiento 3), la incertidumbre de posicionamiento inter e intra fracción, las incertidumbres a la hora de impartir el tratamiento...

Como físicos, sabemos que, si dichas incertidumbres son mayores que la asociada con el posicionado del haz de radiación sobre el volumen objetivo, el esfuerzo dedicado a reducir esta última se convierte en un trabajo baldío, o incluso contraproducente. En cualquier caso, la respuesta no debería ser una cuestión de opinión, y solo el análisis de la evidencia nos puede indicar el camino a seguir.

En los niveles de evidencia más bajos, los resultados son contradictorios. Chung et al describieron una reducción de las toxicidades al comparar IG-IMRT versus IMRT sin imagen guiada [4], mientras que Zhong et al no observaron dicha reducción en un estudio similar [5]; por otro lado, Engels et al informaron de un incremento de fallo bioquímico como consecuencia de la reducción de márgenes del CTV al PTV al implementar el control del posicionado por imagen diaria. En el grado más alto de evidencia disponible hasta la fecha, encontramos un ensayo fase III aleatorizado que compara un grupo con imagen diaria con otro que lleva una imagen semanal [7]; en este ensayo, a pesar de que las dosis a los tejidos sanos fueron más altas para el grupo con imagen semanal, no se detectó ni un aumento de los efectos secundarios, ni un peor control local, en dicha población.

Tenemos que preguntarnos si la imagen diaria surge como respuesta intuitiva a un problema complejo, que nos aporta una falsa sensación de seguridad, o si surge de un análisis de la evidencia disponible. Los datos de que disponemos muestran que nos encontramos en el primer escenario.

Orales: PR ocupacional y Transporte / 604

ESTUDIO DE LOS PARÁMETROS ANALÍTICOS DE LA DETERMINACIÓN DE ISÓTOPOS DE URANIO Y TORIO EN MUESTRAS DE ORINA POR ESPECTROMETRÍA DE MASAS, PARA LA VALIDACIÓN RETROSPECTIVA DEL MÉTODO EN EL MARCO DE LA NORMA ISO/IEC 17025

Autores: RAÚL MARTÍN GARCÍA¹ ; ANA ISABEL BARRADO OLMEDO² ; ABEL YLLERA DE LLANO² ; INMACULADA SIERRA BERCEDO² ; CAROLINA HERNÁNDEZ GONZÁLEZ² ; MARTA FERNÁNDEZ DÍAZ³

¹ *Servicio de Dosimetría de Radiaciones. Departamento de Medio Ambiente. CIEMAT.*

² *Servicio de Dosimetría de Radiaciones. Departamento de Medio Ambiente. CIEMAT.*

³ Unidad NRBQ. Subdirección General de Seguridad, Mejora de las Instalaciones. CIEMAT.

Corresponding Author: r.martin@ciemat.es

Introducción

El Laboratorio de Espectrometría de Masas del Servicio de Dosimetría Interna de CIEMAT, realiza ensayos para la determinación de isótopos de Uranio (²³⁵U, ²³⁸U) y Torio (²³⁰Th, ²³²Th) en muestras de orina para la vigilancia dosimétrica de trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes. El laboratorio, que está en proceso de implantación de los requisitos de la norma ISO/IEC 17025 para la futura solicitud de su acreditación, ha realizado un estudio de los parámetros analíticos para la validación del método de ensayo.

Métodos

La concentración (µg/L) o actividad (mBq/L) de actínidos en muestras de orina se analiza mediante espectrometría de masas de alta resolución con fuente de plasma acoplado inductivamente, con sector magnético y doble enfoque (ICP-SFMS), tras su dilución 1:20 con HNO₃. El plan propuesto para la validación del método consiste en la evaluación los parámetros de linealidad, rango, sensibilidad, exactitud y precisión, y la verificación de su adecuación a los parámetros exigidos por la norma ISO 28218 para la estimación de las dosis recibidas por los trabajadores expuestos por la incorporación de radionúclidos.

La metodología de validación retrospectiva se ha abordado mediante la aplicación de los siguientes procesos: estudio de la curvas de calibración obtenidas durante 3 años; uso de patrones certificados; estudio de resultados de medidas repetitivas de muestras de concentración o actividad conocida y de participación en ejercicios de intercomparación.

Resultados

Se ha llevado a cabo el estudio de los parámetros de calibrado, verificando una linealidad ($r^2 > 0.9999$) en un rango de concentración de varios órdenes de magnitud. Se observa una fuerte dependencia de la pendiente de calibración de las condiciones de operación del equipo de medida, por lo que es necesaria la calibración del mismo previa a cada sesión de medidas.

Los límites de cuantificación obtenidos ($1 \cdot 10^{-3}$ µg/l para ²³⁸U, ²³⁰Th, ²³²Th y $3 \cdot 10^{-5}$ µg/l para ²³⁵U), así como los resultados de exactitud (<10% en todos los casos) y precisión (< 12 % en términos de reproducibilidad y repetibilidad) obtenidos tras la medida de una serie de patrones en diferentes rangos de concentración, son inferiores a los requeridos por ISO 28218 y a los límites de aceptación establecidos por el propio laboratorio.

En el caso de la determinación de isótopos de Uranio, los resultados obtenidos por el laboratorio en la participación en ejercicios de intercomparación están, en todos los casos dentro del rango de aceptación propuesto por el organizador.

Conclusiones

Tras el análisis de los parámetros analíticos, se obtienen resultados que permiten demostrar la adecuación del método para la determinación de isótopos de U y Th en muestras de orina por ICP-SFMS. Sin embargo es necesario completar la validación (análisis de parámetros que pueden afectar a los resultados, participación en ejercicios de intercomparación para la medida de isótopos de Th en orina, evaluación de las incertidumbres de medida, comparación de los resultados con otros métodos, etc.) para tener capacidad de declarar la validez del método en términos de ISO/IEC 17025, de forma previa a la solicitud de acreditación del laboratorio.

Orales: Radiobiología / Educación y Formación / 172

Curso sobre Radiación Natural: NORM y Radón

Autores: Susana Falcón Cabrera¹ ; Juan Carlos Mora Cañadas¹ ; Luis Santiago Quindos Poncela² ; MARISA MARCO ARBOL¹

¹ CIEMAT

² Universidad de Cantabria

Corresponding Author: susana.falcon@ciemat.es

1.- Introducción.

El CSN establece en su circular N°4/2018 el procedimiento de autorización de Unidades Técnicas de Protección Radiológica (UTPR) para prestar servicio de asesoramiento sobre radiación natural.

El Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes (Real Decreto 783/2001), requiere que los titulares de industrias y actividades donde la radiación natural, o el radón, puedan suponer un riesgo significativo desde el punto de vista de la protección radiológica, deberán llevar a cabo un estudio de impacto radiológico. En función de sus resultados, el CSN podrá exigir a los titulares un Servicio de PR o que contraten una UTPR autorizados por el CSN para el ámbito de la radiación natural para que proporcionen el asesoramiento específico en NORM y Radón. Dichos SPR o UTPR deberán disponer de una licencia de Jefe autorizada en el ámbito correspondiente.

Los requisitos para obtener la cualificación de Experto en PR vienen recogidos en la IS-03 del CSN, el solicitante debe tener un título universitario, aprobar un curso de formación de 300 horas, que incluya unos conocimientos específicos respecto a la materia, 3 años de experiencia en el campo de la protección radiológica y, finalmente, superar los exámenes de aptitud del CSN.

En este caso la formación específica requerida por el CSN para obtener el diploma de Jefe de UTPR se establece en el marco de la circular CSN/CIRCULAR4-/ DPR-63/SRO/2018 que incluye las características del módulo específico de RN.

2.- Material y métodos.

La Unidad de Formación de CIEMAT ha desarrollado un curso específico sobre radiación natural, que supone un nuevo Módulo del curso EXPERTO en PROTECCIÓN RADIOLÓGICA que cubre todas las características de la circular citada. Dicho curso, cuenta con dos partes diferenciadas que cubren las NORM y el Radón.

Este curso de 80 horas, está dividido en dos partes de 40 horas cada una (25h de clases teóricas y 15h prácticas). El profesorado elegido son expertos reconocidos en estos temas, referencia nacional.

La importancia de las sesiones prácticas hace que se realicen en instalaciones y laboratorios de CIEMAT, y al aire libre. El desarrollo y puesta en común de diferentes casos prácticos, en ambos temas, está contemplado. Como punto final se realiza un examen para otorgar el certificado.

El curso es presencial con una buena combinación entre clases teóricas, prácticas y casos prácticos de estudio.

3.- Resultados

El resultado es una actividad formativa de carácter piloto, muy específica, para que el aprendizaje sea lo más completo y compacto posible y con mucho contenido práctico para que los participantes puedan desarrollar su actividad en el campo del asesoramiento en Radiación natural.

La Unidad de Formación de CIEMAT, trabaja en el desarrollo y programación de actividades formativas que den respuesta a las demandas normativas, por lo que, tras la realización de esta actividad, y en función de las demandas y resultados recibidos, se podrá reorientar y afianzar en próximas ediciones.

En esta comunicación se expondrán los resultados de esta primera edición del nuevo Curso sobre Radiación Natural, del 25 de marzo al 12 de abril de 2019.

Orales: Medicina Nuclear: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad / 548

Evaluación del valor cuantitativo de las imágenes SPECT con ^{99m}Tc -HDP respecto a las imágenes PET con ^{18}F -FDG

Autores: Verónica Morán Velasco¹ ; Edgar. F Guillén Valderrama¹ ; Pedro Borja Aguilar Redondo² ; Elena Prieto Azcárate³ ; Lidia Sancho Rodríguez¹ ; José A. Richter Echevarría⁴ ; Josep María Martí i Climent³

¹ CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (Madrid)

² CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

³ Clínica Universidad de Navarra

⁴ CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (Pamplona)

Corresponding Author: vmoran@unav.es

Con las nuevas técnicas de reconstrucción xSPECT-Bone® (xB) y xSPECT-Quant® (xQ) (Siemens), las imágenes SPECT adquieren valor cuantitativo (MBq/mL o SUV).

Objetivos: Evaluar la detectabilidad y los coeficientes de recuperación (RC) para las reconstrucciones xB y xQ; y compararlos con los proporcionados por la imagen PET. Se estudió la exactitud y precisión de la concentración de actividad para ambas técnicas de imagen.

Métodos: Se utilizó un maniquí antropomórfico NEMA, con 6 esferas ($\phi=10-37\text{mm}$) y un cilindro que simula pulmón. Las adquisiciones se realizaron en un tomógrafo SPECT-CT (Symbia Intevo Bold, Siemens) y un tomógrafo PET-CT con TOF (Biograph mCT Flow, Siemens). Se rellenó el maniquí con Tc-99m y F-18, respectivamente, con un ratio de concentración de actividad esferas:fondo similar en ambos casos (8,9:1 y 8,8:1). Las esferas se rellenaron con contraste de forma que las HU sean las propias de hueso. Ambas adquisiciones se realizaron según el protocolo clínico estándar.

Se realizaron las siguientes reconstrucciones:

1. SPECT-xQ $\rightarrow$ (xQ, 48 iteraciones, 1 subconjunto, FWHM=10mm)
2. SPECT-xB $\rightarrow$ (xB, 48 iteraciones, 1 subconjunto, FWHM=10mm)
3. PET-EARL $\rightarrow$ (OSEM 3 iteraciones 21 subconjuntos, FWHM=6mm, TOF)
4. PET-HR $\rightarrow$ (OSEM 3 iteraciones 21 subconjuntos, FWHM=2mm, TOF+PSF)

Se valoraron cualitativamente las imágenes, determinando el número de esferas detectables.

Se calcularon los RCs del valor máximo y del promedio dentro de un isocontorno del 50% (RCmax, RC50), y el error residual de las correcciones de atenuación y dispersión ($\Delta\text{Cpulmón}$) para cada reconstrucción.

Se calculó la media y la SD del SUV medidos mensualmente en ambos tomógrafos.

Resultados: La figura.1 muestra las imágenes obtenidas en cada tomógrafo con las diferentes reconstrucciones. En ambas imágenes SPECT se detecta la 4ª esfera (17mm), pero en la imagen SPECT-xB las esferas están mejor definidas. En ambas imágenes PET se detecta la 6ª esfera (10 mm), pero la imagen PER-HR aporta una mayor definición más evidente en la esfera más pequeña.

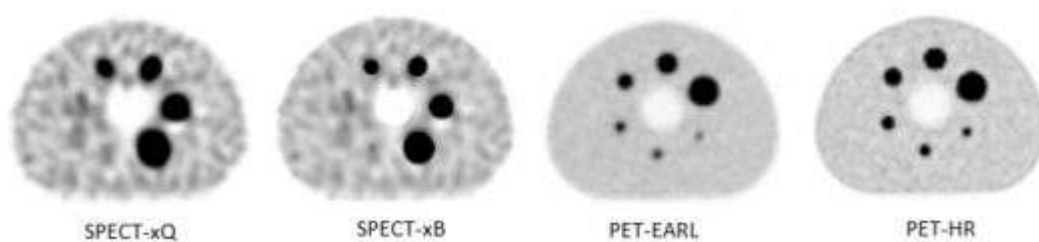


Figure 80: Imágenes del corte central del maniquí

En la figura.2 se representan RCmax y RC50 para cada imagen. Los valores de $\Delta\text{Cpulmón}$ para las reconstrucciones SPECT-xQ, SPECT-xB, PER-EARL y PET-HR fueron 4,5, 2,3, 12,6 y 11,6%.

El promedio y la SD del SUV para las reconstrucciones SPECT-xQ, SPECT-xB, PET-EARL y PET-HR fueron: $1,03 \pm 0,02$ $1,02 \pm 0,03$ $1,03 \pm 0,03$ $1,02 \pm 0,03$.

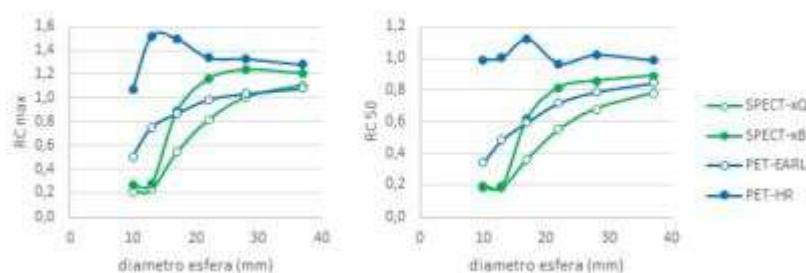


Figure 81: Coeficientes de recuperación

Discusión: La imagen PET presenta una mayor detectabilidad independientemente de la reconstrucción utilizada. Los RCs de PET para las dos esferas de menor tamaño son superiores a los de SPECT para cualquier reconstrucción. A partir de la esfera de 17 mm con la reconstrucción SPECT-xB se obtienen RCs mejores que para la imagen PET-EARL. El error residual tras las correcciones de dispersión y atenuación ($\Delta C_{\text{pulmón}}$) es mayor en las imágenes PET. La precisión y exactitud de la concentración de actividad evaluada en una región de gran tamaño de las imágenes SPECT es similar a la de los estudios PET.

Conclusiones: Si bien la imagen PET es superior a la imagen SPECT en términos de eficiencia de detección, los estudios SPECT pueden aportar información cuantitativa útil en la práctica clínica.

Orales: PR ocupacional y Transporte / 289

Análisis comparativo de resultados de actividad isotópica de uranio en muestras de orina de trabajadores expuestos a uranio enriquecido analizados mediante Espectrometría Alfa e ICP-MS

Autores: Paula Albendea¹ ; Inmaculada Sierra² ; Carolina Hernandez² ; Ana Isabel Barrado³ ; Abel Yllera³

¹ *Campus de l'Alimentació de Torribera. Universitat de Barcelona.*

² *CIEMAT - Laboratorio Bioeliminación. Servicio Dosimetría Interna*

³ *CIEMAT- Lab. Espectrometría Masas- Servicio Dosimetría Interna*

Corresponding Author: inma.sierra@ciemat.es

Introducción

El Laboratorio de Bioeliminación del Servicio de Dosimetría Interna del CIEMAT realiza la vigilancia individual de los trabajadores expuestos a uranio enriquecido mediante bioensayos empleando la técnica autorizada y acreditada de Espectrometría Alfa (EA). EA es la técnica analítica de referencia en el escenario de interés, puesto que proporciona resultados de elevada calidad en el estudio isotópico del uranio, recurriendo a complejos tratamientos radioquímicos en la muestra y largos tiempos de conteo. Así mismo, la Espectrometría de Masas de Plasma de Acoplamiento Inductivo (ICP-SFMS) es una técnica analítica que requiere pequeños volúmenes de muestra y permite un rápido análisis para la obtención de resultados de actividad de ²³⁸U y ²³⁵U; sin embargo, carece de la sensibilidad necesaria para cuantificar ²³⁴U.

El objetivo de este trabajo es estudiar si la técnica de ICP-SFMS podría aportar la misma información que EA, aplicando un método estimativo de cuantificación de actividad de ²³⁴U.

Métodos

Muestras de orina de 24h, validadas mediante el contenido en creatinina, fueron analizadas mediante EA e ICP-SFMS. Para la determinación por ICP-SFMS se tomó una alícuota de la muestra de 5 ml y se realizaron cuatro réplicas, diluyendo diez veces con ácido nítrico al 4%. El resto de la muestra

de orina se analizó mediante EA, utilizando un procedimiento de separación radioquímica de cinco días de duración que permite el aislamiento de los radionucleidos mediante cuatro etapas diferentes: precipitación, incineración, extracción en fase sólida y electrodeposición, que finalizarán con una medida durante 3,5 días.

Resultados

Se analizaron 105 muestras de orina de trabajadores profesionalmente expuestos a uranio enriquecido, obteniéndose los siguientes resultados: El análisis de actividad de ^{235}U mediante ICP-SFMS se pudo cuantificar en la mayoría de las muestras; sin embargo, utilizando EA sólo pudo ser cuantificado en 7 muestras (0,07-0,30 mBq/d). La actividad de ^{238}U se cuantificó por ambas técnicas en 88 muestras, obteniendo una amplia gama de resultados (0,11-2,4 mBq/d) y ninguna diferencia estadísticamente significativa. Finalmente, los resultados de actividad de ^{234}U sólo fueron obtenidos mediante EA, con un rango muy superior a los de ^{238}U (0,15-7,6 mBq/d).

Las relaciones isotópicas $^{234}\text{U}/^{238}\text{U}$ obtenidas fueron altamente variables (rango de 1,1-6,4) por lo que el estudio de la estimación de ^{234}U se realizó aplicando el promedio de las relaciones isotópicas analizadas. La figura muestra en color rosa la actividad de ^{234}U estimada a partir del valor de ^{238}U obtenido por ICP-SFMS, y la obtenida mediante EA.

Conclusiones

Es imprescindible realizar una correcta vigilancia ocupacional del personal expuesto a uranio enriquecido ya que la radiotoxicidad de los distintos isótopos de uranio supone el riesgo más importante, siendo necesario conocer la contribución individual de cada uno; la técnica de EA resulta imprescindible en el escenario descrito.

Los resultados de actividad de los isótopos de uranio y las relaciones isotópicas encontradas en el estudio fueron extremadamente variables.

La gran sensibilidad de ICP-SFMS permite la cuantificación más sencilla y rápida de las actividades de ^{238}U y ^{235}U que con la técnica de EA. Sin embargo, el método de ICP-SFMS no es capaz de suplir la información aportada por EA para el caso contemplado en el trabajo, pero sí de complementarla. La extrapolación de la actividad de ^{234}U podría conseguirse si se logra caracterizar de modo constante la exposición en el escenario de interés.

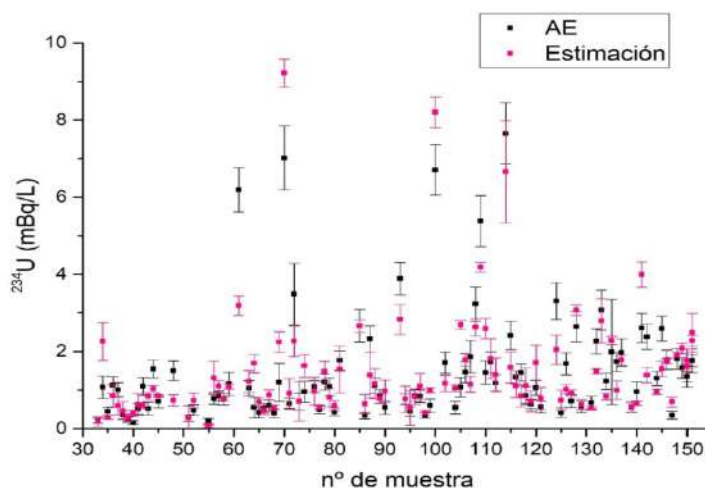


Figure 82: Figura: Actividad de U-234 estimada a partir de U-238 obtenido por ICP_SFMS (color rosa) y por ES (en color negro).

Autores: José Luis Carrasco Rodríguez¹ ; Esther Angulo Pain² ; Julio Almansa López³ ; Javier Lupiani Castellanos⁴ ; Rafael Jesús Martínez Luna^{None} ; José Antonio Miñano Herrero⁵ ; Félix Navarro Guirado⁶ ; Manuel F. Rodríguez Castillo⁷

¹ Hospital Virgen de la Victoria, Málaga

² Hospital Puerta del Mar, Cádiz

³ Hospital Virgen de las Nieves, Granada

⁴ Hospital de Jerez, Cádiz

⁵ Hospital Reina Sofía, Córdoba

⁶ Hospital Regional Universitario de Málaga

⁷ Hospital U. Virgen de Valme, Sevilla

Corresponding Author: jlcrmgmm@gmail.com

Introducción

En 2012, un grupo de especialistas en Radiofísica Hospitalaria del Servicio Andaluz de Salud, bajo el patrocinio de la Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria (SARH) comenzamos un proyecto formativo pionero, tanto por su contenido y formato, como por los profesionales a los que iba dirigido: un “Curso Práctico de Control de Calidad en Instalaciones de Radiodiagnóstico para Técnicos Expertos en Protección Radiológica (TEPR)”.

Se repasan, tras seis ediciones, los hitos principales, los resultados y el futuro de esta experiencia docente.

Objetivo

En su origen, el Curso pretendía facilitar el cumplimiento de la Instrucción IS-03 CSN sobre cualificaciones para obtener el reconocimiento de experto contra las radiaciones ionizantes, en lo relativo a formación práctica en control de calidad en RX de los TEPR. Por ello, se incluyeron en el mismo 20 horas prácticas de control de calidad en RX.

Al tiempo se intentaba colaborar con los Servicios de Protección Radiológica (SPR) y Unidades Técnicas de Protección Radiológica (UTPR), ofertándoles una herramienta formativa para su personal. Con el tiempo se ha comprobado que el curso despertaba elevado interés en otro tipo de profesionales y participaban en el mismo técnicos de Empresas de Venta y Asistencia Técnica (EVAT), radiofísicos, especialistas en formación en Radiofísica Hospitalaria, inspectores de Organismos competentes, ..., así como compañeros procedentes de otros países (Portugal y Latinoamérica).

De ahí que, a partir de la edición de 2018, se haya cambiado la denominación del evento, pasando a ser “Curso Práctico de Control de Calidad en Radiodiagnóstico”.

Material y Métodos

El documento marco del Curso es el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico Rev. 2011.

En su formato actual contempla un máximo de 24 alumnos, que se distribuyen en 4 grupos de prácticas.

Se trata de una actividad semipresencial, con:

1. Parte online (22 horas lectivas) previa y posterior a la presencial desarrollada sobre plataforma de formación: la previa, constituida por documentación y tests de conocimientos, para homogeneizar conocimientos y la posterior consistente en una prueba objetiva.
2. Parte presencial (36 horas lectivas) desarrollada en el Hospital Virgen de la Victoria de Málaga, en horario de mañana y tarde, de lunes a viernes: sesiones matinales en aula y prácticas vespertinas realizando controles en equipos de RX de las diferentes modalidades diagnósticas.

Resultados

Se presentan en la tabla que sigue, los grupos profesionales que han conformado el alumnado de cada edición.

Categoría Profesional	2018	2017	2016	2014	2013	2012	Total
TEI	1	1	1	2	3	1	9
TERT	1	3	1	0	2	0	7
TEPR	4	2	2	5	5	12	30
Técnico EVAT	5	5	7	6	5	8	36
Radiofísico	4	2	2	0	2	2	12
EIR Radiofísica	0	2	0	1	3	0	6
Otros	8	3	11	5	5	1	33
Total	23	18	24	19	25	24	133

TEI = Técnico E. Imagen Diagnóstico
TERT = Técnico E. Radioterapia
TEPR = Técnico Experto en Protección Radiológica
EVAT = Empresa Venta y Asistencia Técnica
EIR = Especialista Interno Residente
"Radiofísico" incluye "Físico Médico"

Figure 83: Categorías Profesionales de los Alumnos

En la tabla siguiente se recogen los resultados de las encuestas completadas por los alumnos a la conclusión de cada edición.

	2018	2017	2016	2014	2013	2012
LOS CONTENIDOS HAN CUBIERTO SUS EXPECTATIVAS	4,05	4,40	4,47	4,68	4,44	4,42
LOS TEMAS SE HAN TRATADO CON LA PROFUNDIDAD QUE ESPERABA	4,10	4,50	4,42	4,47	4,40	4,00
EL CURSO RECIBIDO ES ÚTIL PARA SU FORMACIÓN	4,05	4,50	4,50	4,62	4,50	4,75
EL CURSO ES APLICABLE Y ÚTIL PARA EL DESEMPEÑO PROFESIONAL	4,57	4,44	4,47	4,74	4,70	4,54
LA INFORMACIÓN SOBRE LA ACCIÓN FORMATIVA HA LLEGADO CORRECTAMENTE	4,80	4,78	4,88	4,72	4,58	4,46
LA INFORMACIÓN DISPONIBLE SOBRE EL CURSO HA SIDO ADECUADA	4,63	4,75	4,63	4,75	4,58	4,38
LA DURACIÓN DEL CURSO HA SIDO ADECUADA AL PROGRAMA	4,14	4,44	4,26	4,10	3,88	3,75
LOS OBJETIVOS MARCADOS HAN SIDO CONCRETADOS AL INICIO DEL CURSO	4,29	4,50	4,74	4,50	4,52	4,82
LA MATERIA IMPARTIDA SE ENCUENTRA ACTUALIZADA	4,75	4,63	4,47	4,75	4,76	4,60
LA METODOLOGÍA (TANTO TEÓRICA COMO PRÁCTICA) SE HA ADECUADO A LOS CONOCIMIENTOS	4,34	4,5	4,55	4,53	4,38	4,38
LA DOCUMENTACIÓN ENTREGADA HA SIDO SUFICIENTE	4,52	4,78	4,79	4,74	4,50	4,58
LAS CONDICIONES AMBIENTALES HAN SIDO ADECUADAS	4,49	3,97	4,53	3,83	4,4	4,46
EL PROFESOR DOMINA LA MATERIA	4,81	4,83	4,95	5,00	4,8	4,76
LOS CONTENIDOS SE HAN EXPUESTO CON LA DEBIDA CLARIDAD	4,43	4,61	4,28	4,66	4,16	4,54
MOTIVA Y DESPIERTA INTERÉS EN LOS ASISTENTES	4,67	4,67	4,63	4,75	4,38	4,71
EL DOCENTE PRESENTA DISPOSICIÓN PARA EL DIÁLOGO Y LA PARTICIPACIÓN	5,00	4,99	4,74	4,97	4,8	4,97

Figure 84: Comparativa resultados encuestas alumnos [1 muy desfavorable; 5 muy favorable]

Discusión y Conclusiones

A falta de formación reglada a nivel nacional de TEPR, el Curso se ha probado de gran interés como elemento formativo de cara al cumplimiento de la IS-03 CSN en lo que respecta a la formación práctica exigida a los TEPR modalidad Radiodiagnóstico, y muy valioso para los SPR y UTPR que pueden utilizarlo para completar y actualizar los conocimientos y destrezas de sus TEPR.

Además, en nuestra experiencia, ha contribuido a generar un lenguaje común entre los profesionales de los sectores relacionados con el control de calidad en RX en sus diversas facetas: SPR, UTPR, EVAT, Organismos Competentes (CSN, Consejerías), etc.

Desde el punto de vista didáctico, queda constancia de la satisfacción del alumnado a través de los resultados de las encuestas.

Nuestra idea es seguir ofertando sucesivas ediciones del curso teniendo en cuenta la elevada demanda del mismo.

DOSIMETRÍA INTERNA EN PACIENTES SOMETIDOS A TERAPIA METABÓLICA CON ^{177}Lu -DOTATATE

Autor: Ander García Díez¹

Co-autores: Pedro Borja Aguilar Redondo ² ; Fabiana Grisanti Vollbracht ¹ ; María Isabel Morales Lozano ¹ ; Verónica Morán Velasco ³ ; Elena Prieto Azcárate ¹ ; Javier Arbizu Lostao ¹ ; Josep M. Martí-Climent

¹ *Clínica Universidad de Navarra*

² *CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

³ *CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

Corresponding Author:

El tratamiento con ^{177}Lu -DOTATATE ha demostrado ser eficaz para tumores neuroendocrinos. El reto principal de la terapia metabólica es maximizar la dosis que reciben los tumores y reducir al máximo el daño causado a órganos sanos. En particular, se considera que la dosis absorbida por los riñones y la médula ósea no debe superar los 20 Gy y 2 Gy respectivamente en los 4 ciclos del tratamiento, siendo las dosis habituales de 0.62-0.90 Gy/GBq en los riñones, y de 0.02-0.07 Gy/GBq en la médula ósea roja.

Objetivo

Analizar la dosis absorbida en órganos y lesiones tumorales en pacientes sometidos a varios ciclos de tratamiento con ^{177}Lu -DOTATATE para comparar con los valores de referencia.

Métodos

Se analizaron los resultados obtenidos de la dosimetría de 5 pacientes (4 hombres y 1 mujer) sometidos a tratamientos con ^{177}Lu -DOTATATE por presentar tumores neuroendocrinos con diversas metástasis. Se administraron 4 ciclos de tratamiento a un paciente, 3 ciclos a 2 pacientes y 2 ciclos a 2 pacientes. La actividad promedio por ciclo fue de 7.4 +/- 0.4 GBq (6.45-7.73) en cada uno de los ciclos.

Las dosis absorbidas en órganos y lesiones tumorales se determinaron en base a 3 rastreos de cuerpo entero (24, 48 y 96 horas después del tratamiento) en una gammacámara Symbia (Siemens), debidamente calibrada. Para evaluar la atenuación del paciente se le realizó un estudio de transmisión con una fuente de Co-57. Los valores del espesor del paciente y de los órganos, necesarios para calcular la actividad acumulada según la metodología MIRD, fueron calculados empleando imágenes SPECT/CT.

Para la estimación de dosis a médula ósea se extrajeron muestras de sangre transcurridas 0.5, 1, 2.5, 4, 8, 24, 48 y 96 horas post-tratamiento. La concentración de actividad de las muestras de sangre se evaluó mediante un contador gamma NaI(Tl) tipo pozo y considerando su volumen.

Las imágenes se analizaron por medio de regiones de interés en los órganos y tumores a estudiar que se dibujaron empleando el software PMOD (PMOD Technologies LLC), y se calculó la actividad mediante el método de las imágenes conjugadas, corregidas por atenuación, espesor y fondo. El cálculo de la dosis absorbida se realizó empleando el programa OLINDA/EXM (Vanderbilt University).

Resultados y discusión

La Tabla 1 presenta los valores promedio de dosis absorbida por actividad administrada para cada órgano, así como el semiperiodo efectivo de retención. Se analizaron 31 lesiones con un total de 82 lesiones*ciclos. El análisis de la dosis en las lesiones se realizó en dos grupos: hepáticas y extrahepáticas (Figura 2).

Órgano	Dosis absorbida(Gy/GBq)	T _{1/2} (días)
Riñones	1.1 ± 0.2	2.5 ± 0.3
Hígado	0.5 ± 0.5	2.9 ± 0.6
Médula ósea	0.026 ± 0.008	1.9 ± 0.4
Bazo	1.6 ± 0.6	3.0 ± 0.4

Figure 85: Dosis en órganos

	Lesiones hepáticas	Lesiones extrahepáticas
Cantidad	14	17
Dosis media (Gy/GBq)	5.5	5.6
Desviación estándar (Gy/GBq)	6.2	5.4

Figure 86: Dosis en las lesiones

Los valores de dosis absorbida en la médula ósea están dentro de los valores publicados, mientras que en los riñones son ligeramente superiores. Por otra parte, la dosis absorbida por los tumores presenta una gran dispersión.

Conclusiones

Este estudio muestra la necesidad de evaluar de manera personalizada la dosis en los tratamientos de tumores neuroendocrinos con ¹⁷⁷Lu-DOTATATE, especialmente en los órganos críticos.

Curso de actualización: Métricas para la verificación pre-tratamiento / 767

Equipos de dosimetría, insuficiencia de las métricas clásicas y evaluación radiobiológica

Autor: FRANCISCO CLEMENTE GUTIERREZ^{None}

Corresponding Author: pclementegutierrez@gmail.com

Se realizará una introducción al empleo de detectores 2D y 3d en la verificación pre-tratamiento de técnicas moduladas, describiendo la evolución desde las medidas en planos hasta las medidas en 3D recomendadas para las técnicas volumétricas. Se realizará una somera descripción de las métricas empleadas clásicamente para este tipo de evaluaciones.

A continuación, mostrará como diversos estudios ponen de manifiesto que las métricas clásicas resultan insuficientes debido a su poca capacidad de predicción a nivel clínico, sugiriendo, por tanto, la introducción de nuevas métricas dotadas de relevancia clínica.

Tras la descripción de la reconstrucción de dosis en paciente, así como evaluación de las métricas basadas en parámetros dosis-volumen, efectuadas por el otro ponente, se planteará la necesidad o conveniencia de complementar dicha información mediante índices biológicos, valorando la potencial ventaja de tales evaluadores respecto del control individualizado de tratamientos.

Finalmente, se propone un debate conjunto entre los ponentes y la audiencia acerca de los posibles cambios de paradigma en la verificación pre-tratamiento, evaluando las posibilidades presentadas, así como otras tendencias actuales y futuras.

Curso de actualización: Protección radiológica en intervencionismo: Proyecto PODIUM / 795

Curso de actualización: Protección radiológica en intervencionismo: Proyecto PODIUM.

Autor: Maria Amor Lluch¹

¹ UPC

Corresponding Author: maria.amor.duch@upc.edu

Los procedimientos intervencionistas o procedimientos guiados por imagen se basan en la introducción de catéteres en los vasos sanguíneos u otras vías hasta la localización de la enfermedad para su diagnóstico y/o tratamiento. En los últimos años, han experimentado un gran crecimiento porque, en general, implican menos riesgos, menos dolor y una convalecencia reducida para el paciente. Sin embargo, estas técnicas presentan unos retos específicos de protección radiológica tanto para pacientes como para el personal sanitario.

En este curso de actualización se presentará un resumen de la problemática de la protección radiológica asociada a los procedimientos intervencionistas: niveles de dosis máxima en piel para los pacientes, dosis efectiva, dosis equivalente en cristalino y dosis en extremidades para el personal. A continuación, se destacarán los nuevos retos planteados por la implementación de la Directiva 2013/59/EURATOM en este ámbito, en particular en relación a las implicaciones de la reducción del límite de dosis en cristalino.

Finalmente, se describirá la propuesta del Proyecto europeo PODIUM para facilitar una mejor vigilancia individual del personal sanitario de este ámbito. Se presentarán los objetivos del proyecto y algunos resultados preliminares.

Orales: Investigadores noveles / 170

Desarrollo de mapas de riesgos como herramienta de ayuda en el establecimiento de estrategias de recuperación de zonas contaminadas radiológicamente

Autores: Blanca García-Puerta¹; Marco Sangiorgi²; Miguel Hernández-Ceballos²; Cristina Trueba Alonso³; Milagros Montero Prieto³; Luca de Felice²

¹ Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas

² Joint Research Centre

³ CIEMAT

Corresponding Author: garciapuertablanca@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El éxito en el diseño e implementación de un programa de estrategias encaminado a la recuperación a largo plazo de áreas agrícolas contaminadas tras un accidente nuclear severo, depende, además de su viabilidad técnica y económica, del grado de conocimiento y consideración de factores relacionados, tanto con el tipo de contaminante/s depositado/s en el suelo, como con las características ambientales y socioeconómicas de la zona afectada.

El análisis y evaluación de riesgos es un instrumento primordial en la gestión y toma de decisiones para la recuperación de unas condiciones de vida aceptables para la población afectada. Este proceso permite identificar los factores asociados a la transferencia de la contaminación a través de la cadena alimentaria, los cuales conducen a aumentar el riesgo para la población, así como seleccionar las técnicas más adecuadas para reducir dicho riesgo y priorizar las zonas en las que sería necesario llevar a cabo acciones de remediación.

Este trabajo describe una metodología que, utilizando sistemas de información geográfica, permite definir cualitativamente el riesgo de transferencia del ¹³⁷Cs depositado en el suelo, a la cadena alimentaria. El resultado se presenta en forma de un mapa de riesgo asociado a las zonas agrícolas peninsulares españolas, permitiendo la identificación de las áreas prioritarias de actuación. Esta metodología se ilustra con un caso estudio basado en la central nuclear de Almaraz.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para definir el nivel de riesgo de transferencia del contaminante desde el suelo a los cultivos se ha

llevado a cabo un análisis combinando, 1) la severidad del depósito, en términos de actividad depositada, y 2) la potencialidad que los sistemas agrícolas suelo-cultivo muestran a la transferencia, definida como vulnerabilidad radiológica.

Para obtener la severidad del depósito se han realizado simulaciones diarias de la dispersión atmosférica provocada por un accidente severo para un periodo de cinco años (2012-2016). Para ello, se ha utilizado el sistema de ayuda a la decisión JRODOS. Por su parte, para determinar la vulnerabilidad radiológica de los sistemas agrícolas, se han considerado los factores de transferencia suelo-planta recopilados de la bibliografía, referidos éstos a la clase textural del suelo en el que se produce el depósito y a los cultivos específicos de las zonas agrícolas afectadas. Una vez definido el nivel de riesgo, los resultados se representan mediante mapas elaborados utilizando sistemas de información geográfica.

RESULTADOS

Los mapas obtenidos categorizan el riesgo por transferencia suelo-planta asociado a un sistema agrícola. Estos mapas permiten identificar las zonas más afectadas con el propósito de priorizar las áreas de actuación para su recuperación.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Una vez definido el riesgo de transferencia de la contaminación derivado de un accidente nuclear para los sistemas agrícolas peninsulares españoles, los mapas obtenidos han permitido categorizar el territorio y establecer zonas prioritarias de actuación. Este mapa de riesgo de transferencia a la cadena alimentaria constituye, por tanto, una herramienta de ayuda a la decisión muy útil para las fases de planificación e implementación de las medidas de recuperación a largo plazo de las áreas afectadas.

Curso de actualización: Aplicación de radioprotectores en trabajadores y pacientes oncológicos. / 797

Curso de actualización: Aplicación de radioprotectores en trabajadores y pacientes oncológicos.

Autor: Alegría Montoro Pastor¹

¹ Hospital La Fe

Corresponding Author: montoro_ale@gva.es

El interés de investigar y desarrollar compuestos que minimicen el daño producido por la radiación ionizante, conocidos como “medical countermeasures” contramedidas médicas, que sean novedosos, efectivos y no tóxicos. Esta necesidad se debe al aumento del uso de las radiaciones ionizantes en diferentes campos de aplicación. En aplicaciones médicas hay dos campos donde más dosis de radiación reciben los pacientes y donde estaría justificado su uso, radioterapia y radiología intervencionista. Otro campo de aplicación de este tipo de compuestos sería a nivel ocupacional, trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes. Además, la industria aeroespacial está interesada en investigar contramedidas por exposición de los astronautas en las misiones espaciales y futuros viajes espaciales del público. Otro campo de aplicación es en Defensa tras amenaza terrorista nuclear.

Las contramedidas médicas se dividen en tres amplias clases dependiendo del momento de aplicación por exposición a radiaciones ionizantes. Los radioprotectores son agentes administrados antes de la exposición a la radiación para reducir el nivel de daño por radiación. Los mitigadores de radiación son fármacos administrados poco después de la irradiación pero antes de la manifestación de toxicidad del tejido normal. Las terapias de radiación son agentes administrados después de la aparición de síntomas evidentes para reducir la severidad de la respuesta a la radiación.

Se presentarán los radioprotectores, mitigadores y las terapias de radiación en aplicaciones médicas y para trabajadores, orales y tópicos, comercializados, aprobados por la FDA y en fase de desarrollo en humanos, así como sus mecanismos de acción.

Orales: Investigadores noveles / 177

Evaluación del impacto radiológico de las industrias cerámicas

NORM españolas

Autores: Marina Sáez Muñoz¹ ; Josefina Ortiz² ; Sebastián Martorell²

¹ , *Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València*

² *Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València*

Corresponding Author: masaemuo@etsii.upv.es

Introducción

El uso de materiales NORM (Naturally Occurring Radioactive Materials) en la industria cerámica está ampliamente extendido debido al uso de arenas de circonio, que contienen isótopos naturales de la cadena del ²³⁸U y ²³²Th. En particular, las actividades realizadas en las plantas de molienda de arena de circonio en España están reguladas por el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes (RD 783/2001) y la Instrucción Técnica del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) IS-33 sobre criterios radiológicos para la protección frente a la exposición a la radiación natural. Además, la evaluación del impacto radiológico de estas industrias debe llevarse a cabo según la guía de seguridad del CSN, GS 11-03. Metodología para la evaluación del impacto radiológico de las industrias NORM. Para cumplir con la regulación vigente, se han llevado a cabo estudios en diferentes plantas de molienda de arena de circonio, con áreas y procedimientos de trabajo similares, cuyos resultados principales se resumen en este trabajo.

Métodos

En los diferentes estudios se han identificado los radionucleidos principales de los materiales empleados y las áreas o procesos como origen del riesgo radiológico. Además, se han caracterizado las actividades de las materias primas y productos finales como término fuente, y se ha llevado a cabo una estimación de la dosis efectiva total (externa e interna) para los trabajadores y el público. Para llevar a cabo la estimación de la dosis a los trabajadores se identificaron Grupos Homogéneos de Exposición (GHE). En particular, se emplearon TLDs para determinar la dosis externa, y se obtuvo la dosis interna por inhalación a partir de la actividad de los materiales cerámicos y la cantidad total de polvo sin tener en cuenta medios de protección existentes, como uso de mascarillas. El contenido en polvo se evaluó con muestreadores de aire estáticos o muestreadores de aire personales. Las dosis al público se estimaron con PC-CREAM, teniendo en cuenta las emisiones atmosféricas de la planta.

Resultados y Discusión

En cuanto a las materias primas y los productos finales, las arenas de circonio, harinas de circonio y micronizados presentaron un rango de actividades de ²³⁸U desde 1906 a 4064 Bq/kg, y para ²³²Th, desde 287 a 815 Bq/kg. Por otro lado, los principales GHE considerados en el estudio para estas industrias fueron la molienda, el ensacado y el mantenimiento. El contenido en polvo fue muy variable entre zonas y entre empresas. Así, en la zona de molienda presenta un rango entre 0,10 y 8,11 mg/m³, y en la zona de ensacado varía entre 0,95 a 5,25 mg/m³; los valores en la zona de almacenamiento fueron inferiores, con un rango entre 0,09 y 1,09 mg/m³. Como resultado, las dosis efectivas externas para los trabajadores fueron muy bajas, y las dosis internas estimadas varían entre 0,04 y 0,64 mSv/año dependiendo del GHE y la empresa. Igualmente, las dosis estimadas al público fueron muy bajas, entre los 0,02 y 0,5 µSv/año.

Conclusiones

El estudio realizado en dichas industrias cerámicas NORM españolas revela que los trabajadores están profesionalmente expuestos a dosis efectivas inferiores al límite anual para el público de 1 mSv, estimándose como principal contribución la dosis interna. Sin embargo, la estimación se ha realizado teniendo en cuenta la actividad de los materiales cerámicos, por lo que sería interesante mejorar la caracterización del término fuente inhalado; y de esta forma, obtener una dosis interna menos conservadora cuando los valores están próximos a los límites establecidos en la normativa.

Orales: Investigadores noveles / 218

Análisis ML de verificaciones VMAT

Autor: Miguel Cámara Gallego¹

Co-autores: Ana Martínez Felipe²; Felipe Orozco Martínez²; María José Béjar Navarro²; Ana Belén Capuz Suárez²; Rafael Colmenares Fernández²; Juan David García Fuentes²; Rafael Morís Pablos²; Daniel Prieto Moran³; David Sevillano Martínez³; Feliciano García Vicente²

¹ HU Ramón y Cajal

² Hospital Ramón y Cajal

³ Hospital Universitario Ramón y Cajal

Corresponding Author: miguel.c.gallego@gmail.com

Introducción: La técnica “*Volumetric modulated arc therapy*” (VMAT) es una variante dinámica de la modalidad radioterapéutica “*static field intensity modulated radiotherapy*” (IMRT). Dicha técnica consiste en el uso de campos estrechos cuyo disparo se hace con el gantry en movimiento; este método permite alcanzar distribuciones de dosis altamente conformadas, mejor cobertura de objetivos, y mayor protección de órganos de riesgo.

Los tratamientos de VMAT deben ser verificados siempre antes de su aplicación, habitualmente mediante matrices de diodos o cámaras de ionización. Este estudio pretende hacer un análisis preliminar de qué características morfológicas de complejidad del tratamiento influyen, y en qué grado, en la discrepancia entre la planificación y la distribución real de radiación.

Material y métodos: Los tratamientos a analizar corresponden a diferentes patologías (fundamentalmente próstatas y ORLs) y están planificados en *Pinnacle3 v16.0.2* por distintos adjuntos y residentes del servicio. En total, se seleccionan 71 tratamientos. Dichos tratamientos son evaluados mediante un código en *MATLAB R2018a*, que permite extraer una serie de 19 parámetros de complejidad y sus dispersiones: área total irradiada, perímetro, apertura de mordazas, número de arcos, fracción de láminas por debajo de una determinada separación, apertura y modulación de plan, irregularidad, modulación de unidades monitor, espaciado angular entre puntos de control, velocidad de giro, velocidad de movimiento de láminas y excentricidad de puntos de control.

Se tomará el valor de la discrepancia entre el plan disparado sobre una matriz de diodos *ArcCHECK™* y la prevista por el planificador, evaluado mediante una función gamma global (2%,2mm) con umbral del 10%, y se analizará la posible relación entre dicha función gamma y los parámetros de complejidad mediante un análisis regresivo multifactorial con validación cruzada de factor 5 y selección de variables stepwise, empleando para ello *MATLAB R2018a*, estudiando la viabilidad de modelos lineales, logísticos, gaussianos y de red neuronal.

Resultados: El análisis mencionado arroja que, tras imponer una selección stepwise al conjunto de variables de un valor de significación crítico de 1%, la variable gamma (2,2) puede ser explicada en un 58% de su varianza mediante un modelo lineal multivariante consistente en cinco variables explicativas. Estas variables son:

- Área irradiada
- Apertura de mordazas
- Porcentaje de pares de láminas más cercanas que 20 mm
- Modulación
- Velocidad de láminas

Siendo las más relevantes por tamaño de efecto las dos primeras. Este método permite predecir la función gamma con un ECM de 2.85%.

Discusión: Este análisis continúa trabajos anteriores respecto a técnicas IMRT y obtiene conclusiones similares. Es coherente con las expectativas basadas en la práctica clínica: el planificador puede tener problemas para modelizar los planes que incluyen entre sus puntos de control haces muy estrechos o que cambian muy rápidamente en posición de un punto de control al siguiente.

Ciertas variables prometedoras han sido rechazadas por el procedimiento stepwise pero se debe a colinealidad.

Conclusiones: Este análisis confirma las suposiciones establecidas respecto a las limitaciones del planificador. Así mismo, permite valorar antes de medir la verificación pre-tratamiento.

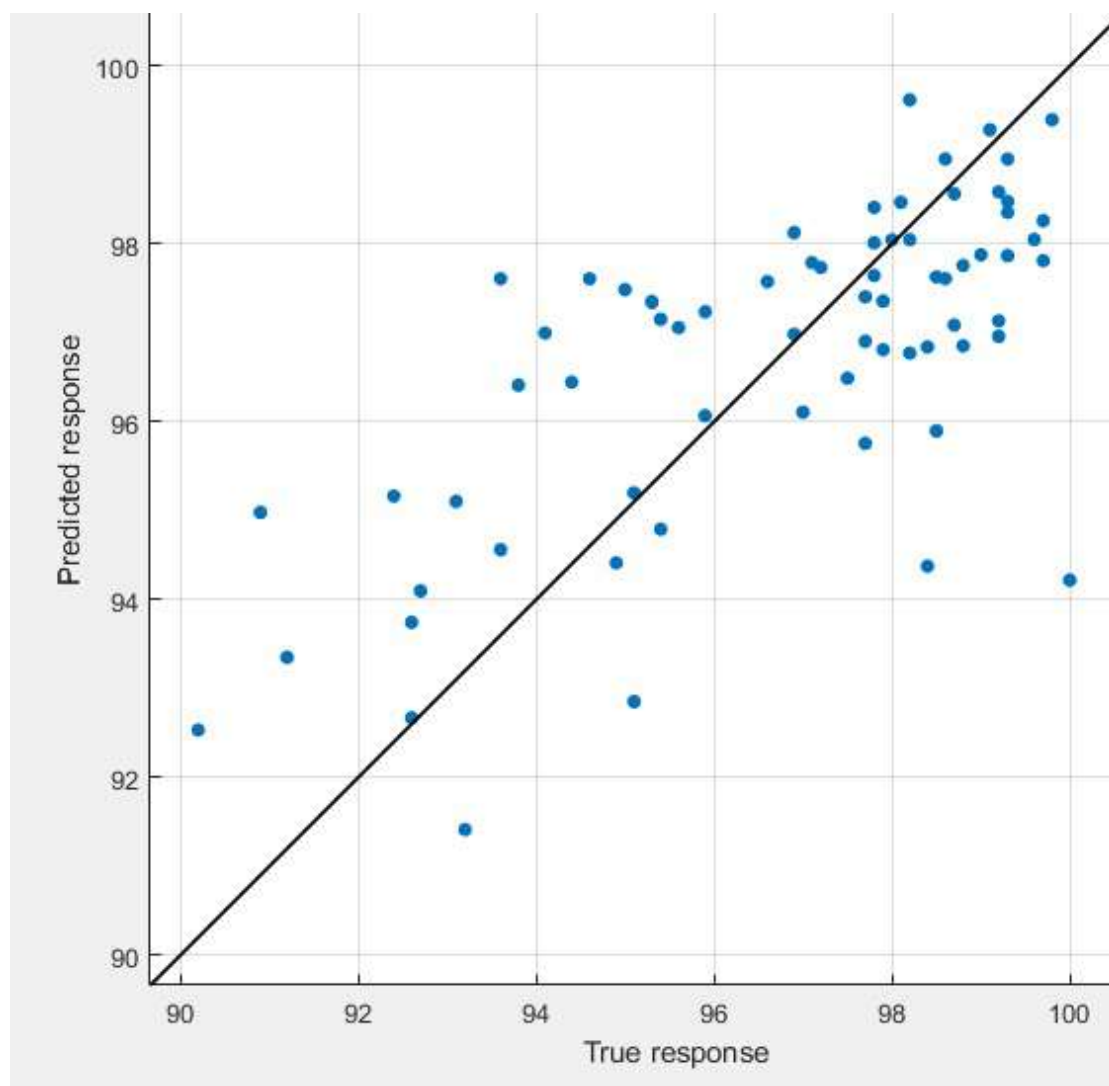


Figure 87: Respuesta

	Coefficientes	Error típico	Estadístico t	Probabilidad
Intercepción	101.6	1.6	63.86	2.27E-60
CIAO area	-0.014	0.004	-3.19	2.20E-03
Jaws	0.33	0.11	2.89	5.24E-03
SAS 20	-0.074	0.014	-5.46	7.97E-07
Modulation	-4.2	1.2	-3.40	1.17E-03
Leaf speed	-0.9	0.2	-4.04	1.42E-04

Figure 88: Coeficientes

Braquiterapia de alta tasa guiada por RM y US para tratamiento focalizado en segunda recaída de cáncer de próstata

Autor: Ana García Pérez^{None}

Co-autores: Benito Andrade Álvarez¹; Patricia Willisch Santamaría¹; Marta Martínez Agra¹; Enrique Cespón Outeda¹

¹ Hospital do Meixoeiro

Corresponding Author: ana.garcia.perez@sergas.es

Introducción

El tratamiento actual del cáncer de próstata recurrente es la radioterapia de intensidad modulada (IMRT). Debido a las mejoras en el diagnóstico precoz y el incremento de la supervivencia es posible observar segundas recaídas locales. En estos casos el bloqueo hormonal es el tratamiento de referencia. Se puede ofrecer una opción terapéutica local con braquiterapia de alta tasa guiada por imagen de RM registrada con US. Describimos el procedimiento y presentamos los resultados dosimétricos.

Material y métodos

Diez pacientes diagnosticados de cáncer de próstata sometidos a una prostatectomía radical, con una primera recaída tratada con IMRT, que presentan una segunda recaída local se han tratado con braquiterapia de alta tasa guiada por imagen de RM registrada con US. Se realiza una RM 1,5T con sonda uretral para facilitar el registro. Se hace un estudio en T2 volumétrico no angular, con cortes cada 3 mm.

El procedimiento se realiza bajo anestesia raquídea y con ácido hialurónico para protección de recto y vejiga. Se adquieren imágenes de US mediante sonda transrectal y se realiza el registro rígido y manual con las imágenes de RM.

A continuación, el oncólogo radioterápico contornea el CTV y órganos de riesgo. El radiofísico optimiza una preplanificación con agujas virtuales y el oncólogo radioterápico clava las agujas flexibles de acuerdo a la posición de estas. El radiofísico reconstruye las agujas en la imagen de US *in vivo* y hace la optimización basándose en los siguientes objetivos de dosis: CTV V100% $\geq$ 95%, D90% $\geq$ 100%, Dmin $\geq$ 80%; Uretra V120% = 0 cm³. Además se intenta minimizar el V100% en uretra.

Se traslada al paciente al búnker y se trata con una fuente de ¹⁹²Ir (microSelectron HDR (Elekta)).

Resultados

En el Hospital do Meixoeiro se han tratado 10 pacientes siguiendo este procedimiento. La dosis prescrita fue de 17 Gy para seis pacientes y 20 Gy para cuatro pacientes, suministrados en dos fracciones. Se emplearon entre 3 y 7 agujas por fracción. En la Figura 1 se observa la superposición en las dos modalidades de imagen corregistradas (RM y US) del globo vesical y la sonda uretral. El volumen medio del CTV es (1,37 $\pm$ 0,64) cm³.

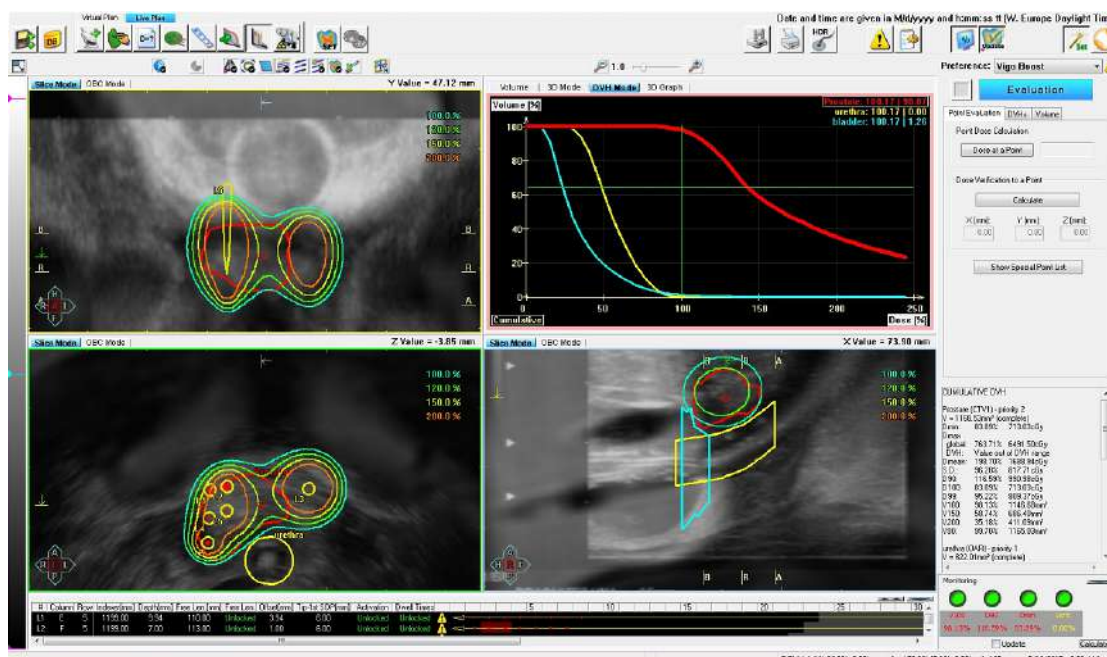


Figure 89: Planificación sobre el registro de imágenes RM-US.

En la Tabla 1 vemos que los objetivos de dosis se cumplen en todas las sesiones para la uretra y en el 80% para el CTV. Además, en uretra se consigue $V_{100\%}=(0,10\pm0,30)$ cm³. La media de los parámetros dosimétricos tras optimización fueron: CTV $V_{100\%}=(98,0\pm3,7)\%$, $D_{90\%}=(118,2\pm7,9)\%$, $D_{min}=(84,5\pm9,1)\%$; Uretra $V_{120\%}=0$ cm³.

Paciente	CTV						Uretra			
	1ª FX			2ª FX			1ª FX		2ª FX	
	$V_{100\%}$ (%)	$D_{90\%}$ (%)	D_{min} (%)	$V_{100\%}$ (%)	$D_{90\%}$ (%)	D_{min} (%)	$V_{100\%}$ (cm ³)	D_{max} (%)	$V_{100\%}$ (cm ³)	D_{max} (%)
1	99,2	123,8	81,9	97,5	125,9	70,2	0	77,8	1,382	118,7
2	82,9	90,0	74,0	98,4	110,2	85,5	0	94,7	0,091	107,6
3	99,6	123,1	90,1	99,5	122,3	90,6	0	98,5	0	95,1
4	95,3	118,1	62,4	98,1	116,6	83,9	0,015	118,2	0	97,2
5	99,9	118,5	98,9	99,9	116,9	96,0	0,002	103,6	0,034	112,4
6	99,6	128,3	88,8	99,2	122,5	87,2	0,020	115,4	0,031	112,8
7	99,9	123,6	98,4	99,6	118,2	89,9	0,053	111,3	0,040	110,7
8	97,9	115,5	77,1	99,0	121,5	80,6	0,041	119,3	0,051	117,8
9	98,8	116,0	88,6	98,5	119,7	84,5	0,098	115,4	0,117	119,2
10	98,6	120,0	81,4	98,6	114,1	80,1	0,028	115,3	0,031	11,6

Figure 90: Parámetros dosimétricos.

Discusión

El registro con RM permite determinar volúmenes a tratar pequeños de forma que se deposita una dosis alta en el nódulo sin comprometer los órganos de riesgo en pacientes que tenían agotada cualquier opción terapéutica local.

Conclusiones

La braquiterapia de alta tasa guiada por imagen de RM registrada con US se presenta como un tratamiento de baja toxicidad para segundo rescate en cáncer de próstata, especialmente recomendable para retrasar el bloqueo hormonal en pacientes con alta esperanza de vida.

tribución de dosis Gaussiana en tratamientos de SBRT de pulmón.

Autores: Mario Leonor Yuste¹ ; Ángel Gaitán Simón² ; Marta Manzano Rodríguez³ ; Raúl Díaz Fuentes⁴

Co-autores: Eduardo Cabello Murillo⁵ ; Gustavo Pozo Rodríguez² ; Alejandro Prado Barragán⁶ ; Ana Isabel Milanés Gaillet⁷ ; Alejandro Ferrando Sánchez⁸

¹ HU 12 de Octubre

² Hospital Universitario 12 de Octubre

³ H.U 12 de Octubre

⁴ Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Doce de Octubre

⁵ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre.

⁶ H.U. 12 de Octubre

⁷ SEFM

⁸ H.U. 12 DE OCTUBRE

Corresponding Author: mariete.ley@gmail.com

Introducción.

El protocolo de planificación de SBRT de nuestro hospital incluye un objetivo de planificación de distribución de dosis dentro del PTV en forma de campana gaussiana. El propósito de tal distribución inhomogénea es mejorar el índice de conformación y el índice gradiente, confinando la máxima dosis al centro del volumen. El objeto es determinar si la distribución de dosis calculada para el PTV es equivalente o no a la distribución teórica objetivo. Esta equivalencia la hacemos comparando la EUD (Dosis Equivalente Uniforme) experimental, obtenida en la planificación con la EUD objetivo.

Material y métodos

En nuestro hospital se está utilizando la técnica VMAT para tratar lesiones de pulmón mediante SBRT. Para el cálculo se utilizó el planificador Varian Medical Systems Eclipse (Versión 11.0), con el algoritmo de cálculo AAA. Las planificaciones han sido generadas para un acelerador lineal Varian Clinac IX Silhouette, 6MV y MLC 120 Millenium.

El procedimiento de planificación es:

Dividimos el PTV en sucesivos anillos concéntricos de 0,5 cm de espesor y un centro $\geq 0,6$ cm. El objetivo de planificación es irradiar la periferia del PTV con el 100% de la dosis de prescripción y el punto central del PTV al 125% de dicha dosis (normalización al 80%). El objetivo de planificación es que en cada anillo intermedio la dosis quede confinada entre los valores mínimo y máximo que deberían corresponder a su borde interno y externo de acuerdo con el ajuste una curva gaussiana:

$$\begin{equation} D(r)=D_0 \cdot e^{-\frac{r^2}{2 \cdot \sigma^2}} \end{equation} \quad (1)$$

$$\begin{equation} \sigma^2 = \frac{R_{eq}^2}{2 \cdot \ln(\frac{D_0}{D_p})} \end{equation} \quad (2)$$

siendo:

R_{eq} radio de la esfera de volumen igual al del PTV.

D_0 dosis en el centro del PTV.

D_p dosis de prescripción.

Es decir, nos ajustamos a una gaussiana que cumple $D(R_{eq})=D(p)$.

El objetivo de conformación se busca mediante la definición de un Normal Tissue Objective (NTO) alrededor del PTV con los parámetros, ver figura 1:

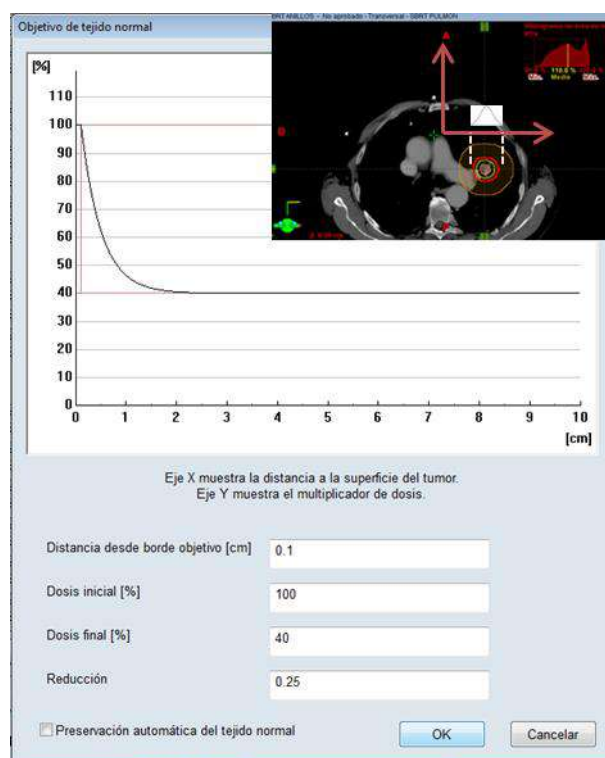


Figure 91: Valores de los parámetros NTO. Lado superior derecho, perfil de dosis en el PTV.

Para el cálculo de la EUD, utilizamos la expresión general:

$$\begin{aligned} &\backslash begin{equation} \\ EUD &= \left(\sum_{i=1}^n v_i \cdot D_i^a \right)^{\frac{1}{a}} \\ &\backslash end{equation} \quad (3) \end{aligned}$$

vi -> es el la fracción de volumen que recibe una dosis Di.

Como valor del parámetro “a” tomamos - 20, que correspondería a un tumor muy agresivo.

El EUD planificado, EUD+ se obtuvo aplicando (3) con los datos del histograma Dosis- Volumen acumulativo, resultante de la planificación.

El EUD objetivo, EUD* utilizando una distribución de dosis dadas por las expresiones (1) y (2).

Resultados

Hemos realizado la planificación de 9 pacientes obteniendo:

PACIENTE	EUD+ (cGy)	EUD* (cGy)	Δ (EUD) (%)	VPTV (cm ³)	IC (Paddick)	D98% (cGy)	D2% (cGy)	Dmedia (cGy)	IG
1	5911,0	5913,1	0,04%	44,1	0,93	5417	6560	5985	3,98
2	5810,9	5847,8	0,63%	47,2	0,9	5370	6712	5997	4,4
3	6249,9	6368,6	1,86%	31,38	0,87	5736	7330	6491	4,5
4	5733,0	5732,3	0,01%	36,49	0,87	5294	5871	5591	4,39
5	5538,3	5727,0	3,29%	11,48	0,77	5175	6380	5688	6,83
6	5285,7	5307,1	0,40%	13,41	0,87	4866	6090	5463	5,15
7	6441,3	6373,3	1,07%	53,66	0,81	6037	7268	6565	4,63
8	6403,6	6360,1	0,68%	23,51	0,91	5951	7259	6567	4,42
9	5374,7	5311,1	1,20%	64,44	0,89	4872	5170	5432	4,66
Δ(EUD) (%)			1,02%						

Figure 92:

Siendo el índice de conformación IC el de Paddick y el índice gradiente IG definidos en el ICRU 91.

Discusión

La diferencia entre la EUD objetivo y la planificada es notablemente inferior a un 5%, por lo que no cabe esperar diferencias terapéuticas significativas por la desviación entre la distribución de dosis calculada respecto del modelo gaussiano.

Conclusión

Hemos definido un protocolo de planificación para explotar las ventajas de una distribución inhomógena de dosis en SBRT de pulmón mediante técnica VMAT. Los resultados obtenidos muestran que el método es adecuado a los objetivos y consistente.

Orales: Investigadores noveles / 310

Image-based dosimetry of tumoral and normal tissue using post-radioembolization 90Y PET/CT

Autores: Jose María Chimeno Hernández¹ ; Patricia Oliván-Sasot¹ ; Francisco Blazquez¹ ; Nuria Carrasco Vela² ; Consuelo Olivas¹ ; Daniel Pérez-Enguix¹ ; Pilar Bello¹ ; Irene Torres-Espallardo¹

¹ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

² HUiP La Fe

Corresponding Author: chimeno_jos@gva.es

Introduction. The radioembolization is a practice that consists of infusing the affected liver lobe with microspheres (glass or resin) of 90Y through an arterial catheter optimally located. The planning of the infused activity in our department uses planar images of 99mTc-MAA (macroaggregated albumin) previous to the treatment and the two-compartment model. From these images, tumor/non-tumor ratio and the pulmonary and gastrointestinal shunts are obtained. Then, absorbed dose to target, tumor, normal tissue within target volume, lungs and gastrointestinal tissue are calculated as a function of the injected activity with the equilibrium accumulated dose constant of 90Y (Δ), 49.7 Gy kg/GBq. This methodology assumes a homogeneous distribution of the microspheres within the different regions and the same tumor/non-tumor ratio predicted by 99mTc-MAA. The goal of this study is to compare the absorbed dose predicted by the routine method and those obtained from the activity distribution provided by post-treatment PET/CT images.

Materials and methods. A calibration factor (CF) for GEMINI TF PET/CT was estimated to reproduce 90Y activity. Two methods were employed. In the first one, 6 vials containing treatment activities were used as "punctual sources". One of the vials was measured along 3 consecutive days. The second method provided a CF from analysing images from 45 patients knowing the injected activity. Once the PET/CT was calibrated, two dosimetry methodologies were compared on 12 patients. The first one was the routine procedure already introduced. The second one consisted on manual segmentation from the acquired images on the PET/CT workstation. Absorbed doses were calculated using the total counts within the segmented volume, the CF and Δ of 90Y. Moreover, self-developed software on Matlab was used to analyse the volumes of interest and obtain relative volume-dose histograms. Follow-up of the patients was performed based on CT after one and three/four months. **Results.** The CF based on punctual sources ranged from 1.24 (for 98.5 MBq) to 1.46 (for 7.4 GBq). The CF based on 45 patients data showed a mean value of 1.2 ± 0.2 ($k=1$). As a first approach, it was decided to keep the last value since it is considered to provide better activity recovery for patient distribution. The dosimetry results are presented in table 1. The difference on tumor volumetry between the physicians that segmented on each dosimetry method ranges from -41% to 71%. We found that the routine method estimated a ranged of absorbed doses to normal and tumoral tissue from 64 to 85 Gy and 135 to 310 Gy, respectively. The image-based method ranged between 41 Gy to 135 Gy and 94 Gy to 403 Gy for normal and tumoral tissue.

Table 1. Summary of absorbed doses and volumes of normal tissue and tumoral tissue of the 12 patients analysed

Patient	Routine method				PET/CT-based method				Follow up
	Normal tissue		Tumor		Normal tissue		Tumor		
	Volume (cm ³)	Absorbed dose (Gy)	Volume (cm ³)	Absorbed dose (Gy)	Volume (cm ³)	Absorbed dose (Gy)	Volume (cm ³)	Absorbed dose (Gy) (x10)	
1	82	69	71	173	81	41±8	106	16±3	Progression
2	610	69	111	302	829	53±9	127	24±4	Exitus
3	954	79	367	310	996	135±15	106	40±6	Progression
4	1123	76	144	207	---	---	---	---	Partial
5	1243	70	129	231	1252	74±14	151	29±3	Complete
6	912	64	30	198	842	67±12	24	19±4	Complete+Transplant
7	969	68	186	168	974	83±15	172	9.4±1.4	Partial*
8	415	70	169	330	357	89±16	165	30±5	Complete
9	399	67	241	228	397	48±9	245	16±3	Partial
10	226	65	150	271	125	94±17	213	24±4	No-responder*
11	838	85	496	170	775	86±16	620	15±3	Partial*
12	783	71	242	135	873	81±15	250	18±3	Exitus

Figure 93:

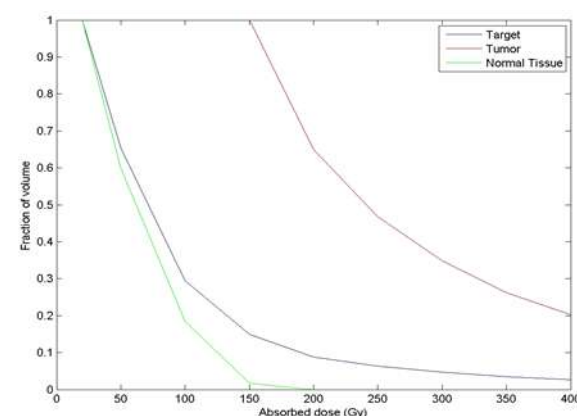


Figure 1. Dose-volume histogram of patient 5. Dose distribution within the target, tumor and normal tissue are shown.

Figure 94:

Conclusion. A simple dosimetry methodology based on post-treatment PET/CT images has been compared to the routine procedure for ⁹⁰Y radioembolization. Overestimation of normal tissue dose and underestimation of tumor dose could be a systematic consequence of the more extended method approximations. A proper calibration of PET/CT and a clear protocol of liver tumor segmentation are necessary to reduce uncertainties of image-based dosimetry.

Orales: Investigadores noveles / 368

Indicadores de dosis en Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT).

Autores: Jose María Chimenó Hernández¹ ; Francisco Blázquez Molina²

Co-autores: Juan Manuel Campayo Esteban ³ ; Juan Ignacio Villaescusa Blanca ⁴ ; Pilar Gras Miralles ⁴ ; Beatriz Ricós Viñas ⁵

¹ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

² HUiP La Fé

³ Hospital Universitario y Politécnico La Fé

⁴ Hospital Universitario y Politecnico La Fé

⁵ UPV (Máster Protección Radiológica)

Corresponding Author: fblazquezm@gmail.com

1. Introducción.

La Tomografía Computarizada de Haz Cónico (CBCT) es una modalidad de imagen en auge que se caracteriza principalmente por anchuras de haz capaces de cubrir volúmenes anatómicos de varios centímetros. Por este motivo, el uso de la definición clásica de $CTDI_w$ como indicador de dosis queda en entredicho para este tipo de adquisiciones. Se hace necesario establecer una nueva magnitud representativa del riesgo radiológico. El objetivo de este estudio es hacer una revisión de los indicadores de dosis recomendados por instituciones internacionales. Se comparan estos indicadores con el $CTDI_w$ calculado según el modelo clásico, usado por el fabricante.

2. Material y métodos.

Se evalúan diferentes índices dosimétricos para el equipo iCAT-17-19 (Imaging Sciences International). Todas las adquisiciones se realizan con 120kV y 18.5mAs. Se analizan tres anchuras de haz diferentes: 4cm, 8cm y 13cm. Se obtiene el $CTDI_w$ con una cámara de ionización tipo lápiz (10X5-3CT,RADCAL) de 10cm de longitud en un maniquí cilíndrico de PMMA de 16cm. Además, se realiza la corrección para haces anchos propuesta por la IAEA(2011). Esta guía recomienda medir con posiciones sucesivas de la cámara de ionización para anchuras de haz superiores a 6cm. Tal como sugieren AAPM e ICRU (report 87), se mide la dosis puntual en el centro del haz ($f(0)$). Para ello se emplean las cámaras Farmer y DoseProfiler (RTI). Dada la criticidad en las medidas puntuales, se realiza una comprobación de la distribución de dosis a la entrada del detector de imagen mediante placas de radiología computarizada (CR).

3. Resultados.

La Fig.1 muestra un resumen de los resultados obtenidos. El $CTDI_{w,fabricante}$ hace referencia al valor de $CTDI_w$ proporcionado por el fabricante para las anchuras de haz empleadas. $CTDI_{w,IAEA}$ indica el valor de $CTDI_w$ corregido según recomendaciones de la IAEA. La Fig.2 muestra la distribución de dosis en detector de imagen para un haz de 16x8 cm². Se comprueba el efecto del filtro aplanador que proporciona una dosis aproximadamente homogénea en el área irradiada.

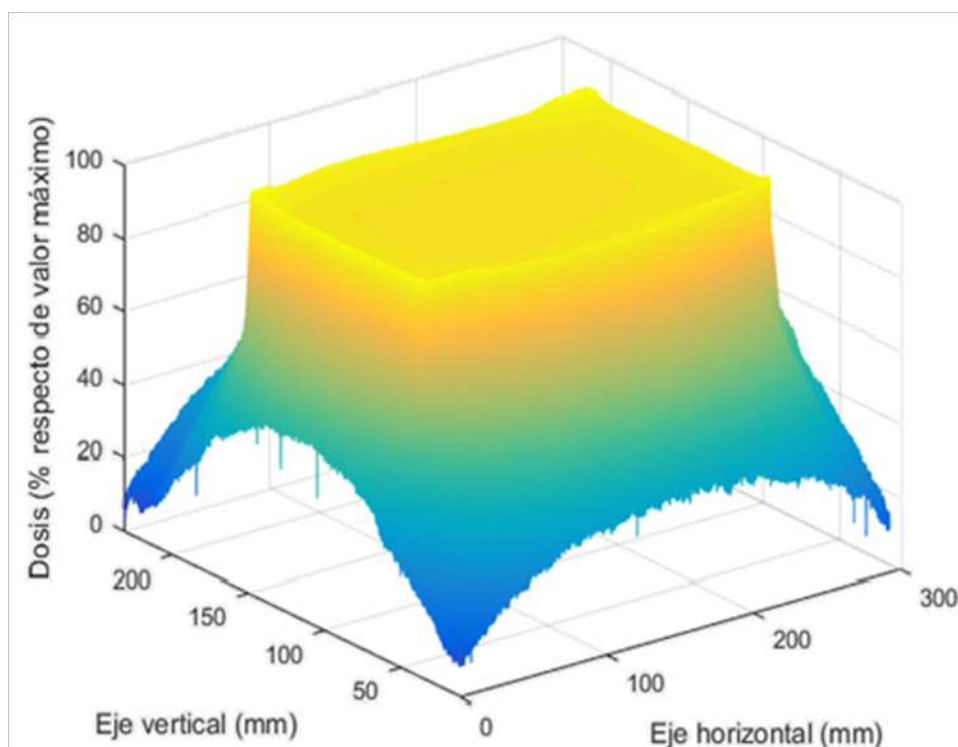


Figure 95: Distribución de dosis en el detector de imagen adquirida con placa CR para haz de $16 \times 8 \text{ cm}^2$.

Anchura del haz (cm)	C. lápiz RADCAL			C. Farmer	Dose Profiler RTI
	$CTDI_w$ fabricante (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	$CTDI_w$ IAEA (mGy)	$f(0)$ (mGy)	$f(0)$ (mGy)
4	3,2	2,1	2,1	---	---
8	2,5	1,9	2,1	1,8	1,8
13	2,0	1,5	2,1	2,0	1,9

Figure 96: Resultados obtenidos para tres anchuras de haz.

4. Discusión.

No es posible hacer una comparación directa entre el $CTDI_w$ obtenido experimentalmente y el proporcionado por el fabricante, debido a que las características de cada tubo varían ligeramente para equipos del mismo modelo. Igualmente, no se puede comparar con el proporcionado por el equipo, puesto que no muestra ningún indicador de dosis. El valor de $CTDI_w$ disminuye con la anchura del haz, hecho que deja patente la pérdida de información producida al medir permanentemente con una cámara de 10cm. Por otro lado, la compensación propuesta por la IAEA consigue un valor estable de $CTDI_w$ con la anchura del haz, como era de esperar. El procedimiento de medida, sin embargo, se muestra poco operativo para el equipo estudiado. Por el contrario, las medidas puntuales en el centro del haz se muestran como un posible indicador de dosis representativo y sencillo de medir.

Estimación de la dosis ocupacional en cristalino en Radiología Intervencionista

Autor: Ana Morcillo García¹

Co-autores: Luis Alejo Luque¹; José Bayón¹; Alba Obesso de Diego¹; Carlos Huerga Cabrerizo; Eva Corredoira Silva¹

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: anabmorga@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Ante la disminución del límite de dosis en cristalino en trabajadores expuestos, de 150 mSv/año a 20 mSv/año, recogido en la Directiva 2013/59 Euratom, varios estudios sugieren que la dosis anual en cristalino podría ser el factor limitante en la práctica clínica (Lie et al., 2008; Seals et al., 2016). Resulta por ello necesario encontrar la mejor forma de estimar dicha dosis. En el presente estudio se analiza la correlación entre la dosis en cristalino y la dosis medida a la altura del tiroides y del tórax en procedimientos intervencionistas no cardíacos, así como su correlación con la dosis a pacientes (producto dosis-área, PDA).

MATERIAL Y MÉTODOS

Durante un año de trabajo en sala, la dosis en cristalino se ha estimado mensualmente a partir de 6 dosímetros de fotoluminiscencia ópticamente estimulada (OSL, por sus siglas en inglés) nanoDot (Landauer, Inc.), calibrados en $H_p(0.07)$ y colocados sobre las gafas plomadas. La dosis $H_p(10)$ en tiroides, medida sobre el protector plomado, se ha estimado mediante un dosímetro OSL InLight de cuerpo completo. Además, se ha utilizado un dosímetro de estado sólido de lectura directa para estimar la dosis $H_p(10)$ en el tórax, sobre el delantal plomado. Por último, el PDA de cada intervención se ha registrado en una base de datos junto con el nombre del médico que actúa en primera posición.

RESULTADOS

En la Figura 1 se incluye el número de intervenciones realizadas por cada radiólogo, la dosis en cristalino por procedimiento y la dosis en cristalino normalizada al PDA, además de la dosis anual acumulada entre enero y diciembre 2017. Todos los casos se refieren a la dosis en cristalino del ojo izquierdo, que es el más desfavorable. En la Figura 2 se muestran las correlaciones entre las dosis estimadas en cristalino y las obtenidas con los dosímetros de tiroides y solapa, incluyendo también los valores de las pendientes de las rectas de regresión, así como la correlación con el PDA.

	Número de intervenciones	Dosis anual cristalino (mSv)	Dosis cristalino por procedimiento (mSv)	Dosis cristalino / PDA ($\mu\text{Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-2}$)
Radiólogo1	418	61±2	0.147±0.005	1.53±0.05
Radiólogo2	368	26±2	0.069±0.004	1.14±0.07
Radiólogo3	314	21.1±0.7	0.067±0.002	1.24±0.04

Figure 97: Estimación de la dosis en cristalino del ojo izquierdo (k=2).

	Solapa		Tiroides		PDA	
	Pendiente	r	Pendiente	r	Pendiente ($\mu\text{Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-2}$)	r
Radiólogo1	0.7±0.2	0.93	0.65±0.08	0.98	1.4±0.4	0.91
Radiólogo2	1.1±0.3	0.92	0.94±0.14	0.97	0.9±0.3	0.89
Radiólogo3	0.63±0.12	0.95	0.61±0.09	0.97	1.0±0.4	0.85

Figure 98: Análisis de las correlaciones obtenidas con la dosis en cristalino.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Es muy probable que se supere el límite anual de dosis en cristalino en procedimientos de Radiología Intervencionistas si no se emplean gafas plomadas. Por lo tanto, es indispensable monitorizar la dosis en cristalino para garantizar el cumplimiento de los límites establecidos. Tanto el uso de un dosímetro de solapa como de tiroides permite una adecuada estimación del equivalente personal de dosis en cristalino, siendo más favorable este último. El valor del PDA, conocido y fácilmente registrable, también puede ser un buen estimador de la dosis en el cristalino. Sin embargo, a pesar de los elevados coeficientes de correlación, parece difícil establecer un factor común para todos los facultativos que permita estimar la dosis en cristalino a partir de las medidas en tiroides y solapa, debido a la gran variabilidad observada en las pendientes.

Simposio: La comunicación de los riesgos y beneficios de las radiaciones a la sociedad / 798

Simposio: La comunicación de los riesgos y beneficios de las radiaciones a la sociedad

Autores: Alejandro Nader¹ ; Maria del Rosario Perez Gonzalez²

¹ OIEA

² Organización Mundial de la Salud

Corresponding Author: alejandro.nader@miem.gub.uy

La utilización de la radiación ionizante con fines diagnósticos y terapéuticos se ha incrementado sustancialmente durante las últimas dos décadas. El valor clínico del uso de la radiación en la asistencia sanitaria es incuestionable: puede salvar vidas. Sin embargo, el uso inadecuado o no calificado de tales tecnologías puede resultar en exposiciones innecesarias que pueden aumentar el riesgo y no proporcionar un beneficio adicional. Los pacientes y las familias deben ser parte de las discusiones sobre los riesgos y beneficios de la radiación para que puedan comprender la información y utilizarla para tomar decisiones informadas. Si no están debidamente informados, pueden tomar decisiones que no sean beneficiosas y que incluso podrían ser perjudiciales (por ejemplo, rechazar un procedimiento necesario o exigir otro que no esté justificado). Los proveedores de atención médica que solicitan y / o realizan procedimientos médicos radiológicos tienen la responsabilidad compartida de comunicar los riesgos de la radiación a los pacientes y sus familias. El proceso de toma de decisiones informado en la atención médica incluye el consentimiento (explícito o implícito), que debe ser el resultado de una conversación continua e interactiva con el paciente y su familia. La información adecuada puede ayudarles a comprender la naturaleza del examen y su importancia para su atención médica. La estrategia de comunicación debe tener en cuenta la edad del paciente, el nivel de alfabetización, el idioma nativo, la fluidez del idioma y los aspectos culturales, entre otros. Aunque en situaciones de emergencia es posible que no haya tiempo para obtener consentimiento (por ejemplo, la necesidad inmediata de realizar procedimientos para salvar vidas), la información debe proporcionarse de forma retrospectiva. El modelo de servicios de salud integrados y centrados en las personas se aleja del modelo diseñado en torno a enfermedades e instituciones, representando un cambio fundamental en la forma en que estos servicios son concebidos, financiados, administrados y prestados. Este modelo adopta las perspectivas de las personas como participantes y beneficiarios

de sistemas de salud confiables que se organizan en torno a sus necesidades integrales, en los que la atención se brinda en una relación igual y recíproca entre los profesionales, los pacientes, sus familias y las comunidades a las que pertenecen: en este marco el diálogo riesgo-beneficio adquiere particular relevancia. Basándose en los mensajes claves proporcionados en la publicación de la OMS “Comunicando los riesgos de la radiación en radiodiagnóstico pediátrico”, esta presentación analiza la importancia de un diálogo efectivo y equilibrado sobre los beneficios y riesgos de la radiación en medicina, en el contexto de la atención centralizada en las personas, para permitir una toma de decisiones informada, a efectos de lograr el mayor beneficio posible con el menor riesgo.

Simposio: Re-evaluación de márgenes en la era de la IGRT / 814

Re-evaluación de los márgenes en la era de la IGRT

Autor: Lamberto Widesott¹

¹ *Universidad de Roma*

Corresponding Author: lamberto.widesott@apss.tn.it

Mesa Redonda: Protección Radiológica del Medioambiente / 793

Protección Radiológica del Medioambiente

Autores: Almudena Real Gallego¹ ; Francisco Yague Alvarez² ; Juan Carlos Mora Cañadas¹

¹ *CIEMAT*

² *Centrales Nucleares Almaraz-Trillo A.I.E.*

Corresponding Authors: almudena.real@ciemat.es, fya@cna.es, jc.mora@ciemat.es

El desarrollo de una aproximación para la protección radiológica del medioambiente puede considerarse un esfuerzo considerable, e incluso innecesario, si se tiene en cuenta que las descargas reales al medioambiente de las operaciones rutinarias de las centrales nucleares son bajas y existe el compromiso de reducirlas aún más. Sin embargo, las descargas rutinarias nunca serán cero y, en todo caso, también es necesario tener en cuenta posibles accidentes, emergencias y otros eventos imprevistos, así como el hecho de que existen zonas en todo el mundo que ya están contaminadas en diverso grado.

A nivel internacional y de forma generalizada se acepta que es necesario poder demostrar de manera explícita, independiente y transparente que el medioambiente está adecuadamente protegido frente a los posibles efectos perjudiciales de las radiaciones ionizantes. Las organizaciones internacionales y europeas coinciden en la necesidad de que el esfuerzo y los recursos a utilizar en la protección del medioambiente sean proporcionales al riesgo real existente para la biota. Para poder optimizar los recursos a emplear en la protección radiológica del medioambiente, es necesario disponer de aproximaciones y herramientas adecuadas para evaluar el potencial impacto de las radiaciones ionizantes en la biota.

En esta mesa redonda, se presentarán las aproximaciones desarrolladas por diferentes organizaciones internacionales (ICRP, OIEA) y europeas (Directiva 2013/59/EURATOM) para la protección radiológica del medioambiente, así como las herramientas disponibles para evaluar y poner en contexto los riesgos para la biota derivados de la exposición a radiaciones ionizantes. Se discutirá la integración de las aproximaciones seguidas para la protección del medioambiente y de las personas, dentro del sistema de protección radiológica de la ICRP.

Además, se describirá el programa de seguimiento medio ambiental que se lleva a cabo en las centrales nucleares españolas (en concreto en las de Almaraz y Trillo), incidiendo especialmente en los aspectos de importante interés en la operación de dichas centrales.

Orales: Investigadores noveles / 444

Transferencia de Cs y Sr a alimentos en ecosistemas mediterráneos

Autores: Francisco Manuel Gómez Polo¹ ; Francisco Javier Guillén Gerada¹ ; Antonio Salvador Baeza Espasa¹

¹ *Universidad de Extremadura*

Corresponding Author: fgomezpo@alumnos.unex.es

El conocimiento preciso de la transferencia de radionucleidos en la cadena trófica, es un elemento esencial para la gestión de distintas fases de una emergencia nuclear. Por ello, el uso de los denominados coeficientes de transferencia, es una de las piezas clave del mismo, ya que se utilizan habitualmente en modelos predictivos. Sin embargo, los valores actualmente existentes presentan una enorme variabilidad, llegando a ser de cuatro o cinco órdenes de magnitud para un radionucleido y clima dados (IAEA TRS472). Además, la mayoría de las referencias de los coeficientes de transferencia se han obtenido en climas templados, siendo muy pocos los que hacen referencia a climas mediterráneos, lo que supone un claro sesgo geográfico. Los ecosistemas mediterráneos presentan una marcada variación estacional entre veranos e inviernos habitualmente secos y primaveras y otoños más húmedos, lo que afecta a la disponibilidad de nutrientes y, por lo tanto, de radionucleidos. En el presente trabajo, se hace un análisis crítico de los escasos datos de coeficientes de transferencia existentes para radiocesio y radioestroncio en ecosistemas mediterráneos, así como de las dificultades existentes para la determinación de los mismos actualmente en España, debido a las bajas concentraciones radioactivas existentes en sus ecosistemas. El uso de los elementos estables permite estimar el valor de dichos coeficientes de transferencia, partiendo del hecho de que los isótopos radiactivos se comportan igual que los no radiactivos para un mismo elemento o muy similar que otros elementos de la misma columna del sistema periódico. Dentro del proyecto CONFIDENCE, se está confeccionando una base de datos de parámetros de transferencia para alimentos característicos del consumo humano en la identificada como dieta mediterránea, presentándose en esta ponencia resultados preliminares de los mismos.

Agradecimientos: el desarrollo de este trabajo ha sido financiado por el EURATOM CONCERT-Europen Joint Programme, bajo el proyecto CONFIDENCE, y por el Ministerio de Economía, Industria y Competitividad mediante las Acciones de Programación Conjunta Internacional, mediante el proyecto PCIN-2017-019.

Orales: Investigadores noveles / 526

Estudio de la respuesta de la cámara PTW SourceCheck 4Pi para fuentes de baja energía mediante simulación Monte Carlo

Autores: Joaquín Montes¹ ; Damián Guirado¹ ; Antonio M. Lallena²

¹ *1. Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio, Granada.*

² *2. Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada.*

Corresponding Author: jmonfergr5@gmail.com

Introducción

Las cámaras de ionización de tipo pozo son comúnmente usadas para realizar el control de calidad de las fuentes radiactivas de fotones de baja energía (<50 keV) que, en forma de semillas, se emplean en algunas técnicas de braquiterapia.

Varios estudios exponen que dichos detectores muestran para estas energías una dependencia adicional con la densidad del aire, una vez han sido corregidas las medidas por el factor usual de presión-temperatura.

En el presente trabajo se estudia la naturaleza de esta dependencia mediante simulación Monte Carlo,

usando el código PENELOPE, para la cámara de ionización de tipo pozo SourceCheck4Pi (PTW) y semillas de ^{125}I .

Material y Métodos

Las simulaciones fueron realizadas usando el código PENELOPE 2016. Los detalles sobre el diseño y los materiales de la cámara SourceCheck4Pi fueron cedidos por PTW.

Se construyeron tres geometrías. En todas ellas la cámara se introdujo de manera detallada. Los aspectos relacionados con la fuente se trataron de manera distinta: en la primera geometría se utilizó una fuente puntual de ^{125}I en el centro de la cámara; en la segunda se implementó la geometría detallada de una fuente SelectSeed (Isotron) de ^{125}I que se situó en el mismo punto, y, en la tercera, se añadió el alojamiento de PMMA utilizado para esa fuente.

Para todas las geometrías descritas se realizaron simulaciones tanto para el espectro completo de la fuente, como para una única energía igual a la energía media del ^{125}I (28.4 keV).

En todos los casos se realizaron simulaciones con densidades relativas del aire entre 0.6 y 1, respecto de la densidad del aire en condiciones normales de presión y temperatura, ρ_o .

De acuerdo con 1 las medidas de las cámaras, M_{raw} , que en las simulaciones equivalen al depósito de energía en el volumen sensible, pueden corregirse como sigue:

$$M_{corr} = g_o(\rho)g_1(\rho)M_{raw} \quad (1)$$

donde $g_o(\rho)$ es el factor usual de corrección por presión-temperatura para una densidad del aire ρ y $g_1(\rho)$ el factor adicional que corrige la dependencia residual dado por:

$$g_1(\rho) = [A(\frac{\rho}{\rho_o} - 1) + 1]^{-1} \quad (2)$$

donde A es una constante.

Resultados

En la figura 1 se representan los resultados de las simulaciones una vez corregidos por el factor de presión-temperatura usual, $g_o(\rho)$, y normalizados respecto del depósito de energía que correspondería a la densidad del aire en condiciones usuales, M_0 , frente a la variación de la densidad relativa del aire. En la tabla 1 se muestran los valores de A que se obtienen al ajustar (2) a los resultados de las simulaciones.

Fuente puntual		Fuente detallada		Fuente detallada y alojamiento		Ref. [1]
Energía media	Espectro completo	Energía media	Espectro completo	Energía media	Espectro completo	
-0.42 ± 0.01	-0.45 ± 0.02	-0.47 ± 0.03	-0.47 ± 0.03	-0.45 ± 0.03	-0.47 ± 0.03	-0.476 ± 0.003
$R^2=0.9977$	$R^2=0.9966$	$R^2=0.9915$	$R^2=0.9915$	$R^2=0.9888$	$R^2=0.9915$	

Tabla 1. Valor de A obtenido del ajuste de (2) a los resultados de las simulaciones y resultados experimentales de [1]. Las incertidumbres corresponden a k=1.

Figure 99:

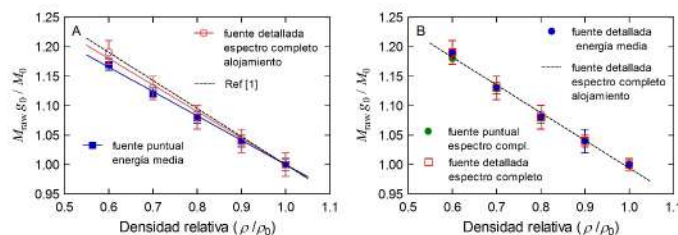


Figura 1. Resultados de las simulaciones corregidos como se indica en el texto. En (A) para la fuente puntual con emisión de un fotón de energía igual a la energía media, y la fuente detallada con emisión del espectro completo del ^{125}I en el seno de su alojamiento; y en (B) para el resto de casos. También se representan los resultados de [1]. Las incertidumbres corresponden a k=1.

Figure 100:

Salvo para el caso de una fuente puntual que emite fotones de energía igual a la energía media del ^{125}I , no existen diferencias significativas entre los resultados. También se observa coincidencia entre los resultados de las simulaciones y los experimentales.

Conclusiones

Para la cámara de ionización SourceCheck4Pi cuando se emplea con fuentes de ^{125}I , y mediante simulación Monte Carlo, se ha obtenido una dependencia residual lineal con la densidad del aire compatible con la obtenida experimentalmente en 1.

Referencias

1 Torres del Río et al. Phys Med 2017;38:93-97.

Orales: Investigadores noveles / 620

PROSPET: Diseño y primeras pruebas de un PET específico para el cáncer de próstata

Autores: Gabriel Cañizares Ledo¹ ; Andrea González-Montoro² ; Marta Freire² ; Efthymios Lamprou² ; Luis Fernando Vidal² ; Liczandro Hernandez² ; Laura Moliner² ; Amadeo Iborra³ ; Filomeno Sánchez² ; José María Benlloch Baviera² ; Antonio Javier González² ; Irene Torres⁴ ; Pablo Sopena⁴ ; Pilar Bello⁴ ; Francisco Boronat⁴ ; César David Vera⁴

¹ Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular

² Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular

³ Laboratory of Medical Information Processing

⁴ Hospital Universitario La Fe

Corresponding Author: gacale@i3m.upv.es

Introducción

El Cáncer de Próstata es la neoplasia más frecuente en varones. El PET (Tomografía por Emisión de Positrones) es una técnica de imagen molecular que podría usarse regularmente para el seguimiento de este tipo de patología. La técnica PET proporciona una imagen funcional de la lesión en lugar de información anatómica como en el caso de la Resonancia Magnética, el TAC o los Ultrasonidos. Nosotros proponemos un dispositivo PET específico dedicado a la exploración de la próstata, el cual hemos llamado PROSPET 1. Dada su geometría mejorará tanto la sensibilidad (permitiendo reducir la dosis de radiotrazador al paciente y permitiendo realizar un seguimiento activo) como la resolución espacial en comparación con los dispositivos PET de cuerpo completo utilizados actualmente. El diseño además pretende ser compatible con equipos de biopsia para realizar su guiado.

Materiales y Métodos

Después de varias iteraciones en un diseño inicial basado en dos paneles, debido a la ausencia de información temporal inferior a 2 ns, el prototipo actual consiste en un anillo de 24 detectores con un diámetro interior de 41 cm y 5 cm de longitud axial. Varias posiciones axiales son posibles para aumentar el campo en esa dirección. Cada detector está formado por un cristal centellador LYSO continuo (50x50x15 mm³) acoplado a una matriz de 12x12 fotomultiplicadores de Silicio. Las caras laterales del cristal centellador están pintadas de negro mientras que la cara de entrada incluye un material retroreflector (RR). Las reconstrucciones se han realizado con algoritmos iterativos (OSEM) utilizando 3 iteraciones y 2 subsets, con un tamaño de voxel de 1 mm³.

Resultados

La resolución espacial y energética de los bloques detectores es de 1.9 mm y 12.7%, respectivamente. Hemos realizado medidas con un maniquí que consiste en un cilindro rellenable (113 mm de alto y 139 mm de diámetro) con 6 cilindros (insertos) interiores de 20, 15, 12, 9, 6 y 4.5 mm de diámetro. Para un contraste de actividades de 10:1 (insertos:fondo), se resuelven bien los insertos 2. También se ha adquirido y reconstruido una matriz de 9x9 fuentes de ^{22}Na en el centro del campo de visión, identificando todas las fuentes.

Discusión

A pesar de haber obtenido buenas imágenes tanto para el maniquí de alto contraste como para la matriz de 9x9 fuentes, se han experimentado dificultades en la identificación de lesiones de próstata en los primeros pacientes escaneados dado que las imágenes PET obtenidas carecen de corrección de atenuación. Actualmente estamos trabajando en esta corrección y se obtendrán de nuevo las imágenes de pacientes.

Conclusiones

Mediante el uso de cristales centelladores continuos podemos obtener con buena precisión las coordenadas de interacción 3D del rayo gamma dentro del detector. Tras la primera evaluación de funcionamiento del equipo, el PROSPET presenta indicios de poder convertirse en una herramienta útil para la exploración de la próstata. Hemos obtenido buenas imágenes tanto para el maniquí de alto contraste como para la matriz de 9x9 fuentes. Pronto se obtendrán imágenes de pacientes.



Figure 101: Prototipo PROSPET

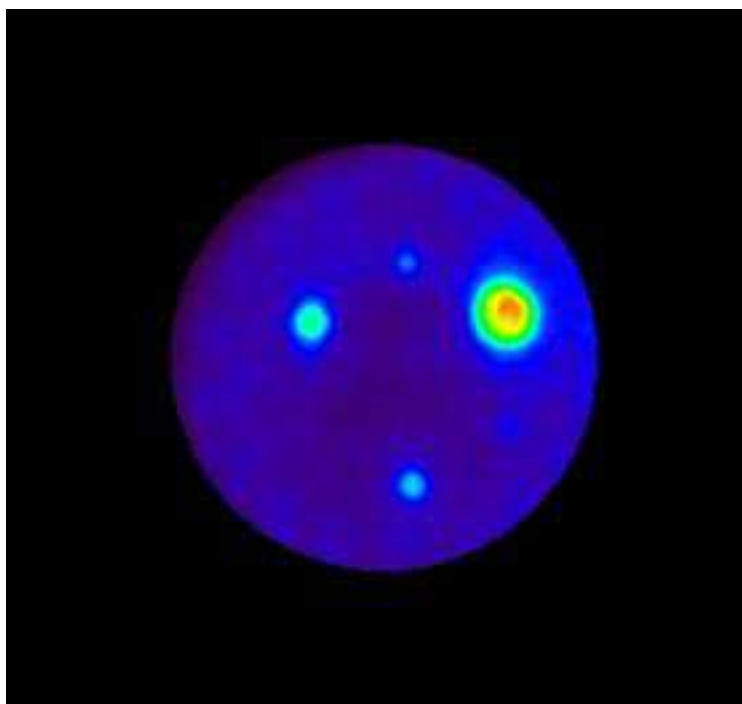


Figure 102: Reconstrucción Maniquí

Orales: Investigadores noveles / 730

Caracterización de la variación con la tasa de dosis absorbida de la respuesta del dispositivo ArcCHECK®

Autores: Miguel Jiménez-Melguizo¹ ; Joaquín Montes Fernández¹ ; Damián Guirado Llorente¹ ; Antonio M. Lallena Rojo²

¹ Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio, Granada.

² Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada.

Corresponding Author:

Introducción

El dispositivo ArcCHECK® (Sun Nuclear) es una matriz de detectores formada por 1386 diodos, diseñado para la verificación de tratamientos de IMRT y VMAT. EN su aceptación, se observó que su respuesta presentaba una variación con la tasa de dosis absorbida (tasa en adelante) mayor que la indicada por el fabricante ($\pm 1\%$ entre 50 y 1400 cGy/min). Esto puede ser relevante en la verificación de tratamientos con VMAT, en los que la tasa no es constante. En este trabajo se ha caracterizado esta dependencia y se ha implementado un método para corregir las dosis absorbidas medidas con este dispositivo antes de proceder a compararlas con las dosis absorbidas calculadas por el sistema de planificación de tratamientos.

Material y métodos

Para caracterizar la dependencia de su respuesta con la tasa, el dispositivo ArcCHECK® se irradió con haces de fotones de 6 y 15 MV producidos por un acelerador Elekta Infinity. Para ambas energías se empleó un haz estático con un tamaño de campo de 25cm x 25cm y tasas nominales entre 50 UM/min y 600 UM/min. Se seleccionaron los 189 diodos que recibieron al menos el 95% de la dosis recibida por el diodo que registró la máxima dosis absorbida. Las medidas de los diodos se corrigieron por la lectura de una cámara de ionización CC13 (Iba Dosimetry) que se situó en el interior del dispositivo ArcCHECK®.

Para cada diodo, la dosis absorbida, D_i , puede obtenerse a partir de la dosis absorbida medida, $D_{0,i}$, corrigiendo por un factor dependiente de la tasa con la que ha sido irradiado,

\begin{equation}

$$D_{\{i\}} = D_{\{0,i\}} \cdot f_{\{i\}}(R) = D_{\{0,i\}} \cdot \left(a_{\{i\}} - \frac{b_{\{i\}}}{\sqrt{R}} \right) \quad (1)$$

\end{equation}

donde a_i y b_i son constantes.

R puede conocerse a partir de las tasas nominales del acelerador y considerando que $f(R) = 1$ para tasas altas. De este modo, pueden obtenerse las funciones de corrección para cada uno de los detectores estudiados.

Una vez caracterizada la dependencia con la tasa de dosis absorbida y establecido el factor de corrección medio para el conjunto de diodos, se realizó la verificación de varios tratamientos reales con y sin la corrección por el efecto de la tasa.

Resultados

En la figura 1 se muestran los resultados del ajuste de la función de corrección $f(R)$ a la respuesta de los diodos. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k=1$. La dependencia media con la tasa es ligeramente mayor para 6 MV que para 15 MV y llega al 2.3% para tasas de 50 cGy/min, es decir, $f(R) = 0.977$.

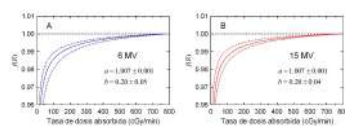


Figura 1. Dependencia de la respuesta del dispositivo ArcCHECK con la tasa de dosis absorbida para un haz de 6 MV (A) y un haz de 15 MV (B). El rango de variación de la respuesta de los 100 diodos considerados se indica mediante las líneas de trazo, mientras que la línea continua representa el ajuste medio del conjunto y corresponde con los parámetros de la ecuación (1) indicados en cada panel.

Figure 103: enter image description here

En las primeras pruebas con 5 tratamientos reales en los que se ha empleado el criterio gamma (2%/2mm), se obtiene una mejora en las comparaciones relativas para todos los casos de entre el 0.5% y el 1.5%.

Conclusiones

La dependencia con la tasa de dosis del sistema ArcCHECK® es mayor que la especificada por el fabricante. Los resultados preliminares de la aplicación de la corrección por tasa en la verificación de tratamientos producen una modesta mejora en los porcentajes de paso del test gamma que está por debajo del 1%.

Orales: Investigadores noveles / 410

Diseño de una aplicación para estimar la dosis equivalente en cristalino a partir de la dosimetría de delantal del Centro Nacional de Dosimetría

Autores: Alba Montaner-Aleman¹; Cristian Candela-Juan²; Jorge Vilar-Palop³; Juan Carlos Ruiz Rodríguez³; Juan José Rovira Escutia³; Irene Mas Muñoz³; María del Carmen Pujades Claumarchirant³; Juan Diego Palma Copete³; María Gracia Ochoa³; Diego Abad Mocholi³; Ángela Soriano Cruz³; Victoria Mestre de Juan³; Nieves Llorca-Domaica³; José Martínez Masmano³

¹ Fundación Instituto Valenciano de Oncología / Centro Nacional de Dosimetría

² Centro Nacional de Dosimetría (CND)

³ Centro Nacional de Dosimetría

Corresponding Author: alba.malemany@gmail.com

Introducción

Con la reducción del límite de dosis equivalente en el cristalino establecida por la Directiva 2013/59/EU-RATOM surgen nuevos desafíos con respecto al mayor control dosimétrico requerido de los trabajadores expuestos. La solución más precisa es el uso de un dosímetro de cristalino. No obstante, la estimación de la dosis en cristalino a partir de un dosímetro ubicado sobre el delantal plomado, a la altura del pecho o del protector tiroideo, es una práctica aceptada a nivel internacional (Br.J.Radiol. 84:639-648(2011)) y proporciona una solución más cómoda para los trabajadores expuestos.

El objetivo de este estudio fue diseñar una aplicación que nos permitiera realizar un control efectivo de la dosis equivalente en cristalino de trabajadores expuestos a partir de las lecturas de sus dosímetros de delantal del Centro Nacional de Dosimetría (CND) y proporcionar un nuevo informe dosimétrico. El segundo objetivo fue aplicarla a las lecturas dosimétricas de los trabajadores expuestos de aquellas instalaciones que son controladas por la Unidad Técnica de Protección Radiológica (UTPR) del CND.

Materiales y métodos

Se desarrolló una herramienta en Microsoft Excel que permite: cargar los resultados de los informes dosimétricos descargables de la página web del CND (seleccionando las lecturas de los dosímetros de delantal solamente); aplicarles los factores correctivos apropiados a cada usuario (factor geométrico, k_{geo} , y factor de atenuación en caso de uso de gafas plomadas, k_{gafas}); calcular la dosis acumulada anual y quinquenal en cristalino; y mostrar un nuevo historial dosimétrico con avisos visuales en caso de superar los niveles de referencia o límites de dosis. Los dos factores correctivos son individualizados, aunque se proporcionan tablas con valores de referencia.

Adicionalmente, se obtuvieron informes dosimétricos de trabajadores expuestos portadores de dosímetros de delantal del área de influencia de la UTPR del CND.

Resultados

La Figura 1 muestra una captura de pantalla de la versión actual de la aplicación, la cual se ha validado con un procesamiento manual de los datos para algunos casos particulares. Tras aplicarla con éxito a los trabajadores de las instalaciones controladas por la UTPR del CND, se han podido detectar algunos casos que requerían de una mayor protección al cristalino, contribuyendo, en parte, a que en ningún caso se superara el límite de dosis anual.

Discusión

Aunque el uso de un dosímetro específico para cristalino reduce la incertidumbre de la medida, un número significativo de profesionales lo consideran incómodo y prefieren usar otro método, como el dosímetro de delantal. La sistemática desarrollada en este estudio muestra cómo se puede realizar un mejor control de la dosis equivalente en cristalino a partir de lecturas de este tipo de dosímetros. La versión final de la aplicación, una vez validada completamente, podría estar disponible próximamente y de forma libre para su uso por cualquier servicio de protección radiológica.

Conclusión

Gracias a la aplicación diseñada, se dispone de una herramienta que permite de forma efectiva la estimación de la dosis equivalente en cristalino a partir de los informes dosimétricos del CND que incluyan lecturas de dosímetros de delantal.

Informe de dosis equivalente a cristalino a partir de la dosimetría de delantal										
Historia	Apellidos y nombre	Uso desde	Dosis asignada (mSv)		k_{geo}	k_{farms}	H_{delant} (mSv)	$H_{cristal}$ anual (mSv)	$H_{cristal}$ quinquenal (mSv)	Obs.
			$H_p(10)$	$H_p(0,07)$						
		jul-18	1,2	15,7	0,93	0,3	4,4	4,4	4,4	L-A
		sep-18	14,6	20,1	0,93	0,3	5,6	10,0	10,0	L-A
		jul-17	Fondo	Fondo	0,33	0,5	Fondo	Fondo	Fondo	L-I
		ago-18	0,1	0,1	0,33	0,5	0,0	0,0	0,0	L-I
		jul-18	Fondo	0,2	0,68	0,5	0,1	0,1	0,1	L-I
		ago-18	1,5	5,3	0,68	0,5	1,8	1,9	1,9	L-I
		sep-18	6,4	8,7	0,68	0,5	3,0	4,8	4,8	L-A
		jul-18	Fondo	Fondo	0,36	0,5	Fondo	Fondo	Fondo	L-I
		oct-18	Fondo	0,2	0,36	0,5	0,0	0,0	0,0	L-I
		jul-18	Fondo	0,5	0,60	0,3	0,1	0,1	0,1	L-I
		ago-18	12,2	107,0	0,68	1,0	72,8	72,8	72,8	L-S

Cargar informe

Figura 1 Captura de pantalla de la aplicación diseñada para calcular la dosis equivalente en cristalino a partir de las lecturas de los dosímetros de delantal del Centro Nacional de Dosimetría. Se han elegido lecturas ficticias para ilustrar el funcionamiento de la aplicación. Se utiliza el fondo amarillo para los casos en que se supera la fracción mensual de dosis y el rojo para los que se supera el límite anual o quinquenal.

Figure 104:

Grupos de trabajo de la SEFM / 808

Grupo de trabajo Evaluación y seguimiento del control de calidad en Medicina Nuclear

Corresponding Author: jaterron@gmail.com

Se presentarán las tareas encomendadas y se expondrán los progresos de los trabajos.

Simposio Técnicos / 773

Aprovechamiento de las imágenes obtenidas a través de tomografía por emisión de positrones (PET-TAC) para tratamientos de radioterapia

Autor: ALVARO CORRAL¹

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA

Corresponding Author: alvaro.corral@salud.madrid.org

Aprovechar las imágenes adquiridas en el PET-TAC, tanto para diagnóstico en medicina nuclear como para realizar el tratamiento de radioterapia con los distintos protocolos de actuación en las distintas patologías. Adaptación del PET-TAC para realizar una correcta simulación del tratamiento radioterápico, obteniendo imágenes con calidad suficiente para la delimitación del GTV, el contorno de los órganos críticos y realizar la planificación del tratamiento.

Grupos de trabajo de la SEFM / 809

Procedimientos recomendados de dosimetría de pacientes en tratamientos de hipertiroidismo con ¹³¹I. Grupo de trabajo de dosis tras la administración de radiofármacos de la SEFM.

Autor: Raquel Barquero Sanz¹

¹ *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

Corresponding Author: barquero.raquel@gmail.com

Se presentarán las tareas encomendadas y el informe publicado.

Grupos de trabajo de la SEFM / 810

Recomendaciones de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) sobre implementación y uso clínico de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT)

Autor: Pedro Fernández Letón¹

¹ *HM Hospitales*

Corresponding Author:

Se expondrán las tareas encomendadas y los resultados publicados en el informe.

Grupos de trabajo de la SEFM / 811

Grupo de trabajo Hipertermia Oncológica

Autor: Daniel Zucca Aparicio¹

¹ *Hospital Universitario HM Sanchinarro*

Corresponding Author: dzucca@hmhospitales.com

Informe de actividades

Periodo: 27/05/2017 – 27/5/2019

Motivo: Información para el plenario de grupos de en el congreso de la SEFM 2019.

ESTUDIOS

- Estudio de factibilidad de uso de hipertermia por acopamiento capacitivo en el Hospital Universitario Dr. Negrín (Las Palmas).

Estado: Terminado.

Detalles: 150 lesiones para múltiples localizaciones.

Resultado mayor: 138 tratamientos completados satisfactoriamente.

REUNIONES

- Simposio en SEOR 2017.

Objetivo: Presentación de resultados de proyectos activos hasta entonces . Discusión de la hipertermia en los sistemas de salud extranjeros (Prof. G.C. Van Rhooon, presidente de la Sociedad Europea de Hipertermia ESHO)

- Simposio en SEOR 2019.

Objetivo: Presentación de publicaciones 2017-2019. Interacción entre protones e hipertermia (Dr. Z. Vuyaskovic, Maryland Proton Treatment Center).

PRODUCCIÓN CIENTÍFICA

- Libro: Hipertermia oncológica, fundamentos y evidencia científica. ISBN: 978-84-09-05871-6. Todos los derechos cedidos a SEOR.

- Libro: Tratamiento de cáncer de mama con hipertermia local externa. ISBN: 978-84-09-05992-8. Todos los derechos cedidos a SEOR.

- Libro: Flujo de trabajo en tratamientos de hipertermia oncológica conformada profunda: Aspectos clínicos y físicos. ISBN: 978-84-09-06112-9. Todos los derechos cedidos a SEOR.
- Artículo: Locoregional hyperthermia of deep-seated tumors applied with capacitive and radiative systems: a simulation study. Revista: International Journal of Hyperthermia, 2018;34(6):714-730.
- Artículo: Hipertermia oncológica profunda conformada provocada por campos electromagnéticos no ionizantes. Revista: Física Médica, 2018;19(1):11-44
- Artículo: Feasibility of a deep hyperthermia and radiotherapy programme for advanced tumors: first Spanish experience. Revista: Clinical Translational Oncology, 2019;17:Avance de publicación.

OTROS RESULTADOS

- Informe de valoración positiva en varias situaciones clínicas por parte de la Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Andalucía (AETSA). (Enlace)

EVENTOS RELEVANTES PARA EL GRUPO

- Adjudicación para la compra e instalación de un equipo de hipertermia profunda conformada Alba 4D con sistema de planificación Alba HTPS en el Hospital Universitario Doctor Negrín (Las Palmas).

Grupos de trabajo de la SEFM / 812

Grupo de trabajo Pruebas de aceptación de equipos de diagnóstico por la imagen

Autor: Rosa Gilarranz Moreno¹

¹ H.U. 12 de Octubre

Corresponding Author: rosa.gilarranz@salud.madrid.org

Sesión Técnica BRAINLAB / 819

Planning efficiency of elemets software, a dedicated stereotactic planning system for brain and spine

Autor: Thierry Gevaer¹

¹ Universitair Ziekenhuis Brussel

Corresponding Author: zoraida@cevents.es

Sesión Técnica BRAINLAB / 820

Exactrac Dynamic – A new solution combining SGRT and internal anatomy tracking for a broad range of indications

Autor: Luisa Schützenmeister¹

¹ Brainlab

Corresponding Author: josefina@cevents.es

Simposio Técnicos / 774**Radioterapia adaptativa****Autores:** Leonor Zazo García¹ ; María del Carmen Castellet García²¹ *Hospital Universitario La Fe*² *Consortio Hospitalario Provincial de Castellón***Corresponding Authors:** neskale70@gmail.com, carmina.castellet@gmail.com

La planificación de un tratamiento con Radioterapia Externa se contornea sobre un TAC-Simulación inicial que se le realiza al paciente. En este, se simula el posicionamiento que garantiza la reproducibilidad diaria del tratamiento en la Unidad. El oncólogo radioterápico contornea sobre este tac los órganos de riesgo y el tumor a tratar con un margen (PTV). Pero durante el tratamiento pueden aparecer diferencias anatómicas o morfológicas en el paciente. Estas variaciones pueden deberse tanto a la disminución del tumor, como a la pérdida de peso por las diferentes variaciones fisiológicas producidas por el tratamiento. Estos cambios anatómicos producen un cambio dosimétrico que difiere al prescrito en el plan terapéutico. Para poder cuantificar la dosis planificada inicial con la real es necesaria una herramienta que permita evaluar y calcular la dosis real que recibe el paciente. Para ello, se realiza un registro deformable entre la imagen obtenida y la planificada. En ella se descargan las isodosis sobre los mismos puntos anatómicos.

Mesa Redonda: La protección radiológica ante los retos de la transposición de la Directiva 2013/59 / 794**Transposición de la Directiva Europea 59/2013****Autores:** Javier Zarzuela¹ ; Juan Carlos Mora Cañadas² ; María Teresa Macías Domínguez³ ; M^a Luisa España López⁴ ; Ángel Féliz⁵¹ *CSN*² *CIEMAT*³ *Instituto Investigaciones Biomédicas CSIC-UAM*⁴ *H.U.La Princesa*⁵ *NUCLENOR***Corresponding Authors:** fjzj@csn.es, jc.mora@ciemat.es, mtmacias@iib.uam.es, marialuisa.espana@salud.madrid.org, angelf.justes@nuclenor.es

La SEPR está trabajando como agente colaborador en el proceso de transposición de la Directiva 2013/59/EURATOM. En esta Mesa Redonda se presentarán las actividades relativas a la transposición de la Directiva en las que ha participado la Sociedad y se expondrá el desarrollo de la protección radiológica ante los retos derivados de la transposición en diferentes sectores profesionales involucrados. Se mantendrá un coloquio abierto entre los asistentes para intercambiar opiniones, exponer inquietudes, revisar aquellos aspectos transversales de interés común para todos los profesionales implicados y concluir con propuestas de actuación en esta materia.

Orales: Radiaciones naturales y Remediación de áreas contaminadas. / 596**Dosis ocupacionales por Radón en planta de tratamiento de residuos NORM procedentes de la industria de Oil & Gas en Emiratos Árabes Unidos**

Autores: TOMAS RECIO MIRANDA¹ ; Ines De Miguel Martinez¹

¹ *TECNATOM*

Corresponding Author: tarecio@tecnatom.es

Introducción

Las dosis a trabajadores por gas radón son habitualmente tratadas como situaciones de exposición existente. Las concentraciones máximas de referencia no son de aplicación cuando se trata de exposiciones planificadas.

Este es el caso de la planta de tratamiento de residuos NORM licenciada para el tratamiento de residuos procedentes de la industria de Oil&Gas de Emiratos Árabes Unidos. Esta planta ha sido diseñada para procesar >200 m³/año de lodos con Ra-226 en concentraciones promedio de 190 Bq/m³.

El gas radón liberado podría alcanzar niveles elevados de concentración si no se dimensiona adecuadamente el sistema de ventilación.

Esta ponencia presenta la metodología y análisis realizado para determinar los requisitos de ventilación y estimar las dosis operacionales por radón.

Material y Métodos

Para el proceso de análisis se ha utilizado ANSYS-CFX®, como software de CFD, y Maple® como software de cálculo. La metodología de cálculo se apoya en el documento de la IAEA Technical Report 474.

Resultados

Realizando estimaciones conservadoras y cálculos simplificados, se demuestra que el trabajador más expuesto recibirá una dosis por Rn-222 de 1,37 mSv/año.

Sustituyendo los cálculos simplificados por una simulación mediante software CFD, se demuestra que la exposición será <0,2 mSv/año.

Discusión

Para dimensionar el sistema de ventilación teniendo en cuenta el impacto radiológico por radón, se realiza el siguiente proceso:

1. Cuantificación de la tasa de exhalación de radón desde los diferentes puntos en el interior de la planta de procesado.
2. Determinación de la renovación de aire necesaria en cada zona de la planta para obtener una concentración máxima de 400 Bq/m³.
3. Comparación de los caudales de renovación obtenidos frente a los caudales necesarios para cumplir con otros condicionantes no radiológicos (temperatura, áreas ATEX, etc.) y determinación de las concentraciones finales de radón estimadas en cada zona (entre 50 y 400 Bq/m³).
4. Análisis de las dosis derivadas de estas concentraciones para diferentes tiempos de exposición (Figura 1).
5. Análisis de los tiempos de exposición para cada tipo de trabajador. Obteniéndose dosis por radón de hasta 1.37 mSv/año.
6. Análisis de los beneficios y costes derivados de incrementar los caudales de renovación. Debido a las implicaciones económicas de sobredimensionar el sistema de ventilación, se decide realizar una simulación por CFD más precisa.
7. Realización de análisis CFD (Figura 2) para las tasas de exhalación calculadas (punto 1) y los caudales de ventilación obtenidos (punto 3). Obteniéndose dosis muy inferiores a las obtenidas mediante cálculos simplificados y conservadores (<0.2 mSv/año).

Conclusiones

Para tratar la exposición a radón de los trabajadores de una planta de tratamiento de residuos NORM, debe aplicarse el principio ALARA de optimización de las dosis recibidas. Un correcto análisis durante la fase de diseño es clave para garantizar dosis por radón optimizadas. Debe demostrarse que un incremento razonable en el dimensionamiento del sistema no producirá un ahorro significativo de dosis.

Rn-222 (Bq/m ³)	Annual Effective Committed Dose in mSv									
	Radon Exposure (hours / year)									
	2000	1800	1600	1400	1200	1000	800	600	400	200
50	0.38	0.34	0.30	0.26	0.23	0.19	0.15	0.11	0.08	0.04
100	0.75	0.68	0.60	0.53	0.45	0.38	0.30	0.23	0.15	0.08
150	1.13	1.02	0.90	0.79	0.68	0.57	0.45	0.34	0.23	0.11
200	1.51	1.36	1.21	1.06	0.90	0.75	0.60	0.45	0.30	0.15
250	1.89	1.70	1.51	1.32	1.13	0.94	0.75	0.57	0.38	0.19
300	2.26	2.04	1.81	1.58	1.36	1.13	0.90	0.68	0.45	0.23
350	2.64	2.38	2.11	1.85	1.58	1.32	1.06	0.79	0.53	0.26
400	3.02	2.71	2.41	2.11	1.81	1.51	1.21	0.90	0.60	0.30

Figure 105: enter image description here

Figura 1. Dosis estimadas para diferentes tiempos y concentraciones

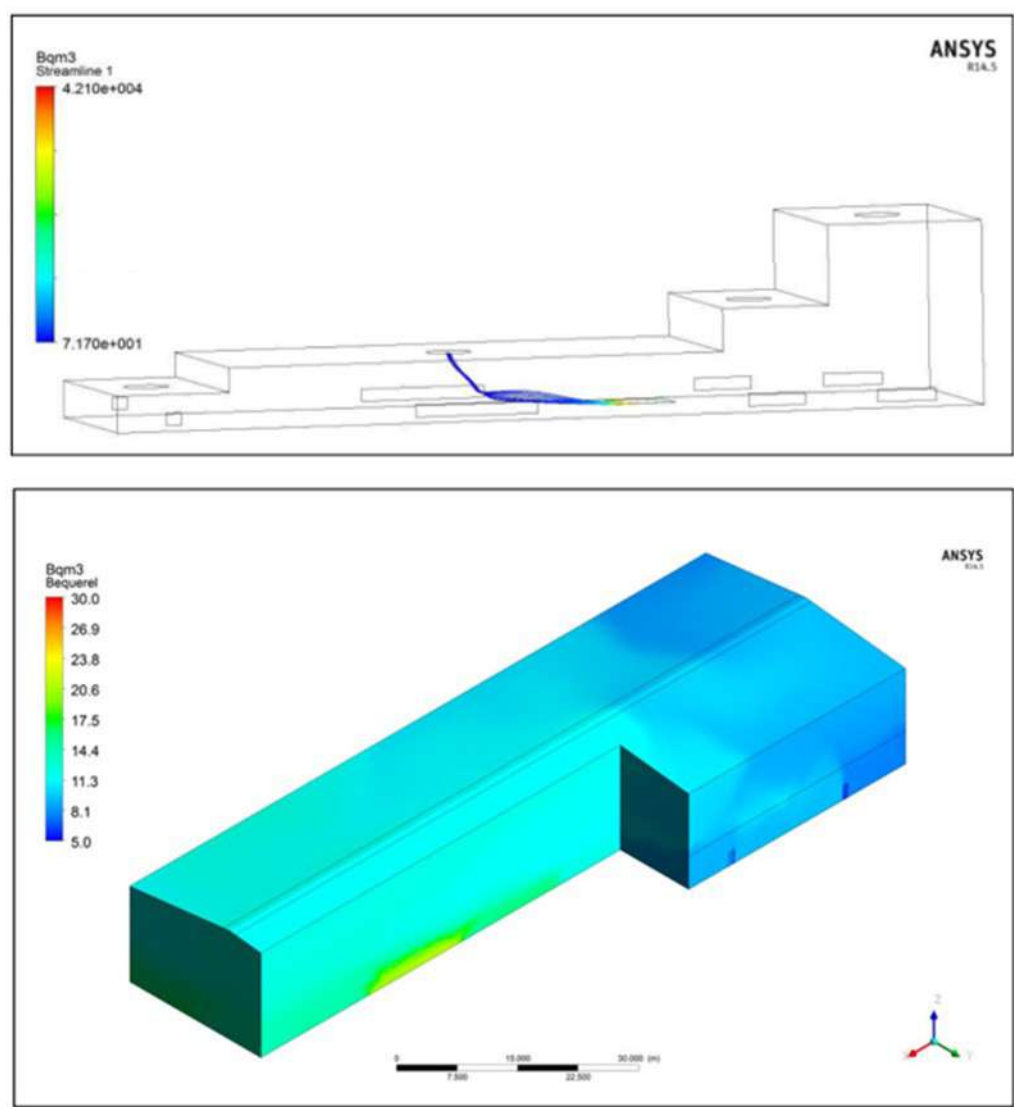


Figure 106: enter image description here

Figura 2. Análisis de concentraciones de radón por CFD

Orales: Radioterapia: Verificación de tratamientos / 69**Dosimetría portal de tránsito basada en un algoritmo de cono colapsado**

Autores: Jaime Martínez Ortega¹; María Pinto Mondedero²; Nuria Gómez González¹; Mónica Hernández Hernández³; María Ángeles Arroyo de la Cruz¹; Alfredo Montes Uruén¹; Patricia Sánchez Rubio¹; Ruth Rodríguez Romero¹; Juan Carlos Medrano González de Prado¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

Corresponding Author: jaime.martinez@salud.madrid.org

Introducción

La dosimetría portal de tránsito ha demostrado su capacidad de detectar errores que no son detectables con dosimetría pretratamiento, aun con incertidumbres mayores.

Los EPID (dispositivos electrónicos de imagen portal) están basados en un panel de silicio amorfo, el cual presenta una gran dependencia energética.

En este trabajo se presenta un sistema de dosimetría portal de tránsito basado en el algoritmo de cono colapsado de Pinnacle (Philips, EE.UU.). Las imágenes del maniquí se modifican para simular la presencia del EPID y se introducen las correcciones necesarias al cálculo dosimétrico mediante un programa escrito en Matlab (Mathworks, EE.UU.).

Material y métodos

Se utilizó un acelerador Clinac-21EX (Varian, EE.UU.), dotado con un EPID PortalVision-aS1000, basado en silicio amorfo, que fue calibrado en dosis de acuerdo al fabricante. El sistema de planificación Pinnacle-v8.0m utiliza el algoritmo de cono colapsado para el cálculo de dosis con 6MV, cuyo modelado, validado para la clínica, no fue modificado.

Se programaron distintas funciones en Matlab para corregir las variaciones en la respuesta del EPID debidas a la variación del espectro energético. Se obtuvieron experimentalmente en un maniquí de agua sólida los datos necesarios para realizar las correcciones. En el planificador se introdujo un maniquí virtual con diferentes densidades y espesores en las imágenes de TC del maniquí antropomórfico Rando-Alderson, simulando la presencia del EPID durante el tratamiento.

La dosimetría de tránsito se verificó en el maniquí antropomórfico con campos de diferentes tamaños en cráneo, tórax y pelvis. También se realizaron medidas simulando un tratamiento de próstata con IMRT. Los cálculos se compararon frente a las medidas, obteniendo el índice gamma (γ) mediante OmniPro-ImRT (IBA-Dosimetry, Suecia) con parámetros (3%,3mm), (4%,3mm) y (5%,3mm) para las distribuciones planares, así como la dosis en el centro del campo.

Resultados y discusión

Los resultados se resumen en la Tabla-1.

Localización	Field	Dosis medida (cGy)	Dosis calculada (cGy)	Dif. (%)	γ (5 %, 3 mm) (%)
Cráneo	5 x 5 cm ²	16,0	16,3	1,2	96,8
	10 x 10 cm ²	19,0	19,0	-0,4	92,1
	20 x 20 cm ²	21,4	24,2	12,8	93,6
Tórax	5 x 5 cm ²	15,6	15,5	-0,7	93,0
	10 x 10 cm ²	18,2	18,2	-0,5	80,3
	20 x 20 cm ²	23,6	23,8	0,8	84,7
Pelvis	5 x 5 cm ²	15,6	15,6	-0,3	97,7
	10 x 10 cm ²	18,2	18,3	-0,2	92,0
	20 x 20 cm ²	24,1	24,0	-0,7	93,8
Próstata IMRT	1	7,5	7,5	-0,3	97,7
	2	7,3	7,2	-1,2	95,0
	3	8,5	8,4	-0,6	97,1
	4	7,4	7,3	-0,7	94,6
	5	8,5	8,3	-1,1	94,9

Figure 107: Tabla-1. Diferencias de dosis.

Las diferencias encontradas en el punto central no superaron el 2%, salvo el campo 20x20cm para cráneo. Los valores promedio del porcentaje de γ fueron 85,62%(3%,3mm), 91,73%(4%,3mm) y 95,68%(5%,3mm). En el caso del campo 20x20cm en el cráneo, la diferencia se explica porque el tamaño de campo es mucho mayor que el maniquí irradiado.

En los campos torácicos, con heterogeneidades de pulmón, se obtuvieron valores inferiores al 90% para γ (5%,3mm). No obstante, existen zonas de pulmón que pasan el criterio gamma, mostrando un patrón en forma de persiana (Figura-1).

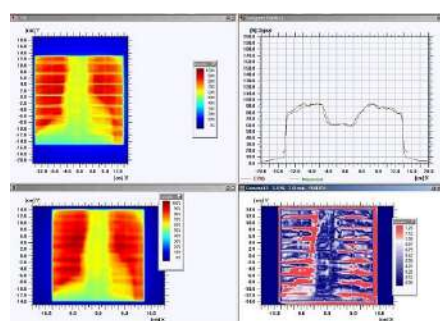


Figure 108: Figura-1. Tórax 20x20cm. Arriba izquierda, dosis portal, abajo izquierda, dosis calculada. Abajo derecha, resultado índice gamma.

Parte de las discrepancias podrían deberse a un mal acoplamiento de las láminas del maniquí Rando-Alderson.

Conclusiones

El método propuesto es una herramienta complementaria de control de calidad, que podría detectar errores en la administración del tratamiento debidos a factores que no fueron considerados en la planificación. Asimismo, es un método fácilmente implementable con los recursos habituales de un servicio de Radiofísica.

Se puede establecer el umbral del 95% para γ (5%,3mm), como valor por debajo del cual se deben investigar las diferencias de dosis obtenidas.

Orales: Radiaciones naturales y Remediación de áreas contaminadas. / 419**VALIDACIÓN E IMPLEMENTACIÓN PARA LA DETERMINACIÓN DE 226Ra MEDIANTE CENTELLEO LÍQUIDO**

Autores: Raquel Idoeta Hernandorena¹ ; Saroa Rozas Guinea² ; Concepción Olondo Castro² ; Aarón Párraga Floro² ; Margarita Herranz³

¹ *Universidad del País Vasco UPV/EHU*

² *UPV/EHU*

³ *UPV*

Corresponding Author: m.herranz@ehu.eus

Introducción

En este trabajo se presenta la implementación práctica y la validación de un método radioanalítico para determinar la concentración de actividad de 226Ra en muestras complejas, mediante la técnica de medida de centelleo líquido.

Material y método

Este método está basado en la digestión a alta presión de las muestras mediante HPA, seguido de un procedimiento químico de co-precipitación y una extracción líquido-líquido mediante el empleo de un cóctel de centelleo líquido inmiscible con la muestra disuelta. Finalmente, el conjunto resultante en el vial de centelleo se analiza en un contador de centelleo líquido.

Los materiales empleados para este proceso de validación han sido muestras complejas provenientes de la industria de extracción de gas y petróleo y de otras industrias potencialmente NORM y TENORM, como fosfoyesos. También se han empleado otras muestras complejas con concentraciones de actividad de 226Ra conocidas, muchas de ellas de ejercicios de intercomparación, como tionita e ilmenita, suelo, mineral de uranio, fango de tratamiento de agua, carbonato cálcico y leche.

Resultados

Se seleccionan en el proceso de implementación los parámetros de medida en el contador de centelleo líquido adecuados para llegar a determinar la concentración de actividad de 226Ra con unos límites de detección de alrededor de 1 Bq/g y con incertidumbres relativas inferiores a 10% empleando una pequeña cantidad de muestra (entorno a 0.5 g) con tiempos de recuento inferiores a 1 día. En cuanto a los valores de los rendimientos químicos de separación, obtenidos mediante absorción atómica, están entre 65% y 85%.

Conclusiones

Se describe el proceso de validación y se determinan los valores de los parámetros asociados (precisión, exactitud, repetibilidad y reproducibilidad). Asimismo, se analiza la sensibilidad de todas las variables involucradas en la determinación de la concentración de actividad de 226Ra.

Orales: Radioterapia: Verificación de tratamientos / 355**PUESTA EN MARCHA Y RESULTADOS DE UN SISTEMA DE DOSIMETRÍA EN VIVO EN RADIOTERAPIA EXTERNA**

Autores: Manuel Llorente Manso¹ ; Sandra Vilela Serrano² ; Natalia Carballo González¹ ; Juan Carlos Viera Jorge¹ ; Cristina Garrán del Río¹

¹ *Centro Oncológico MD Anderson*

² *Centro Oncológico MD Anderson*

Corresponding Author: manuel.llorente@gmail.com

Introducción:

En el proceso de tratamiento de Radioterapia, es aconsejable establecer barreras para la detección de cambios inadvertidos en los campos de tratamiento así como errores en el posicionamiento o la anatomía del paciente que puedan afectar a la distribución de la dosis.

Un medio de detección de estos errores es la dosimetría en vivo con imagen portal. Presentamos la puesta y marcha y primeros resultados de un sistema de dosimetría en vivo en nuestro centro.

Material y métodos:

En nuestro centro contamos con un acelerador Varian Trilogy Tx con sistema de imagen portal (EPID) modelo S1000 con resolución de 0.3 mm. Entre mayo y diciembre de 2018 se han tratado 130 pacientes con fotones de 6 MV y técnica de VMAT. A todos los pacientes se le toman imágenes de CBCT semanal. En la primera sesión y después una vez por semana, se adquieren con el EPID imágenes integradas de cada campo de tratamiento. La imagen del primer día se toma como referencia. Las posteriores se comparan con la primera empleando un programa elaborado en el servicio escrito en Python. Para la comparación se emplea el criterio gamma 3mm/3%. Cuando el valor de gamma es menor del 95%, se estudia la posible causa de la variación. En total, se analizan 1069 imágenes. Cuando se aprecian en las imágenes de CBCT cambios anatómicos por adelgazamiento, se calcula la distribución de la dosis en la nueva anatomía.

Resultados:

De las 1069 imágenes analizadas, el valor de gamma es menor del 95% en 144 casos (13,4%). Las posibles causas de los errores se clasifican en 7 categorías:

Errores en la adquisición (1,5%).

Errores en la colocación del paciente. Se trata de volúmenes de tratamiento cerca de la piel en los que parte del campo de tratamiento irradia al aire y se suponen más sensibles errores de posición (4%)

Cambios en la prescripción o en los campos de tratamiento tras la primera sesión. (1,8%).

Cambios en el contorno externo del paciente por pérdida de peso (0,7%)

Cambios en la anatomía interna del paciente por causas como reducción del tumor en pulmón, presencia de gas en el recto, etc. (3,4%)

Presencia de prótesis metálicas en el trayecto del campo de radiación (0,5%)

Sin motivo aparente que justifique el cambio. (1,3%)

En los casos en los que se observa adelgazamiento, se calcula la distribución de dosis con el nuevo contorno externo y se observa un aumento en la dosis media al PTV que oscila entre 0,5 Gy y 1,8 Gy.

Discusión:

Un sistema de dosimetría portal en tratamientos de VMAT permite detectar errores en la administración del tratamiento y cambios en la anatomía del paciente. Esto puede ser de interés para buscar pacientes candidatos a Radioterapia adaptativa.

Orales: Radioterapia: Verificación de tratamientos / 386

Dosimetría in vivo en tratamientos de RT externa basada en imagen EPID

Autores: Agustín Válgoma Solanas¹ ; Ariane Montejo Arteche¹ ; Manuel Fernández Montes¹ ; Miguel Castanedo Álvarez² ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

² Hospital de Jerez

Corresponding Author: manuelfernandezmontesa@gmail.com

Introducción:

Los controles de calidad de los tratamientos en radioterapia se han centrado en el equipamiento, el cálculo independiente de UM y el plan sobre maniquíes, dejando de lado la verificación del tratamiento real del paciente.

Esto está empezando a cambiar y las normativas de algunos países también. En Francia, por ejemplo,

se ha implantado la dosimetría in vivo obligatoria para todos los tratamientos de RT externa después de que un error en la utilización de cuñas produjera la muerte accidental de 5 pacientes. En nuestro servicio utilizamos una herramienta desarrollada por SunNuclear (Perfraction) para la verificación de los tratamientos sobre el análisis de los registros digitales del ALE (logs) que sólo nos indica que los límites de operación se han respetado independientemente del paciente.

A finales de 2018 Perfraction incorpora Transit Dosimetry, que permite crear un modelo para predecir la dosis de salida del paciente recogida por el EPID y compararla con la dosis real (in vivo) en cada sesión.

Material y métodos:

Se ha empleado la plataforma SunCHECK dentro de la cual Perfraction es un módulo para la verificación de la dosimetría pretratamiento (Perfraction 0) y tratamiento (Perfraction N).

Perfraction N permite un análisis 2D de la imagen que produce la radiación de tránsito del paciente (Transit Dosimetry) sobre el EPID. El modelado del EPID, ALE y paciente necesario para determinar la dosis de tránsito se realiza para cada energía disparando 27 campos sobre un maniquí de agua sólida y registrando la imagen integrada de la radiación de salida. Finalmente, hay que verificar que los resultados son los esperados para nuestro ALE y EPID.

El paciente se debe tratar con el EPID desplegado a la DFI que se haya establecido evitando colisiones. La imagen 2D integrada (una por arco o campo) es transformada en dosis y se compara con la predicha por el modelo.

Se ha realizado dosimetría in vivo sobre pacientes con patologías, técnicas y energías diferentes poniendo mayor énfasis en las técnicas de SBRT y Mama DIBH.

Resultados:

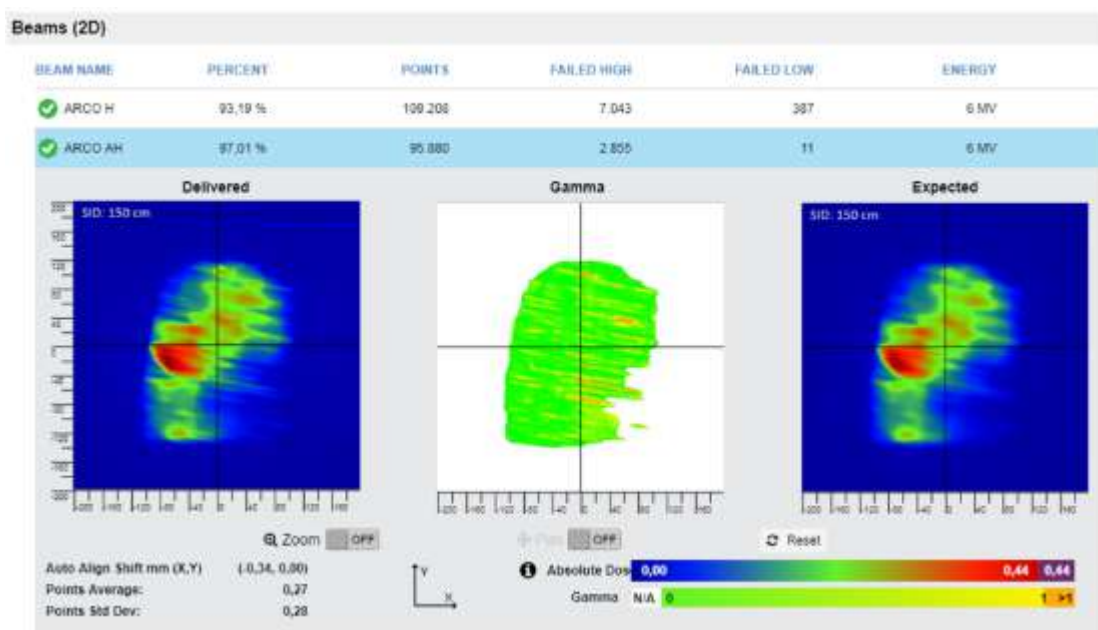


Figure 109:

En los pacientes de pulmón y de esófago con un plano de tórax se observan las variaciones más importantes.

En próstata con fiduciales de Au, ORL y en los pacientes con el compresor eXacradle (AnatGe) las variaciones son las menores, en parte por la anatomía y en parte por los sistemas de inmovilización empleados. En mamas izquierdas se ha verificado que la técnica de DIBH es adecuada.

En el caso de un esófago se ha conseguido detectar un cambio del PTV tras la simulación, y en el caso de un pulmón hemos visto variaciones importantes debidas a los artefactos del contraste que no se habían tenido en cuenta en la planificación.

Conclusión:

En poco tiempo la dosimetría in vivo se va a realizar de manera rutinaria. En este trabajo, aún en desarrollo, hemos verificado que una técnica Transit Dosimetry basada en imagen EPID es una alternativa sencilla, integrada en el tratamiento y fiable para detectar cambios en la dosimetría planificada.

Orales: Radiaciones naturales y Remediación de áreas contaminadas. / 533

Desarrollo de un modelo dinámico para estimar concentraciones de radón en interiores.

Autor: Alla Dvorzhak¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: alla.dvorzhak@ciemat.es

Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente, Departamento de Medio Ambiente, CIEMAT, Madrid.

Palabras clave: Radón interiores, modelización, INDORAD, modelo dinámico

Introducción

El radón, su formación, transporte, exhalación y concentración en interiores y exteriores se considera más relevante recientemente debido a la nueva DIRECTIVA 2013/59/EURATOM del Consejo de la Unión Europea, que entró en vigor el día 6 de febrero de 2018 y que incluye, por primera vez, una concentración máxima de 300 Bq/m³ en el interior de las viviendas. En muchas situaciones, es fundamental disponer de un modelo de evaluación de la concentración del radón en interiores. Por esa razón en la Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente del Departamento de Medio Ambiente del CIEMAT se está desarrollando el modelo INDORAD (INDOOr Radon Dynamic model).

Material y métodos

El modelo INDORAD se desarrolla usando MATLAB R2017b, siendo un modelo dinámico basado en sistemas de ecuaciones diferenciales de primer orden, considerando la dinámica de magnitudes meteorológicas como la temperatura, presión, precipitaciones, humedad, y las principales características del suelo y del edificio. Al día de hoy el modelo está parcialmente implementado.

Resultados y discusión

El modelo INDORAD está diseñado para estimar la concentración del radón en el interior de los edificios de forma dinámica, considerando todas las vías de entrada del radón: desde el suelo, de los materiales de construcción, del suministro de agua, o del gas natural (ver figura) para predecir las concentraciones de radón en viviendas.

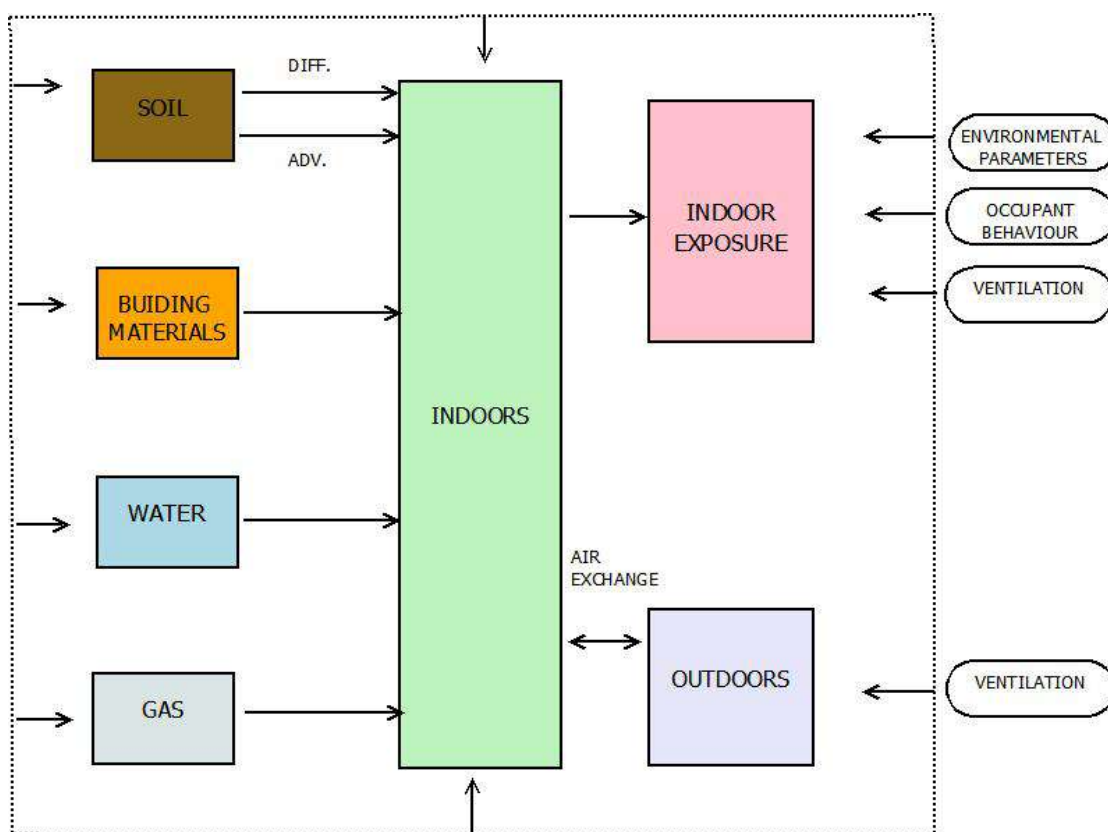


Figure 110: Esquema conceptual del modelo

Se ha realizado una primera versión del modelo para estimar el radón que se genera y entra desde el suelo y se acumula en el interior de las viviendas.

Para la modelización se tienen en cuenta procesos físicos como la emanación del suelo, la advección y difusión en el suelo y en las viviendas, y la ventilación de las viviendas. La estructura y parametrización del modelo depende del caso estudio. Cuando existen datos de gradiente de presión dentro del suelo y en el interior de los edificios, se usan estos datos directamente. Cuando no existen se estiman los valores a través de otros parámetros como el gradiente de temperaturas.

El modelo está basado en trabajos anteriores (Font et al., 2003, Arvela et al., 2016 etc) con algunos desarrollos propios en las expresiones matemáticas, en la estructura del modelo y en el propio desarrollo del código en el entorno MATLAB, así como en la parametrización.

Conclusiones

Se presenta la primera versión del modelo desarrollado, junto con una demostración en aplicaciones en casos hipotéticos y en un caso real. En el futuro el modelo se relacionará con otras características como la humedad relativa o las precipitaciones; se añadirán nuevas vías de contribución del radón en interiores (materiales de construcción, agua, gas).

Referencias

- Arvela H., Holmgren O., Haenninen P. (2016) Effect of soil moisture on seasonal variation in indoor radon concentration. *Radiation Protection Dosimetry*, 168
- Font LL., Baixeras C. (2003) The RAGENA dynamic model of radon generation, entry and accumulation indoors. *The Science of the Total Environment* 307

basándose en medidas sobre ArcCheck.

Autor: Juan David García Fuentes¹

Co-autores: Rafael Colmenares Fernández¹; David Sevillano Martínez¹; Maddalen Alonso Etxarri²; Ana Belén Capuz Suárez¹; Rafael Morís Pablos¹; Miguel Cámara Gallego³; Ana Martínez Felipe¹; Felipe Orozco Martínez¹; Daniel Prieto Moran⁴; María José Béjar Navarro⁵; Feliciano García Vicente¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

³ HU Ramón y Cajal

⁴ Hospital Universitario Ramón y Cajal

⁵ H.U. Ramón y Cajal

Corresponding Author: juandavid.garcia@salud.madrid.org

Introducción

En el Hospital Ramón y Cajal se realizan, entre otros, tratamientos volumétricos de intensidad modulada (VMAT). Para la verificación pretratamiento utilizamos el maniquí cilíndrico de diodos ArcCheck junto con el software 3DVH. Este programa permite calcular la distribución volumétrica de dosis en el interior del maniquí, valiéndose de la información DICOM del plan y la dosis recogida por la hélice de diodos. 3DVH tiene una biblioteca de modelos de acelerador, de la cual se alimenta para realizar la reconstrucción volumétrica de la dosis.

Cuando se verificaban tratamientos con campos medianos y pequeños, típicamente próstatas y SBRT, a pesar de que la medida sobre los diodos de ArcCheck era buena, la reconstrucción volumétrica arrojaba que el PTV estaba sobredosificado con respecto al TPS. Por este motivo se inició una evaluación detallada de la correcta reconstrucción de la dosis por parte de 3DVH.

Material y métodos

Se ha utilizado un acelerador lineal Elekta Synergy con multilámina Agility y un sistema de planificación Pinnacle^{^3}. Para la verificación pretratamiento utilizamos lo citado en la introducción.

Se han realizado una batería de medidas con campos estáticos de distintos tamaños. Se ha introduciendo una cámara de ionización PinPoint (PTW) en el centro del maniquí ArcCheck. Se han evaluado las métricas $\gamma(3\%,2\text{mm})$ y $\gamma(2\%,2\text{mm})$ global y con un umbral del 10% para la medida sobre los diodos y para las matrices de dosis en 3D reconstruidas frente a TPS. Se irradia a tasa máxima, para evitar incluir la dependencia de la respuesta de los diodos con la misma.

La verificación de campos clínicos se realiza en la práctica diaria, con lo que la toma de datos se ha hecho retrospectivamente. Éstos radiados a tasa clínica.

Resultados

3DVH sobreestima la dosis en el interior del volumen objetivo cuando se trata de campos pequeños, lo cual afecta directamente a los PTV. La cámara de ionización respalda el cálculo del TPS, por lo que 3DVH debe estar haciendo algo erróneamente.

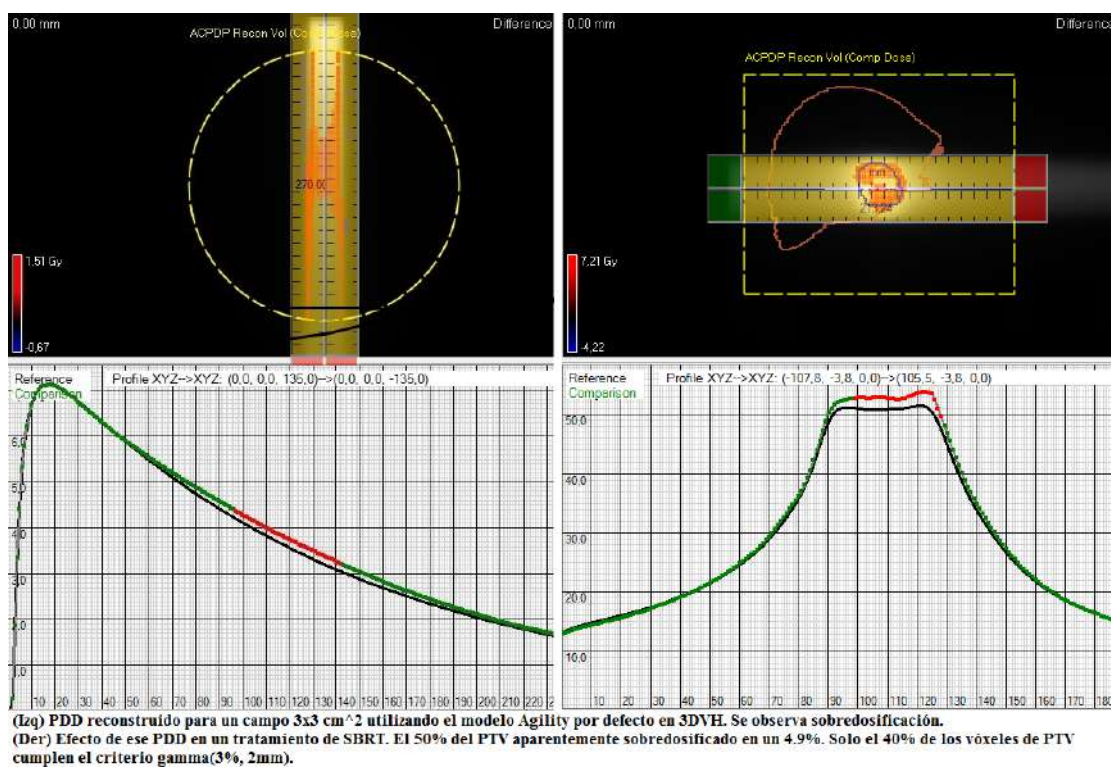


Figure 111:

Se contactó con Sun Nuclear para que estudiaran el caso. Nos aportaron un nuevo modelo de máquina Agility para reemplazar al anterior.

Con este nuevo modelo, todas las reconstrucciones de dosis concuerdan mucho mejor con la información del TPS. A continuación se muestran las diferencias entre recalcular la matriz 3D de dosis con un modelo y otro.

caso	ArcCheck $\gamma(3\%,2\text{mm})$ Absoluto (%)	ArcCheck $\gamma(2\%,2\text{mm})$ Absoluto (%)	Dosis TPS (cGy)	Dosis iso IC (cGy)	Diferencia IC vs. TPS (%)	Dosis iso 3DVH (cGy)	Diferencia 3DVH vs. TPS (%)	3DVH $\gamma(3\%,2\text{mm})$ Absoluto (%)	3DVH $\gamma(2\%,2\text{mm})$ Absoluto (%)	3DVH $\gamma(3\%,2\text{mm})$ Absoluto en PTV (%)
estático 3x3	100	96,4	53,39	54,20	1,52	54,29	1,69	90,70	88,50	
						56,38	5,60	85,30	72,70	
estático 5x5	81,8	81,8	58,15	58,40	0,43	58,70	0,95	94,90	93,00	
						60,59	4,20	92,10	85,80	
estático 10x10	100	100	66,80	66,70	-0,15	67,25	0,67	97,50	96,60	
						67,92	1,68	96,90	95,70	
SBRT	97	94	838,26			845,18	0,83	98,5	97,0	65,5
						872,79	4,12	96,30	94,90	0,4
	97,3	91,6	830,72			845,18	1,7	98,20	97,10	72,8
						871,96	4,96	95,30	94,60	0,8
	99,4	97,9	1050,48			1048,32	-0,21	99,90	99,80	99,4
						1085,56	3,34	98,10	97,40	40,6
	97,5	96,3	868,86			865,87	-0,34	98,90	98,10	80,9
						892,49	2,72	96,00	95,00	7,5
Próstata	97,1	93,9	866,95			882,96	1,85	99,20	98,10	90,9
						909,96	4,96	95,60	94,40	21,9
	99,6	97,0	318,10			322,62	1,42	99,10	98,00	94,5
						329,51	3,59	96,50	92,30	71,4
	96,9	94,2	324,21			326,53	0,72	97,00	93,50	81,9
						333,60	2,90	92,00	88,40	33,1
	99,0	96,9	320,56			320,15	-0,13	98,70	97,40	96,5
						326,21	1,76	96,90	92,60	82,5
	98,9	97,5	379,64			377,51	-0,56	99,40	98,00	95,5
						384,60	1,31	97,60	94,60	78,4
	98,6	96,2	322,61			322,83	0,07	98,80	96,90	93,2
						330,91	2,57	95,90	92,30	67,9

Se presentan distintos análisis. Las columnas 7 a 11 involucran reconstrucción 3D por parte de 3DVH. Los modelos de Agility nuevo y antiguo se presentan en las celdas grises y blancas, respectivamente. Se observan diferencias significativas entre uno y otro.

Figure 112:

Discusión

Con el modelo inicial aparecían sobredosificaciones en el target hasta del 5%, lo que ocasionaba que en el PTV el criterio $\gamma(3,2)$ promedio fuera del 14% para SBRT y 67% para próstata, mejorando hasta 82% y 92% respectivamente al emplear el nuevo modelo de cálculo.

Conclusiones

El nuevo modelo de Agility para 3DVH ha mejorado la reconstrucción 3D de dosis basada en medidas. Las verificaciones de campos de tratamiento pequeños no presentan ese efecto ficticio de sobredosificación en el target que aparecía anteriormente. Para campos tan pequeños como la SBRT, quizá el conjunto ArcCheck-3DVH esté al límite de sus posibilidades dada la resolución espacial del array de diodos.

Orales: Radiaciones naturales y Remediación de áreas contaminadas. / 536

RADIONUCLÉIDOS NATURALES EN UN PERFIL DE COLUMNA DE AGUA EN EL LAGO DE LA CORTA MINERA DE SAN TELMO (SO DE ESPAÑA)

Autor: Juan Mantero Cabrera¹

Co-autores: Aurora Mendieta Mendoza²; Carlos Ruiz Cánovas³; José Antonio Galván Moreno¹; Ignacio Vioque Romero¹; Guillermo Manjón Collado¹; Rafael G^a-Tenorio G^a-Balmaseda⁴

¹ Universidad de Sevilla

² Universidad de Chihuahua

³ Universidad de Huelva

⁴ CNA

Corresponding Author: manter@us.es

INTRODUCCIÓN

La corta de la mina San Telmo, localizada en la Faja Pirítica Ibérica (FPI), se encuentra inundada desde 1995 por el ascenso del nivel freático tras el cese de la actividad minera en 1989. Esta corta minera, está fuertemente afectada por Drenaje Ácido de Minas (DAM), resultados de la oxidación de los sulfuros. El objetivo de este estudio es observar si el DAM y los procesos de estratificación en las aguas del lago dan lugar a niveles de concentración de actividad moderados/altos de varios radionucléidos naturales (isótopos de uranio, isótopos de torio y ^{210}Po) en comparación con los que se pueden encontrar en aguas de lagos naturales

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han tomado muestras de agua a diferentes profundidades, ayudados por una embarcación. Con el soporte de una ecosonda se ha obtenido, inicialmente el mapa batimétrico de la corta. Mediante una sonda se han realizado perfiles en profundidad de los principales parámetros físico-químicos que se presentan en la Figura 1.

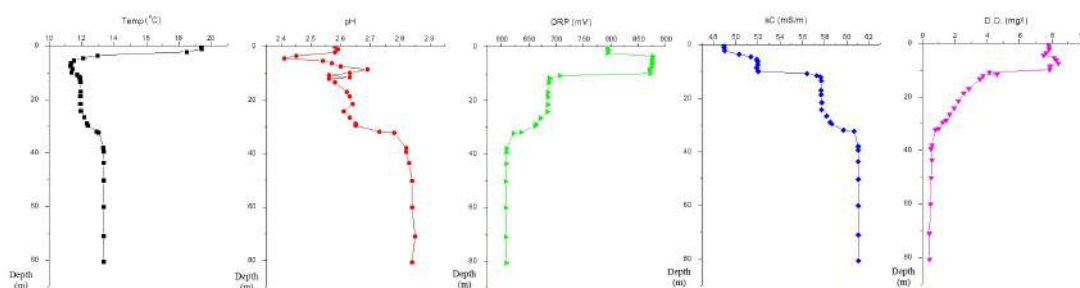


Figure 113: Principales parámetros físico-químicos medidos en la columna de agua en el lago formado en la corta minera de San Telmo.

Las medidas radiométricas se han realizado por espectrometría alfa. Como método de validación interna, se ha medido el contenido en uranio de las muestras de agua por ICP-MS, confirmando los resultados obtenidos por espectrometría alfa (Figura 2).



Figure 114: Cociente entre la actividad de ^{238}U obtenida por espectrometría alfa y la actividad del mismo radionucléido obtenida por ICP-MS.

Adicionalmente, se han medido los emisores gamma naturales de las series del ^{238}U y ^{232}Th (más 40K) en la muestra de sedimento.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos para los parámetros físico-químicos muestran una capa superficial (0 – 10 m) caracterizada por bajos valores de pH (2,4 – 2,6) y elevada concentración de oxígeno disuelto (alrededor de 8 mg/L) y valores de ORP (800 – 875 mV). A partir de esta profundidad se produce un descenso de la temperatura, oxígeno disuelto, ORP, y por el contrario, un aumento de los valores de pH y conductividad específica.

Por otra parte, los primeros resultados radiométricos obtenidos son coherentes con la información previa de estratificación. Los radionucléidos analizados ven afectado su comportamiento en el medio acuoso, dependiendo de las condiciones redox existentes. Eso es particularmente importante por ejemplo para el uranio que presenta una solubilidad mucho mayor en condiciones óxicas que en condiciones anóxicas.

CONCLUSIONES

Se ha podido observar una variación en los perfiles en profundidad de las concentraciones de actividad de isótopos de uranio, de las concentraciones de ^{210}Po y del cociente $^{234}\text{U}/^{238}\text{U}$ correspondientes a una columna de agua, obtenida en la zona más profunda de un lago minero situado en la FPI (SO España). Esta variación debe estar relacionada con la estratificación en profundidad observada, debido a la entrada de aguas más salinas procedentes de las galerías mineras conectadas con la corta.

Orales: Radioterapia: Verificación de tratamientos / 642

Estudio de los sinogramas de Tomoterapia mediante la aplicación Sinoplan

Autores: Noelia Suarez Alvarez¹ ; Sofia García Repiso¹ ; Javier García Ledesma² ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Alvaro Antonio Fernandez Lara³ ; Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Raúl Sánchez López¹ ; Joan Roselló Ferrando⁴ ; Carlos

Martín Rincón¹¹ Complejo Asistencial Universitario de Salamanca² Hospital Virgen del Puerto³ Hospital Universitario de Salamanca⁴ ERESA-Hospital General Valencia**Corresponding Author:** noeliasuarez@saludcastillayleon.es**Introducción**

En la planificación de tratamientos de Tomoterapia el planificador almacena en forma de sinogramas los tiempos de apertura(LOT) de láminas del MLC para cada proyección: posición del conjunto gantry-mesa.

La apertura de las láminas requiere un cierto tiempo, denominado “tiempo de latencia”. Idealmente, en el plan de tratamiento se deben evitar los LOT próximos al tiempo de latencia o cercanos al tiempo máximo de proyección(MP) para garantizar la reproducibilidad dosimétrica del mismo.

En este trabajo se ha estudiado la correlación entre los porcentajes de LOT y los resultados de las verificaciones dosimétricas del tratamiento(DQA). Para ello, se ha hecho uso de una aplicación propia,realizada mediante la interfaz GUIDE de Matlab R2016a: Sinoplan.

Material y métodos

La aplicación Sinoplan reconstruye el sinograma de tratamiento a través del RTPlan en formato DICOM o de la matriz en formato binario y del archivo xml de la estación de tratamiento. A partir de cualquiera de los dos sinogramas, la aplicación calcula el porcentaje de láminas que permanecen abiertas menos de 100ms y durante una fracción de tiempo superior al 80% del MP. Además, proporciona parámetros del plan como el pitch o el factor de modulación(FM).

Para el estudio se han seleccionado 15 pacientes de próstata y 10 de cabeza y cuello (ORL). Las DQA se han realizado con el detector *Matrix X^{EVOLUTION}* (IBA Dosimetry). La DQA se evalúa utilizando el método gamma. Se ha registrado el valor γ_{max} como indicador de la reproducibilidad de la planificación.

Resultados

En la tabla 1 aparecen recogidos los resultados del coeficiente de correlación de Pearson, que relaciona el porcentaje de LOT(variable predictora) e índice gamma(variable resultado).

Patología	Coeficiente R	
	LOT<100ms	LOT>0.8MP
Próstata	0.41	0.06
ORL	0.73	0.19

Tabla 1

Figure 115: tabla1

No se ha encontrado correlación entre el γ_{max} y el porcentaje de LOT mayor al 80% del MP para ninguna de las dos patologías.

Los LOT menores a 100ms(Figura 2) solo muestran una correlación positiva en el caso de ORL.



Figura 2

Figure 116: Figura1

Discusión

El FM es un indicador de la complejidad del tratamiento. En ORL la geometría del PTV es menos sencilla y los órganos de riesgo están muy próximos a él, por lo que es necesaria mayor modulación y los LOT se reducen respecto a los tratamientos de próstata. Los porcentajes de láminas con tiempos cortos aumentan y esto se refleja en el resultado de la DQA, obteniéndose un γ_{max} mayor.

Para hacer más reproducibles los tratamientos, cuando el porcentaje de láminas abiertas un tiempo menor de 100ms sobrepase el 40% en las planificaciones de ORL, se podría aumentar el valor del pitch y así aumentar el LOT promedio.

El tiempo de muestreo en la adquisición de medidas recomendado por IBA Dosimetry es de 150ms. Esto hace que el detector empleado no posea suficiente resolución temporal para obtener resultados concluyentes en nuestro estudio.

Conclusiones

Se ha encontrado una correlación positiva entre el índice gamma y el porcentaje de láminas con LOT próximos al tiempo de latencia en los tratamientos de cabeza y cuello, aunque se requeriría un detector con mayor resolución temporal para profundizar en su estudio.

Orales: Radiaciones naturales y Remediación de áreas contaminadas. / 507

Estudio de la concentración de radón en aire en los lugares de trabajo del CIEMAT

Autores: José Luis Márquez Fernández¹ ; Pablo Pérez-Cejuela Rincón¹

Co-autores: Candela Gómez Caloca¹ ; José Carlos Sáez Vergara¹ ; Alicia Álvarez García¹ ; Lina Rodríguez Rodrigo¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author:

Introducción:

El CIEMAT ha realizado un estudio radiológico para determinar la concentración promedio de radón en aire mediante medidas integradas en distintos periodos para garantizar el cumplimiento en todo el centro de la IS-33 (CSN).

Dado el elevado número de dependencias a caracterizar, el estudio se ha dividido en dos fases: una previa de corta duración de todos los lugares de trabajo situados en planta baja y sótanos, y un estudio continuado donde los niveles de concentración de radón detectados en la fase previa sean mayores y siempre que se superen los 300 Bq·m⁻³.

Materiales y Métodos:

Se han empleado detectores pasivos basados en cámaras de ionización electrostática procesadas con el sistema E-PERM® que disponen de diversas configuraciones cámara-detector para realizar medidas de hasta un año duración y hasta 65000 Bq·m⁻³.

Para asegurar la calidad de los resultados obtenidos con este sistema, éstos se compararon con los obtenidos con detectores pasivos de trazas suministrados por 2 laboratorios acreditados (ENAC) y con los registrados en continuo con monitores activos tipo cámara de ionización.

La selección de zonas homogéneas de concentración de radón y puntos de medida se realizó de acuerdo con la Guía de Seguridad 11.4 (CSN).

Resultados:

Se han obtenido correlaciones lineales excelentes, con diferencias máximas entre los valores individuales inferiores al 10%, exponiendo simultáneamente los distintos detectores.

En el estudio previo se han caracterizado 819 dependencias (lugares de trabajo y de acceso público) de 50 edificios variando los valores medidos entre 20-2000 Bq·m⁻³.

Tabla 1: Resultados del estudio previo de la [²²² Rn] en lugares de trabajo del CIEMAT-Moncloa (Jun 2018 – Ene 2019).						
	Lugares estudiados	[²²² Rn] > 1000 Bq·m ⁻³	1000 ≥ [²²² Rn] > 600 Bq·m ⁻³	600 ≥ [²²² Rn] > 300 Bq·m ⁻³	[²²² Rn] > 300 Bq·m ⁻³	[²²² Rn] < 300 Bq·m ⁻³
Planta baja	574	2	9	29	40	534
Sótanos	245	0	3	36	39	206
TOTAL	819	2 (0.2%)	12 (1.5%)	65 (7.9%)	79 (9.6%)	740 (90.4%)

Figure 117: Estudio previo

El estudio continuó en 154 dependencias, de las cuales un 60.4% presenta una [²²²Rn] inferior a 300 Bq·m⁻³.

Tabla 2: Resultados del estudio continuado de la [²²² Rn] en lugares de trabajo del CIEMAT-Moncloa.						
	Lugares estudiados	[²²² Rn] > 1000 Bq·m ⁻³	1000 ≥ [²²² Rn] > 600 Bq·m ⁻³	600 ≥ [²²² Rn] > 300 Bq·m ⁻³	[²²² Rn] > 300 Bq·m ⁻³	[²²² Rn] < 300 Bq·m ⁻³
Planta baja	101	5	3	25	33	68
Sótanos	53	0	3	25	28	25
TOTAL	154	5	6	50	61	93
Los valores han sido promediados en periodos cuya duración varía entre uno y seis meses.						

Figure 118: Estudio continuo

Discusión:

El estudio preliminar ofrece una estimación razonable del promedio anual de la [²²²Rn] clasificando las dependencias caracterizadas en función del nivel de referencia reglamentario. El estudio con-

tinuado finalizará cuando el tiempo de exposición sea suficiente para obtener el promedio anual permitiendo en aproximadamente 2 años la caracterización de la $[^{222}\text{Rn}]$ en los lugares de trabajo del CIEMAT-Moncloa.

Al comparar los datos de las tablas, se aprecia que el número de lugares con $[^{222}\text{Rn}]$ superior a 1000 Bq·m⁻³ aumenta hasta 5 en el estudio continuado, mientras que disminuye en el intervalo entre 300 y 1000 Bq·m⁻³, lo que supone una reducción de 79 a 61 lugares de trabajo donde se supera el nuevo nivel de referencia. Esta tendencia debe confirmarse al completar la exposición anual en todos los lugares.

Conclusiones:

Los resultados obtenidos con el sistema E-PERM® han sido validados satisfactoriamente en condiciones reales de medida.

La finalización del estudio continuado permitirá garantizar el cumplimiento normativo en materia de exposición al radón en el CIEMAT.

Está prevista la adopción de medidas correctoras para reducir la concentración de actividad de radón en aire o limitar el tiempo de ocupación en aquellas dependencias que superen 300 Bq·m⁻³.

Las concentraciones máximas de radón se han medido en dependencias en las que sus paramentos limitan con el terreno natural o en edificios cuya tipología constructiva facilita el flujo de gas desde el terreno a su interior.

Orales: Radioterapia: Verificación de tratamientos / 696

Corrección de las secciones eficaces de producción de positrones en verificación PET de tratamientos de protonterapia

Autor: Pedro Arce Dubois¹

Co-autores: Oscar Vela Morales²; Pedro Rato Mendes²; Juan Diego Azcona Armendáriz³; Juan Ignacio Lagares González²; Ekaterina Mikhaylova⁴

¹ *Medical Applications Unit, CIEMAT*

² *Unidad de Aplicaciones Médicas, CIEMAT*

³ *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra*

⁴ *UC Davis*

Corresponding Author: pedro.arce@ciemat.es

Introducción

La precisión de la protonterapia puede verse comprometida por las incertidumbres en el rango del protón. Una de las técnicas más prometedoras para verificar este rango es el uso de detectores PET. Sin embargo, esta técnica necesita una simulación Monte Carlo precisa para comprender como la distribución de actividad PET medida difiere de la esperada y como se traduce en dosis.

Geant4 y otros códigos Monte Carlo ofrecen multitud de modelos de física para simular la creación de positrones en haces de protones, y no hay acuerdo sobre cual es el óptimo. En este trabajo analizamos el efecto de usar diferentes modelos y proponemos una nueva base de datos de secciones eficaces nucleares ajustada a los datos experimentales, la cual además puede ser modificada por un sencillo método.

Material y método

Hemos usado GAMOS versión 6.0.0, basado en Geant4 versión 10.04.p02. Geant4 ofrece hay 29 listas de física hadrónica, pero si nos centramos en la protonterapia podemos reducirlas a 4.

Para entender el efecto real en protonterapia utilizamos un tratamiento de scanning activo compuesto de unos 10,000 haces. Dicho haz es lanzado sobre una cabeza entrando por su lado izquierdo, de modo que atraviesa diferentes áreas de tejido, aire y hueso.

El detector PET está formado de dos placas de 10X10 LYSO(Ce) cristales de 4X4X22 mm, con resolución energética 9% FWHM. Los sucesos PET son repesados según las desintegraciones de cada isótopo en el tiempo seleccionado. Hemos simulado varios escenarios con diferentes combinaciones de tiempo de haz, posicionado del paciente y detección. No se ha tenido en cuenta el lavado biológico.

Resultados

Hemos analizado los perfiles de posición de los positrones obtenidos con las cuatro listas de física a lo largo de varias líneas paralelas al haz. La Fig. 1 muestra varias de estas líneas. Las diferencias en la zona distal llegan a ser superiores a 5 mm, imprecisión mucho mayor que la que hemos obtenido comparando la imagen PET reconstruida con la simulada, 1 mm, semejante a la obtenida en otros estudios.

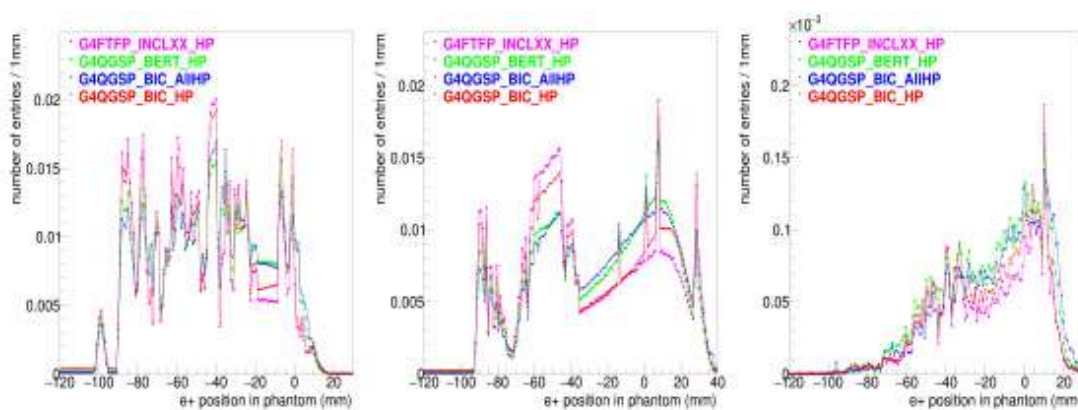


Figure 119: Fig.1. Perfiles de posiciones de positrones

Discusión y Conclusiones

Las diferencias en el rango de los protones son debidas a las grandes diferencias en las secciones eficaces de producción de positrones, tal y como se muestra en la figura 2. En ella puede también verse que ninguno de los modelos tiene un buen acuerdo con los datos experimentales, si bien estos ofrecen marcadas diferencias entre sí.

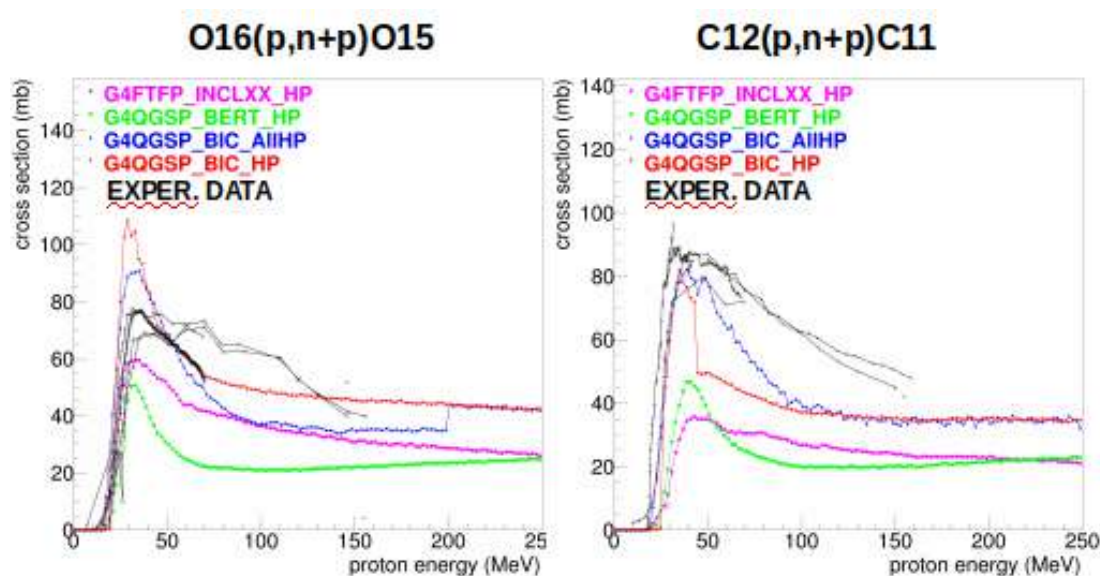


Figure 120: Fig.2. Secciones eficaces de producción de e+

Como resultado de este estudio podemos concluir que es necesario un extenso estudio de las secciones eficaces de producción de positrones relevantes en protonterapia. Para ayudar en este esfuerzo, hemos elaborado una nueva base de datos que se ajusta óptimamente a los datos experimentales. Dicha base de datos está disponible libremente con GAMOS, junto a una serie de scripts que permiten modificarla leyendo un fichero de dos columnas (energía - sección_eficaz) como los que proporcionan EXFOR o JANIS.

Orales: Radiaciones naturales y Remediación de áreas contaminadas. / 483

RADIOACTIVIDAD NATURAL EN DRENAJES ÁCIDOS MINEROS GENERADOS EN LA CUENCA DEL RÍO ODIEL (SO DE ESPAÑA)

Autor: GUILLERMO MANJÓN COLLADO¹

Co-autores: José Antonio Galván Moreno ¹ ; Inmaculada Díaz Francés ¹ ; Juan Mantero Cabrera ¹ ; Ignacio Vioque Romero ¹ ; Rafael García-Tenorio García-Balmaseda ¹

¹ Universidad de Sevilla

Corresponding Author: manjon@us.es

INTRODUCCIÓN

En el SO de España se encuentra la Franja Pirítica Ibérica, caracterizada por ser rica en minerales con alto contenido metálico. Desde la antigüedad existen explotaciones mineras en la zona que han causado, hasta nuestros días, un gran impacto ambiental.

En este estudio se presentan los resultados de la determinación de las concentraciones de actividad de radionucleidos naturales en agua y sedimentos recogidos en el río Odiel y afectados por drenajes ácidos mineros que van desde las antiguas explotaciones mineras hasta el río Odiel. Se destacan los drenajes ácidos mineros que proceden, respectivamente, de las minas de Ríotinto y de La Zarza. En el caso del drenaje de la Zarza los resultados están además afectados por medidas de recuperación ambiental que se estaban aplicando en el momento de la recogida de las muestras(Figura 1).



Figure 121: Mapa de la zona de recogida de muestras en el que se aprecia el río Odiel y los drenajes ácidos mineros que se han estudiado.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han utilizado procedimientos radioquímicos para aislar los diferentes elementos que se han estudiado: uranio, torio y polonio. Tras la recogida de muestras, se ha aplicado un primer tratamiento para la extracción de los elementos de interés de la matriz. A continuación se ha procedido a aislar cada uno de los elementos de interés. Por último se ha procedido a la obtención de fuentes radiactivas.

RESULTADOS

Se han determinado concentraciones de actividad de ^{210}Po , isótopos de uranio (^{238}U y ^{234}U) e isótopos de torio (^{232}Th) en muestras de agua y sedimentos recogidas a lo largo del río Odiel y en varios drenajes ácidos mineros. En la Figura 1 se presenta un mapa con la zona de estudio. En la Tabla 1 se presentan los resultados más destacados.

Drenaje ácido minero de la mina La Zarza						
Punto de recogida	pH	Concentración de actividad (mBq/ℓ)				
		²³² Th			²³⁸ U	
Z1	2,8	322	±	7	2036	± 47
Z2	2,6	82	±	2	485	± 8
Z3	3,2	219	±	20	1393	± 127
Z4	3	121	±	3	887	± 13
Z5	4,9	9,7	±	0,3	118	± 2
Z6	2,5	10,4	±	0,2	79	± 2
Z7	2,7	289	±	3	2132	± 61
Z8	2,4	31,2	±	0,4	562	± 9
Z9	2,6	42,1	±	0,9	554	± 2
Drenaje ácido minero de la mina Riotinto						
Punto de recogida	pH	Concentración de actividad (mBq/ℓ)				
		²³² Th			²³⁸ U	
T1	2,59	260	±	30	1234	± 48
T2	2,68	303	±	32	1196	± 46
T3	2,71	515	±	53	1277	± 49
T4	4,28	398	±	36	1353	± 50
T5	2,62	223	±	20	1290	± 49
T6	3,71	210	±	30	1306	± 57
T7	2,79	180	±	20	1171	± 103
T8	2,82	275	±	21	2273	± 123
T9	2,62	54	±	16	607	± 29

Figure 122: Tabla 1: Concentraciones de actividad de ²³⁸U y ²³²Th en los drenajes ácidos mineros estudiados.

DISCUSIÓN

De los resultados presentados se deduce una tendencia a la movilización y transporte del uranio presente en las zonas mineras debido, fundamentalmente, al pH ácido que caracteriza a las aguas de los drenajes ácidos mineros. Se aprecian elevadas concentraciones de actividad de isótopos de uranio en agua en los drenajes ácidos mineros. Por su parte el torio presenta una menor tendencia a ser movilizado mientras que el polonio tiene niveles propios de ambientes no contaminados.

CONCLUSIONES

Se han determinado altas concentraciones de actividad de isótopos de uranio en muestras de aguas recogidas en drenajes ácidos mineros localizados en la cuenca del río Odiel. Otros elementos como el torio o el polonio no sufren procesos de movilización y transporte tan acentuados como en el caso del uranio. La aplicación de contramedidas tendientes a recuperar las condiciones ambientales del drenaje de La Zarza afecta claramente a las concentraciones de actividad de isótopos de uranio observadas.

Debate: Las SRS de lesiones múltiples también se pueden tratar con linacs. / 769

El Gamma Knife en el tratamiento de las metástasis múltiples

Autor: Germán Rey Portolés¹

¹ Hospital Ruber Internacional

Corresponding Author: gerepo@gmail.com

Las indicaciones para el empleo de la radiocirugía en el tratamiento de las metástasis múltiples han variado notablemente en estos últimos años. La opción de no utilizar la irradiación holocraneal se ha ido modificando conforme se observaba una prolongación de la supervivencia y de la calidad de vida en casos seleccionados; esto mismo ha pasado con los límites al número de metástasis a irradiar en sesión única y del número de irradiaciones en sucesivas recurrencias.

En esta presentación se exponen aspectos dosimétricos de casos de tratamientos realizados en nuestra unidad Gamma Knife. También se comentan publicaciones con las características dosimétricas típicas de centros con Gamma Knife. Asimismo se muestran resultados comparativos entre diferentes técnicas llevadas a cabo por un centro que cuenta prácticamente con todas las ellas.

Simposio Técnicos / 816

Dosimetría en terapia metabólica

Autor: Josep María Martí i Climent¹

¹ *Clínica Universidad de Navarra*

Corresponding Author: jmmartic@unav.es

Mesa Redonda: Seguridad física de fuentes de radiación. Nuevas indicaciones / 799

Mesa Redonda: Seguridad física de fuentes de radiación. Nuevas indicaciones

Autores: Fernando Alcázar Pérez¹ ; Javier Zarzuela² ; Melanie Erzilbengoa Izaguirre³

¹ *Ministerio del Interior*

² *CSN*

³ *Hospital de San Sebastián*

Corresponding Authors: foap@interior.es, fjzj@csn.es, melanieerzilbengoa@yahoo.fr

Mesa Redonda: Seguridad física de fuentes de radiación. Nuevas indicaciones

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 81

Desarrollo de una solución para dosimetría de área en tiempo real

Autores: Antonio Garcia-Sanchez¹ ; Enrique Garcia-Angosto² ; Alfredo Serna³ ; Pedro Moreno¹ ; David Ramos⁴ ; Fernando Mata-Colodro^{None} ; Vicente Puchades^{None}

¹ *Universidad Politecnica de Cartagena*

² *General Electric Healthcare*

³ *Hospital GU Santa Lucía*

⁴ *Hospital GU Santa Lucia*

Corresponding Author:**Introducción y objetivo**

La mayoría de los sistemas de dosimetría de área no guardan las lecturas a lo largo del tiempo de trabajo, por lo que se pierde una información que puede, en determinadas circunstancias, ser relevante. En este trabajo hemos desarrollado una solución de dosimetría de área de bajo coste que permite la lectura remota, así como su registro en tiempo real (SODATIR). Su eficacia fue probada en un entorno hospitalario.

Material y métodos

El dispositivo para la dosimetría de área (SODATIR) desarrollado está compuesto por una Raspberry Pi; un detector Geiger-Müller conectado a la Raspberry por una placa “bridge” o placa de interconexión, que permite adaptar los voltajes de salida del sensor Geiger-Müller a una señal digital compatible con el bus I2C de la Raspberry; tarjetas de comunicaciones 3G y WiFi (Figura 1-izquierda); y, finalmente, todo el dispositivo se coloca dentro de una carcasa de protección.

Una aplicación Smartphone (Android) ha sido diseñada y desarrollada con objeto de (i) comunicarse con el dispositivo (vía 3G o WiFi) para visualizar en tiempo real las lecturas del detector, (ii) control y registro de usuarios, y (iii) enviar la información a una base de datos de un servidor.



Figure 123: Fig 1

Se realizó un estudio en dos localizaciones en un entorno hospitalario, colocando un primer dispositivo en el Pasillo de Medicina Nuclear (zona PET) y un segundo en la ventana del puesto de control del TAC (Figura 1-centro y derecha). Junto a cada dispositivo se colocó un detector personal EPD MK2+ (Thermo) para comparar los resultados de las lecturas registradas. Las lecturas se registraron durante un día normal de trabajo.

Resultados y discusión

El coste del material del dispositivo SODATIR es de aproximadamente 200 €.

Previo al uso del dispositivo SODATIR en el hospital, éste fue calibrado en el Centro Nacional de Dosimetría (CND, Valencia) para las calidades N80 y N300.

El dispositivo SODATIR se conectaba con la base de datos a través de una tarjeta de datos, aunque también se probó la comunicación a través del wi-fi del hospital. Se podía tener una visión de la lectura del detector en tiempo real a través de la aplicación del teléfono móvil (figura 2).



Figure 124: Fig 2

La tasa de dosis máxima registrada en el pasillo del PET con el SODATIR y el dosímetro personal (Thermo) fue de 2.46 y 2.12 $\mu\text{Sv/h}$, respectivamente; en el puesto de control de TAC fueron 2.09 y 1.86 $\mu\text{Sv/h}$, respectivamente.

El uso de este tipo de dispositivo permite la optimización de la protección radiológica en zonas controladas, permitiendo, p.e., reconstruir incidentes en las instalaciones, o adecuar la clasificación de las áreas.

Conclusiones

El sistema de dosimetría de área, permite lecturas en tiempo real, se caracteriza por su bajo coste, su portabilidad y flexibilidad, y por ser integrable con otros sistemas propietarios del Hospital. El sistema fue validado en un entorno hospitalario.

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 113

Validación de campos pequeños para haces de fotones sin filtro aplanador

Autores: Antonio Ruiz Bueno¹ ; Diego Antón García¹

¹ Hospital Campo Grande

Corresponding Author: antonio.ruiz.hcg@gruporecoletas.com

Introducción

El objetivo del trabajo consiste en validar los haces de fotones sin filtro aplanador 6MV-FFF y 10MV-FFF del acelerador Varian TrueBeam para tamaños de campo menores de 4x4cm², comparando medidas con detectores de diodo y simulaciones Monte Carlo con los cálculos obtenidos por el sistema de planificación de tratamientos (TPS) Eclipse.

Material y métodos

Se dispone del acelerador TrueBeam equipado con el MLC de alta definición HD120 y energías 6MV-FFF y 10MV-FFF, y del TPS Eclipse v.13.6.23, ambos de Varian Medical Systems (VMS).

Se evalúan los algoritmos de cálculo Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) y AcurosXB (AXB) de Eclipse. Se realizan los cálculos en un maniquí virtual de agua de 50x50x50cm3 y rejilla de 1mm. El tamaño de fuente utilizado es X=Y=0mm (AAA) y X=Y=1mm (AXB).

Se utiliza el software de simulación Monte Carlo PRIMO v.0.1.5.1307 [a] con la biblioteca de espacios de fases distribuida por el fabricante VMS [b]. Para los cálculos en PRIMO se diseña un maniquí virtual de agua de 20x20x25cm3 y rejilla de 1mm. Se obtienen valores de dosis con una incertidumbre del 2% (k=2).

Se utiliza la cuba de agua MP3 (PTW) y los detectores de diodo TM60012 (PTW) y SFD (Scanditronix) para las medidas de los factores de campo (OF), porcentajes de dosis en profundidad (PDD) y perfiles de dosis en el eje X (PFLX).

Se seleccionan 11 tamaños de campo desde 0,5x0,5cm2 hasta 4x4cm2 definidos por el MLC y distintas aperturas de mandíbulas para ambos haces de fotones. Se miden los OF, PDD y PFLX con ambos diodos para DFS=95cm y profundidad=5cm. Se aplican factores de corrección a las lecturas de los OF debido a la sobreestimación de la dosis de ambos detectores en campos pequeños [c].

Se comparan los OF, PDD y PFLX medidos con diodos y calculados por PRIMO con los calculados por los algoritmos AAA y AXB.

Resultados

OF normalizados a 4x4cm2 y diferencias relativas entre todos ellos (figura 1).

TC (MLC) (cm ²)	Mandíbulas (X x Y) (cm ²)	OF 6MV-FFF					Diferencias relativas Δ[%]					
		Diodo PTW	Diodo SFD	Primo	Eclipse AAA	Eclipse AXB	AAA-PTW	AAA-SFD	AAA-Primo	AXB-PTW	AXB-SFD	AXB-Primo
0.5 x 0.5	1 x 1	0,670	0,674	0,668	0,657	0,649	-2,01	-2,63	-1,75	-3,16	-3,79	-2,90
0.5 x 0.5	2 x 2	0,672	0,677	0,678	0,658	0,650	-2,21	-2,86	-3,05	-3,36	-4,02	-4,21
0.5 x 0.5	3 x 3	0,673	0,677	0,675	0,664	0,655	-1,43	-2,07	-1,68	-2,75	-3,40	-3,01
0.5 x 0.5	4 x 4	0,674	0,677	0,669	0,667	0,659	-0,99	-1,53	-0,24	-2,30	-2,84	-1,54
1 x 1	2 x 2	0,834	0,834	0,847	0,828	0,839	-0,80	-0,81	-2,30	0,51	0,50	-0,98
1 x 1	3 x 3	0,836	0,834	0,850	0,835	0,846	-0,13	0,02	-1,81	1,15	1,31	-0,50
1 x 1	4 x 4	0,839	0,836	0,844	0,838	0,850	-0,05	0,31	-0,73	1,37	1,71	0,69
2 x 2	3 x 3	0,929	0,927	0,938	0,932	0,935	0,35	0,55	-0,62	0,62	0,82	-0,35
2 x 2	4 x 4	0,932	0,930	0,936	0,937	0,940	0,55	0,74	0,08	0,81	1,00	0,34
3 x 3	4 x 4	0,969	0,967	0,973	0,973	0,973	0,47	0,63	-0,01	0,47	0,63	-0,01
4 x 4	5 x 5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
TC (MLC) (cm ²)	Mandíbulas (X x Y) (cm ²)	OF 10MV-FFF					Diferencias relativas Δ[%]					
		Diodo PTW	Diodo SFD	Primo	Eclipse AAA	Eclipse AXB	AAA-PTW	AAA-SFD	AAA-Primo	AXB-PTW	AXB-SFD	AXB-Primo
0.5 x 0.5	1 x 1	0,568	0,577	0,559	0,552	0,543	-2,79	-4,46	-1,28	-4,58	-6,27	-3,03
0.5 x 0.5	2 x 2	0,571	0,581	0,561	0,554	0,544	-3,07	-4,74	-1,20	-5,05	-6,75	-3,15
0.5 x 0.5	3 x 3	0,572	0,581	0,563	0,560	0,550	-2,26	-3,86	-0,55	-4,00	-5,63	-2,27
0.5 x 0.5	4 x 4	0,572	0,582	0,564	0,561	0,554	-2,10	-3,77	-0,67	-3,24	-4,94	-1,80
1 x 1	2 x 2	0,779	0,783	0,789	0,757	0,769	-2,89	-3,43	-4,21	-1,26	-1,80	-2,56
1 x 1	3 x 3	0,780	0,784	0,789	0,762	0,778	-2,30	-2,84	-3,51	-0,28	-0,80	-1,46
1 x 1	4 x 4	0,781	0,784	0,787	0,763	0,783	-2,25	-2,70	-3,08	0,31	-0,13	-0,50
2 x 2	3 x 3	0,926	0,922	0,925	0,916	0,921	-1,13	-0,74	-1,03	-0,57	-0,18	-0,47
2 x 2	4 x 4	0,928	0,925	0,931	0,917	0,926	-1,29	-0,92	-1,56	-0,27	0,10	-0,53
3 x 3	4 x 4	0,976	0,973	0,967	0,973	0,975	-0,31	-0,02	0,62	-0,10	0,19	0,83
4 x 4	5 x 5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Figure 125: OF normalizados a 4x4cm2

Diferencias en los PDD <3% para campos de 0,5x0,5cm2 y <2% para el resto en 6MV-FFF. Diferencias <5% para campos de 0.5x0.5cm2 y <3% para el resto en 10MV-FFF. Diferencias en los PFLX <3% para todos los campos y ambas energías (figura 2).

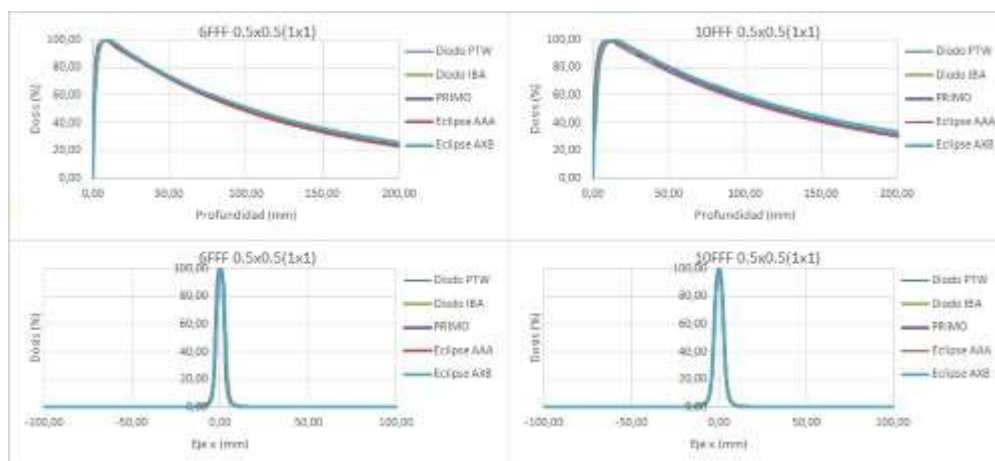


Figure 126: PDD y PFLX para campo de 0,5x0,5cm² y mandíbulas 1x1cm²

Se observa un mejor acuerdo entre los datos medidos, simulados y calculados cuanto mayor es el tamaño de campo y mayor es la distancia entre las mandíbulas y el MLC. Mejor acuerdo con la energía 6MV-FFF respecto a 10MV-FFF y con el algoritmo AAA respecto a AXB.

Conclusiones

Se han presentado los OF, PDD y PFLX para haces de fotones sin filtro aplanador del acelerador TrueBeam y tamaños de campo menores de 4x4cm² medidos con dos detectores de diodo y calculados con Primo, obteniendo un excelente acuerdo con los calculados por los algoritmos AAA y AXB de Eclipse.

Referencias

- [a] <http://www.primoproject.net>
- [b] <http://www.myvarian.com/s/montecarlo>
- [c] Can small field diode correction factors be applied universally? Radiotherapy and Oncology 112 (2014) 442–446

Debate: Las SRS de lesiones múltiples también se pueden tratar con linacs. / 770

Brainlab Elements MTS multiples

Autor: Ignasi Modolell i Farré¹

¹ Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica - ICO Hospitalet

Corresponding Author: imodolell@iconcologia.net

La oncología radioterápica está evolucionando hacia una ampliación de las indicaciones en pacientes oligometastásicos. Multiple Brain Mets SRS de BrainLAB se alinea con esta tendencia permitiendo el tratamiento de dos a quince lesiones cerebrales de forma sencilla.

Las características principales son:

- Planificación automatizada mediante el uso de plantillas de prescripción y geometría predefinidas por el usuario
- Tratamiento con isocentro único y arcos dinámicos conformados
- Hasta un máximo de cinco giros de mesa y diez arcos por tratamiento

Los planes de tratamiento generados son consistentes y el proceso desde la planificación al tratamiento resulta muy eficiente.

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 326

Propuesta innovadora para la dosimetría personal en radiología intervencionista. Participación de la UPC en el proyecto PODIUM

Autores: Anna Camp Brunés¹ ; Victor García Balcaza¹ ; Maria Amor Duch Guillen¹ ; Mercè Ginjaume Egidio¹

¹ UPC

Corresponding Author: anna.camp@upc.edu

Introducción

El control dosimétrico de los trabajadores expuestos es esencial para la aplicación del principio ALARA y para asegurar el cumplimiento de la normativa vigente. Actualmente, en España, únicamente se utilizan sistemas pasivos para dosimetría personal, los cuales presentan algunas limitaciones: no es posible conocer el nivel de exposición mientras se está expuesto y no ofrecen buenas estimaciones cuando los campos de radiación no son homogéneos.

El proyecto PODIUM propone llevar a cabo la vigilancia individual mediante una aplicación de dosimetría en línea que determinará la posición del trabajador mediante cámaras, tras lo cual se calcula la dosis mediante simulaciones Monte Carlo (MC) aceleradas.

Diversos grupos de la UPC participan en el proyecto y en este trabajo se presentan los estudios preliminares para la validación de los sistemas de cálculo propuestos para el caso de radiología intervencionista.

Materiales y métodos

En una sala de cateterismo del hospital universitario de Malmö en Suecia se ha simulado un procedimiento típico, empleando maniqués antropomórficos como paciente y operador. En el tórax del operador se han situado dos dosímetros personales activos tipo EPD de la marca Thermo y dos dosímetros de termoluminiscencia del Servicio de dosimetría personal de la UPC que proporcionan la dosis equivalente personal Hp(10), figura 1.

En cuanto a las simulaciones, para la obtención de resultados en tiempos de cálculo cortos (inferiores a 1 min o 2 min) se han empleado dos tipos de técnicas aceleradas: el código MC-GPU, desarrollado específicamente para procedimientos intervencionistas y que emplea para el cálculo unidades gráficas (GPU), y el programa de uso general PENELOPE/penEasy, aplicando una técnica de reducción de varianza de detección forzada.

Resultados y discusión

Los resultados de simulación presentados en la Tabla 1, con una incertidumbre menor al 1% ($k=2$) corresponden a simulaciones de 2 minutos con PENELOPE/penEasy. La tabla muestra una desviación máxima del 37 % para la proyección PA en la comparativa con las medidas de los EPD, en los otros casos la diferencia es inferior al 30%. Este valor se considera satisfactorio teniendo en cuenta las tolerancias aceptadas en protección radiológica y la distribución de dosis observada en el tórax (comparación entre TLD y EPD), que es del orden de 50 % para la disposición mostrada en la figura 1 donde los TLDs están más próximos al paciente.

Conclusiones

Los resultados preliminares son muy prometedores porque permiten determinar, mediante simulación MC y con una estimación del orden del 30%, la dosis recibida por el personal sanitario que participa en un procedimiento intervencionista. Este procedimiento puede utilizarse no sólo para determinar la dosis en tórax sino también la dosis en cristalino.

Tabla 1: Ejemplo de resultados comparativos entre la medida de Hp(10) utilizando dosímetros activos (EPD), pasivos (TLD) y calculada (Sim) para dos proyecciones: PA y 15 °.

kV	Filtración	Angulación	KAP (DICOM)	Kaire entrada	EPD	TLD	Sim (EPD)	Sim(TLD)	Ratio (EPD)	Ratio (TLD)
[kV]	adicional	Tubo	[Gy·m ²]	[mGy]	[mSv]	[mSv]	[mSv]	[mSv]	med/sim	med/sim
79	0,3 Cu	0 ° (PA)	0,00041026	21,17	72,5	109,5	99,3	115	1,37	1,05
79	0,3 Cu	15 °	0,00042095	21,72	68	105	68	82,8	1,00	0,79

Figure 127: enter image description here



Figure 128: enter image description here

Figura 1: Dispositivo experimental.

Este estudio ha recibido financiación del programa de investigación y formación 2014-2018 de EU-RATOM en virtud del acuerdo de subvención nº 662287.

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 93

Output Factors en dosimetría de campos pequeños: comparación

de detectores para haces de 6 MV y 6 MV FFF en el acelerador Versa HD.

Autores: Paula Monasor Denia¹ ; María del Carmen Castellet García¹

Co-autores: Carla Manjón García¹ ; Juan David Quirós Higuera¹ ; Xavier Jordi Juan Senabre¹ ; Noelia de Marco Blancas¹ ; Jorge Bonaque Alandi¹ ; Agustín Santos Serra¹ ; Juan López-Tarjuelo¹

¹ Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

Corresponding Author:

Objetivo

Investigamos la aplicabilidad de diferentes detectores para dosimetría de campos pequeños y sus diferencias en la respuesta a haces con(FF) y sin filtro aplanador(FFF).

Incluimos detectores no estándar en dosimetría de fotones, como los transistores-de-efecto-de-campo-metal-oxido-semiconductor(MOSFET) y películas radiocrómicas(EBT3).

Materiales y métodos

Acelerador lineal *Versa HD*(Elekta,UK).TPR(20,10)0,683 para 6MV y 0,674 para 6MV FFF.

Los *Output Factors*(OFs) se midieron en una cuba de agua PTW *BeamScan*(PTW, Alemania) con un electrómetro DOSE1(IBA, Alemania) utilizando 9 detectores diferentes, para tamaños de campo entre 10x10 y 0.6x0.6cm² a 10cm de profundidad.

Los OFs con película fueron medidos en agua sólida y analizados con www.Radiochromic.com.

Se utilizó el sistema PTW TRUFIX para colocar *MicroDiamond* y diodos en el punto efectivo; y las cámaras de ionización(ICs) en el centro geométrico. Los MOSFETs y películas fueron centrados visualmente, siguiendo recomendaciones del TRS 483.

Los OFs se presentan como promedio de 5 medidas de 200 MU(parte superior de las Tablas). Las mediciones se normalizaron al OF del 3x3cm²(campo más pequeño donde el equilibrio lateral de partículas cargadas es suficiente para ambas energías). La parte inferior de las tablas muestra las diferencias con respecto al OF de referencia(sombreado), calculado como la media de los OFs de los detectores más apropiados para cada tamaño de campo; siguiendo recomendaciones del fabricante y la literatura publicada.

Los OFs de los tamaños de campo más críticos(0,6x0,6 y 1x1cm²) se verificaron nuevamente mediante una calibración cruzada normalizada al tamaño del campo más cercano(2x2cm²) con la cámara *PinPoint*(cámara de referencia para este campo).

Resultados

Las tablas muestran que los MOSFETs se comportan correctamente para todos los tamaños de campo; respuesta similar para los diodos.

Microdiamond tiene una buena respuesta en campos hasta 7x7cm² donde comienza a subestimar el OF.

Las ICs *PinPoint*, *SemiFlex*, CC13-S y FC65-G presentan una infra-respuesta para los campos más pequeños(0.6x0.6 y 1x1cm²) por su mayor volumen activo. Sin embargo, estas ICs son ideales para campos más grandes, con la excepción de *PinPoint* que subestima el OF del 7x7cm² debido al efecto del electrodo central.

El OF de referencia para cada tamaño de campo concuerda correctamente con el obtenido con películas radiocrómicas, con desviaciones menores al 3% tanto FF como FFF.

No se observan diferencias en las respuestas de los detectores entre haces de 6MV y 6MV FFF.

El OF de los haces FFF es menor que en FF para campos mayores a 3x3cm², pero mayor para campos menores a 3x3cm², como ya lo han demostrado otros autores para el *Versa HD*.

El resultado de la doble verificación resultó en desviaciones con respecto a los OFs de referencia de: 1.82% para 0.6x0.6cm² y 0.40% para 1x1cm² en 6MV y 2.06% y 0.12% en 6 MVFFF.

Conclusión

La principal diferencia entre la respuesta de los detectores se debe al volumen del detector.

Nuestra homogénea serie de medidas muestra que MOSFETs, *MicroDiamond* y diodos son buenos detectores para dosimetría de campos pequeños y pueden ser complementados con la verificación mediante película.

Para todos los detectores analizados encontramos la misma tendencia general independientemente del tipo de filtración utilizada.

Tabla 1. Output Factors con los diferentes detectores dependiendo del tamaño de campo para haces de 6 MV. Los valores sombreados son los OFs utilizados para obtener el OF de referencia para cada tamaño de campo. La parte inferior de la tabla muestra las diferencias entre la respuesta de los distintos detectores para cada tamaño de campo con respecto al OF de referencia.

Tamaño de campo (cm ²)	OUTPUT FACTORS							
	0.6 x 0.6	1 x 1	2 x 2	3 x 3	4 x 4	5 x 5	7 x 7	10 x 10
FC65-G	0.143	0.368	0.780	1.000	1.068	1.104	1.157	1.220
CC13-S	0.325	0.680	0.939	1.000	1.041	1.074	1.127	1.184
Semiflex 3D	0.380	0.718	0.940	1.000	1.038	1.071	1.123	1.182
PinPoint	0.445	0.746	0.942	1.000	1.040	1.072	1.124	1.178
MicroDiamond	0.518	0.794	0.950	1.000	1.038	1.069	1.121	1.181
SFD	0.522	0.786	0.945	1.000	1.042	1.076	1.136	1.203
EFD	0.503	0.789	0.950	1.000	1.038	1.070	1.125	1.203
microMOSFET	0.520	0.793	0.945	1.000	1.041	1.073	1.145	1.202
EBT3	0.505	0.793	0.941	1.000	1.040	1.091	1.141	1.169

OF referencia	DIFERENCIAS							
	0.516	0.791	0.942	1.000	1.040	1.073	1.136	1.202
FC65-G	-72.3	-53.5	-17.2	0.0	2.7	2.9	1.8	1.5
CC13-S	-37.0	-14.0	-0.3	0.0	0.1	0.1	-0.8	-1.5
Semiflex 3D	-26.4	-9.2	-0.2	0.0	-0.2	-0.2	-1.1	-1.7
PinPoint	-13.8	-5.7	0.0	0.0	0.0	-0.1	-1.1	-2.0
MicroDiamond	0.4	0.4	0.8	0.0	-0.2	-0.4	-1.3	-1.7
SFD	1.2	-0.6	0.3	0.0	0.2	0.3	0.0	0.1
EFD	-2.5	-0.3	0.8	0.0	-0.2	-0.3	-1.0	0.1
microMOSFET	0.8	0.3	0.3	0.0	0.1	0.0	0.8	0.0
EBT3	-2.1	0.3	-0.1	0.0	0.0	1.7	0.4	-2.7

Figure 129: enter image description here

Tabla 2. Output Factors con los diferentes detectores dependiendo del tamaño de campo para haces de 6 MV FFF. Los valores sombreados son los OFs utilizados para obtener el OF de referencia para cada tamaño de campo. La parte inferior de la tabla muestra las diferencias entre la respuesta de los distintos detectores para cada tamaño de campo con respecto al OF de referencia.

Tamaño de campo (cm ²)	OUTPUT FACTORS							
	0.6 x 0.6	1 x 1	2 x 2	3 x 3	4 x 4	5 x 5	7 x 7	10 x 10
FC65-G	0.138	0.369	0.788	1.000	1.059	1.090	1.134	1.181
CC13-S	0.339	0.704	0.940	1.000	1.034	1.061	1.104	1.144
Semiflex 3D	0.409	0.744	0.943	1.000	1.034	1.061	1.104	1.149
PinPoint	0.468	0.766	0.945	1.000	1.036	1.063	1.102	1.145
MicroDiamond	0.572	0.819	0.952	1.000	1.031	1.058	1.099	1.144
SFD	0.586	0.813	0.949	1.000	1.038	1.066	1.114	1.180
EFD	0.566	0.817	0.953	1.000	1.033	1.060	1.104	1.165
microMOSFET	0.555	0.790	0.951	1.000	1.027	1.061	1.115	1.166
EBT3	0.483	0.776	0.947	1.000	1.046	1.068	1.113	1.164

OF referencia	DIFERENCIAS							
	0.570	0.810	0.945	1.000	1.034	1.061	1.114	1.163
FC65-G	-75.8	-54.4	-16.6	0.0	2.4	2.7	1.8	1.5
CC13-S	-40.5	-13.1	-0.5	0.0	0.0	0.0	-0.9	-1.6
Semiflex 3D	-28.2	-8.1	-0.2	0.0	0.0	0.0	-0.9	-1.2
PinPoint	-17.9	-5.4	0.0	0.0	0.2	0.2	-1.1	-1.5
MicroDiamond	0.4	1.1	0.7	0.0	-0.3	-0.3	-1.3	-1.6
SFD	2.8	0.4	0.4	0.0	0.4	0.5	0.0	1.5
EFD	-0.7	0.9	0.8	0.0	-0.1	-0.1	-0.9	0.2
microMOSFET	-2.6	-2.5	0.6	0.0	-0.7	0.0	0.1	0.3
EBT3	-15.3	-4.2	0.2	0.0	1.2	0.7	-0.1	0.1

Figure 130: enter image description here

Debate: Las SRS de lesiones múltiples también se pueden tratar con linacs. / 771

Tomoterapia

Autor: Ruth Rodríguez Romero¹

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author:

La técnica de tomoterapia helicoidal se caracteriza por impartir tratamientos rotatorios de intensidad modulada mientras el paciente se desplaza, solidario a la mesa de tratamiento, en sentido craneal. La naturaleza helicoidal de la irradiación facilita el tratamiento conjunto de lesiones próximas situadas en distintos planos axiales. Además, el diseño del sistema colimador multi-lámina (MLC), dispuesto tal que las láminas se mueven en dirección cráneo-caudal, permite irradiar simultáneamente múltiples lesiones contenidas en un mismo plano axial. Seleccionando una apertura de mordaza suficiente (10 o 25 mm, según las dimensiones de las lesiones y la región total a irradiar) y un paso de hélice apropiado (acorde a la dosis por sesión), se obtienen tratamientos de lesiones múltiples a partir de un único centrado y posicionamiento del paciente. Para ello se adquieren imágenes de tomografía computerizadas de 3.5 MV, generadas por el propio acelerador lineal (que emite 6 MV en modo tratamiento), reduciendo con ello la incertidumbre de posicionamiento al coincidir ambos isocentros. Por otra parte, la baja transmisión del sistema colimador del equipo, tanto de las mordazas como del MLC, permiten preservar el tejido sano adyacente.

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 448

Creación de un modelo Monte Carlo de un acelerador lineal VarianTrueBeam® para un haz 6FFF

Autores: Miguel López Sánchez¹ ; María Pérez Fernández¹ ; José Manuel Fandiño Lareo^{None} ; Antonio Teijeiro² ; Victor Luna Vega³ ; Faustino Gómez Rodríguez⁴ ; Diego Miguel González Castaño^{None}

¹ Hospital Universitario Lucus Augusti

² Hospital do Meixoeiro

³ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

⁴ Universidad de Santiago de Compostela

Corresponding Author: mahiquel@yahoo.es

Introducción

En este trabajo se ha creado, comisionado y validado experimentalmente un modelo Monte Carlo de un acelerador lineal VarianTrueBeam® para un haz 6FFF, usando el códigoBEAMnrc.

Material y métodos

- Medida de tamaño de foco

El dispositivo usado para medir el tamaño de foco (Fig. 1) está compuesto de dos bloques paralelos de plomo separados por una ranura de 0.13 mm y montados en una bancada que se mueve bajo el haz de radiación. La medida se realiza con un diodo de dosimetría unido a la parte inferior de los bloques de plomo con su punto de referencia alineado con la ranura. Se escaneó en varias direcciones alrededor del eje de radiación y mediante un algoritmo de reconstrucción desarrollado con MATLAB® (MathWorks, Natick, MA, USA), se determinó el tamaño y la forma de la fuente de radiación.

- Simulación de espacios de fases y distribuciones de dosis

Se llevaron a cabo usando el código de Montecarlo EGSnrc 4 (versión Rev1.78).

Para simular los espacios de fases correspondientes al LINAC Truebeam-modalidad 6FFF, se introdujeron modificaciones en la geometría de un VarianClinac 2300:Se extrajo elflatteningfilterse introdujo un target modificado.

Los PDDs y perfiles de dosis fueron simulados en un maniquí de agua usando el código egs_chamber.

- Comisionado y validación

El método utilizado en el comisionadoconsistió en compararPDDs y perfiles de diferentes tamaños de campo y diferentes combinaciones de FWHM y Energía con las curvas experimentales correspondientes. La Energía y FWHM óptimos se obtuvieronmediante minimización de funciones de mérito que tienen en cuenta las diferencias de dosis en varios puntos de las curvas.

Resultados

- Tamaño de foco

Las curvas medidas con el dispositivo de rendija poseen simetría axial.Estas curvas se usaron para ejecutar el algoritmo de reconstrucción de la distribución de la fuente de radiación, considerando un modelo gaussiano bidimensional. Los valores obtenidos fueron 0.155 cm, 0.157 cm y 0.156 cm para las tres máquinas consideradas en este estudio.

- Comisionado del modelo Monte Carlo

Para decidir el tamaño de foco óptimo, se simularon campos de 3x3 cm² con distintos valores de FWHM del campo de electrones primarios. El tamaño de foco que mejor reproduce los resultados experimentales es 0.16 cm, compatible con la medida experimental del foco.

En el caso de la energía del haz de electrones primario, el mejor acuerdo entre el PDD medido y el simulado para campo de 10x10, ocurre en 6.1 MeV.

- Validación del modelo

Usando el modelo de Montecarlo comisionado, se han simulado perfiles a varias profundidades y PDD's en eje y fuera de eje de varios tamaños de campo entre 3x3 y 15x15 cm², comparando los resultados de la simulación con las medidas experimentales. Las diferencias locales en dosis relativa tanto en PDDs como en perfiles son inferiores al 1% (Fig. 2).

Conclusiones

En este trabajo de creado un modelo de Montecarlo de un LINAC VarianTruebeam 6FFF que reproduce con fidelidad las medidas experimentales.

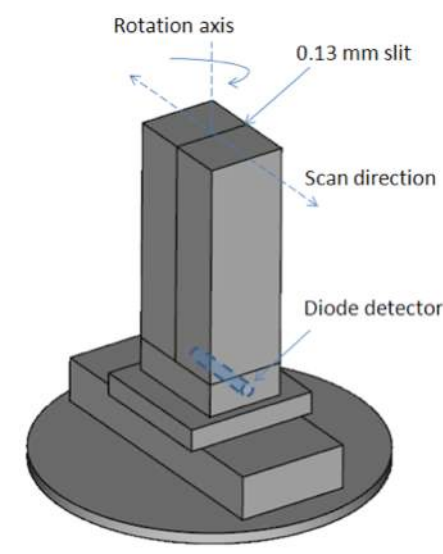


Figure 131: Fig.1 Dispositivo de escaneo del foco

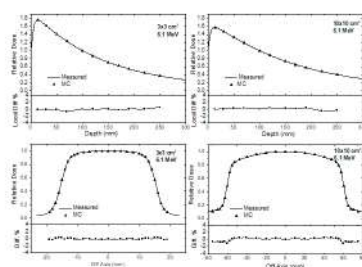


Figure 132: Fig.2 Comparación de las medidas experimentales y simulación Montecarlo

Debate: Las SRS de lesiones múltiples también se pueden tratar con linacs. / 772

HyperArc

Autor: Miguel Rodríguez¹

¹ *Varian Medical Systems, Spain*

Corresponding Author: miguel.rodriguez@varian.com

Cada vez es más habitual el tratamiento de metástasis cerebrales con aceleradores lineales gracias a la versatilidad de las máquinas, el menor tiempo de tratamiento y el mayor confort para los pacientes. Alineados con esa filosofía, Varian presentó HyperArc que reduce el tiempo de tratamiento y planificación, mejora la calidad de los planes con herramientas específicas de software, y nos da una mayor seguridad en la irradiación de los planes. En esta exposición, nos centraremos en los resultados clínicos de los clientes referentes de esta novedosa herramienta de tratamiento de lesiones cerebrales.

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 515

Caracterización de un material imprimible 3D para la evaluación dosimétrica de tratamientos RIO

Autores: Rodrigo Astudillo Olalla¹ ; Mercedes Pérez Macho¹ ; Nicolás Sierrasesumaga Martín¹ ; Juan Ignacio Raba Díez¹ ; Jose Andrés Vázquez Rodríguez¹ ; Javier Tomás Anchuelo Latorre¹ ; María Ferri Molina¹ ; Ana Soledad García Blanco¹ ; Pedro José Prada Gómez¹ ; María Teresa Pacheco Baldor¹ ; Rosa Fabregat Borrás^{None} ; Samuel Ruiz Arrebola^{None}

¹ *Hospital Universitario Marqués de Valdecilla*

Corresponding Author: ras.spa@gmail.com

Introducción

La radioterapia intraoperatoria (RIO) permite la administración de altas dosis en un lecho quirúrgico, durante el curso de una intervención minimizando la dosis recibida por el tejido sano circundante. En esta técnica no se adquieren imágenes del paciente y por tanto la planificación del tratamiento no es posible, recurriéndose a cálculos aproximados de dosis en superficies planas, que difieren de las irregularidades reales que presentan los lechos quirúrgicos.

Con el fin de realizar una evaluación dosimétrica precisa posterior al tratamiento, se pueden fabricar maniqués 3D imprimibles de ácido poliláctico (PLA) a partir del escaneado de la superficie de lechos quirúrgicos reales. El objetivo de este trabajo es el de la caracterización del material usado para la fabricación de estos maniqués.

Material y métodos

Se ha fabricado un maniqué de PLA constituido por varias láminas de distintos espesores y con forma cilíndrica de 20 cm de radio. La densidad del material es $\rho = 1.027 g/cm^3$ y se fabrica en una impresora 3D DT600+ de Dynamical Tools, con una densidad de relleno del 90%.

Para la irradiación se cuenta con el acelerador de electrones para terapia intraoperatoria LIAC HWL (Sordina IORT Technologies SpA).

Se han realizado medidas, en el maniqué de PLA, de distribución de dosis absorbida en el eje transversal del haz de radiación a diferentes profundidades, y medidas de rendimiento de dosis en profundidad (PDD) para las diferentes energías y colimadores disponibles. Para las medidas se han empleado películas radiocrómicas EBT3 de Gafchromich®. También se han hecho medidas de números CT con el maniqué CIRS®062.

El software de simulación Monte Carlo (MC) de haces de electrones SWL-LIAC Monte Carlo Simulation, proporciona los cálculos de perfiles y PDD usados en nuestros análisis.

Resultados

En la Tabla 1 se muestra algunos de los resultados de la medida de números CT para agua y PLA.

Tabla 1. Medida de número CT de agua y PLA en unidades Hounsfield. Factor de cobertura $k=1$

Material	Número CT (HU)	
	Media	DS
H ₂ O	2	26
PLA	116	40

Figure 133:

Los resultados dosimétricos preliminares de este estudio se han realizado sólo para la energía de 6 MeV y el aplicador de 30 mm no biselado. Se ha medido la distribución de dosis absorbida en el eje transversal al haz, a la profundidad de 9mm y en el maniquí de PLA. En la Figura 1 podemos ver la comparativa con los cálculos MC. El análisis del índice gamma con el criterio 2%/2mm de los resultados, es de un 98,84 % de los puntos por debajo del valor 1 de γ .

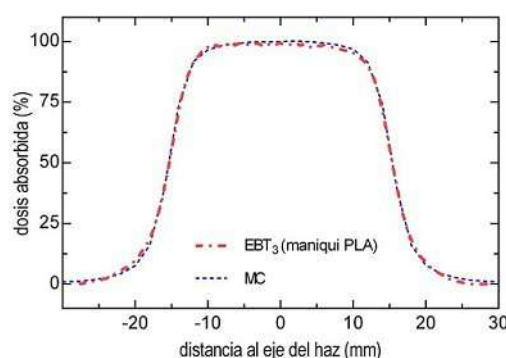


Figura 1. Se representan dos distribuciones de dosis absorbida en un eje transversal, a la profundidad de 9 mm para un haz de 6 MeV y un aplicador de 30 mm no biselado. En puntos suspensivos (azul) distribución calculada mediante MC, y en línea a trazos (rojo) distribución medida con película radiocrómica en el maniquí de PLA. Ambas distribuciones se han normalizado al valor de la dosis absorbida en el eje del haz.

Figure 134:

Discusión

Los valores obtenidos del perfil del haz con PLA se ajustan muy bien a la curva Monte Carlo, con un valor del índice γ muy cercano al 100% para un criterio 2%/2mm. Además el valor del número CT medido para el PLA es relativamente cercano al valor de agua.

Conclusiones

Los buenos resultados preliminares, aunque escasos, son un indicativo de la posibilidad del uso de maniqués 3D imprimibles de PLA para el cálculo de distribuciones dosis administradas, suponiendo una buena solución para abordar el registro dosimétrico de tratamientos en RIO.

Simposio Técnicos / 775

Protonterapia

Autor: Juan Castro Novais¹

¹ Hospital QuirónSalud Madrid

Corresponding Author: juan.castro@quironsalud.es

Sesión Plenaria: Protección Radiológica en instalaciones singulares (CNA, CLPU) / 784**CNA: ACELERADORES DE PARTICULAS AL SERVICIO DE LA SOCIEDAD**

Autor: Rafael G^a-Tenorio G^a-Balmaseda¹

¹ CNA

Corresponding Author: gtenorio@us.es

El Centro Nacional de Aceleradores (CNA) es un centro mixto de la Universidad de Sevilla, la Junta de Andalucía y el Consejo Superior de Investigaciones Científicas, que tiene como misión el desarrollo de investigación en aceleradores de partículas y sus múltiples aplicaciones. El Centro está reconocido como Instalación Científico-Técnica Singular (ICTS) de localización única, siendo por ello un centro abierto para que la comunidad científica y tecnológica nacional e internacional pueda desarrollar investigaciones utilizando sus instalaciones.

En el centro se saca pleno rendimiento a sus seis grandes instalaciones: 1) El acelerador Tándem de 3 MV, herramienta potente y versátil para Ciencia de Materiales e Instrumentación Nuclear, cuya potencialidad se ha incrementado con la incorporación de una nueva línea para experimentación con neutrones. b) El acelerador Ciclotrón, factoría de radiofármacos y con una línea de haz externo cada vez más demandada para experimentos de irradiación con partículas cargadas c) El acelerador Tandetrón para AMS, que encuentra radionucleidos de vida larga en el medioambiente en proporciones ínfimas, con grandes demandas en aplicaciones oceanográficas y caracterización de residuos radiactivos d) El acelerador compacto MICADAS, dedicado a la datación de muestras de muy diversos origen por ¹⁴C, con un incremento muy notable en su uso forense e) El irradiador de ⁶⁰Co, fuente de fotones para irradiación de componentes fundamentalmente aeroespaciales, pero también biológicas, y f) el tomógrafo PET-TAC, complemento del ciclotrón para el diagnóstico de cáncer.

El centro tiene establecido un plan estratégico vigente para el periodo 2017-2020, aprobado por su junta rectora y evaluado positivamente por el comité de evaluación de las ICTS, el cual cubre los siguientes objetivos: 1.- Desarrollo de Técnicas de Análisis por haces de Iones (IBA) para análisis de materiales. 2.- Desarrollo de pruebas de irradiación de componentes tecnológicos y biológicos. 3.- Desarrollo de detectores de radiación e instrumentación nuclear. 4.- Avances en Espectrometría de masas por aceleradores (AMS) y datación por ¹⁴C. 5.- Producción de radiofármacos e imagen molecular. Adicionalmente, este plan contempla: a) una apuesta decidida por instalar, un acelerador de más energía que permita tratar el cáncer usando la técnica llamada Protonterapia, b) un incremento notable en la implicación en el desarrollo de instrumentación nuclear relevante para grandes instalaciones internacionales, y c) una consolidación de la nueva línea del acelerador Tandem para experimentación con neutrones.

En esta ponencia haremos un recorrido breve por las grandes instalaciones del Centro indicando sus principales características y aplicaciones, describiremos las principales aplicaciones e investigaciones médicas en curso y haremos una descripción somera del plan de protección radiológica de los trabajadores y del público vigente en una instalación tan singular.

Sesión Plenaria: Protección Radiológica en instalaciones singulares (CNA, CLPU) / 785**Centro de Láseres Pulsados (CLPU)**

Autor: Luis Roso Franco¹

¹ CLPU

Corresponding Author: roso@clpu.es

En los últimos años se ha producido un incremento notable del número de instalaciones de láseres ultraintensos. En la actualidad, alrededor de un centenar de laboratorios en todo el mundo estudian la aceleración de partículas con láser. Una de las características claves de estos nuevos aceleradores

es su capacidad única para alcanzar energías extremadamente altas en distancias extremadamente cortas, muy por encima de cualquier otro método convencional de aceleración. En nuestro país, el Centro de Láseres Pulsados Ultracortos (CLPU) de Salamanca es la Infraestructura Científico Técnica Singular (ICTS) que nos proporciona acceso a esta tecnología.

Los aceleradores láser suponen un reto para la instrumentación usada habitualmente en Protección Radiológica. Los detectores deben enfrentarse a intensos campos de radiación mixta con duración extremadamente corta, en la escala de pico- a femto-segundos, originados a cada disparo del láser. La ausencia de cualquier tipo de referencia para este tipo de pulsos de radiación está siendo actualmente mitigada mediante la realización de intercomparaciones con diferentes sistemas y métodos de detección, en instalaciones como el CLPU (véase proyecto abierto por el CLPU en la Plataforma PEPRI). Nuestro objetivo es alcanzar conclusiones sólidas sobre la confiabilidad en la respuesta de los sistemas actuales de detección, tanto activos como pasivos (TLD, OSL, etc.) y contribuir en el desarrollo de nuevos sistemas adaptados a estas fuentes.

En el campo de la Física Médica, los aceleradores de partículas basados en láser están siendo considerados como la próxima generación de aceleradores para radioterapia. Recientes experimentos radiobiológicos in vivo han evidenciado que las irradiaciones con haces de electrones con dosis ultra altas por pulso pueden reducir drásticamente los efectos secundarios adversos en los tejidos sanos y ser igualmente eficientes, que las irradiaciones convencionales, para el control de tumores. Sin embargo, la medida y determinación de tasas de dosis por pulso, que son varios órdenes de magnitud superiores a la radioterapia convencional, presentan desafíos significativos que deben ser abordados para el desarrollo de una técnica avanzada de radioterapia con aceleradores láser.

Mesa Redonda: Novedades sobre el radón / 800

Mesa Redonda: Novedades sobre el radón - Implicaciones al público del nuevo RPSRI y CTE

Autores: Borja Frutos¹ ; Carlos Sainz² ; José Carlos Sáez Vergara³ ; Luis Santiago Quindos Poncela⁴ ; Marta García Talavera⁵

¹ *Instituto Eduardo Torroja*

² *Univ. Cantabria*

³ *CIEMAT*

⁴ *Universidad de Cantabria*

⁵ *CSN*

Corresponding Authors: borjafv@ietcc.csic.es, sainzc@unican.es, , luis.quindos@unican.es, mgmtm@csn.es

El objetivo principal de esta Mesa Redonda será intentar actualizar algunos de los aspectos más relevantes de la implementación de la Directiva 2013/59/EURATOM de normas básicas de seguridad en lo referente al Plan Nacional contra el Radón. En su Anexo XVIII, la Directiva indica la lista de los principales campos que deberán contemplar todos los planes nacionales que se implementen en los países miembros de la UE. Actualmente en España cada uno de estos puntos se encuentran en diferentes grados de desarrollo. Dada la limitación de tiempo disponible resulta imposible entrar con cierto nivel de detalle en todos los ítems que configuran el Plan Nacional, pero se pretenderá fomentar una discusión que proporcione de manera sucinta una visión global del estado actual de algunos de ellos. Por ejemplo, se abordarán aspectos relacionados con la medida de gas radón, distinción entre diferentes técnicas disponibles y aseguramiento de la calidad metrológica. También es de gran interés la exposición al radón tanto en viviendas como en puestos de trabajo, siendo este último aspecto muy relevante por la gran variedad de situaciones de exposición al radón que se van a plantear en el futuro cercano en el ámbito laboral. En la medida de lo posible, se intentará entrar en otros aspectos igualmente relevantes como pueden ser la definición de zonas de riesgo, o las estrategias nacionales de prevención y mitigación.

Orales: Radioterapia: Planificación de tratamientos / 222

Tratamiento de TBI con VMAT

Autor: Juan María Pérez Moreno¹

Co-autores: Pedro Fernández Letón ¹ ; María del Carmen Rubio Rodríguez ¹ ; Jeannette Valero Albarrán ¹ ; Juan García Ruiz-Zorrilla ¹ ; Paz García de Acilu ¹

¹ HM Hospitales

Corresponding Author:

OBJETIVO

Implementar un procedimiento para irradiación corporal total empleando VMAT.

MÉTODO

Se ha realizado el acondicionamiento con radioterapia para dos pacientes, utilizando RayStation7 para la planificación en un acelerador VERSA HD.

La inmovilización se realiza empleando máscara de cabeza y cuello junto con el colchón de vacío BlueBag y sistema BodyFIX. Se realizan dos CTs de simulación en orientaciones cabeza primero (HFS) y pies primero (FFS) supino, para abarcar todo el cuerpo del paciente. Se define el volumen blanco como todos los huesos del cuerpo. En uno de los casos, estaba indicado incluir en el volumen blanco todo el cráneo, nodos axilares, supraclaviculares, paraórticos y el hígado. A este volumen se le dio un margen de 3mm, excepto en extremidades, tórax y abdomen superior donde fue de 5mm. Se prescribieron 12Gy en 6 fracciones, dos veces al día, con una diferencia mayor que 6 horas entre sesiones.

En el diseño del plan se condicionó a los siguientes factores:

1. Forma geométrica variable del cuerpo y volumen blanco
2. Abarcar todo el volumen blanco limitando el tamaño de campo a 27 en dirección cráneo-caudal
3. Forzar un solapamiento de al menos 4 cm entre haces adyacentes con isocentros distintos
4. Viabilidad geométrica del tratamiento.

La anatomía se dividió en 7 sectores: cabeza, tórax, abdomen, pelvis y fémur en el CT HFS y rodillas y tibias en FFS. Se empleó un único isocentro en cada región anatómica, excepto en abdomen y pelvis, donde se usaron dos isocentros coplanares y un desplazamiento lateral entre ellos. Se utilizaron entre 2 y 4 arcos de VMAT en cada región anatómica, excepto en las tibias, donde se emplearon campos paralelos y opuestos.

Entre el CT HFS y FFS se realizó registros rígidos y deformable para mapear dosis de uno a otro y poder calcular y optimizar la dosis total en la zona de solapamiento de los haces de tratamiento entre ambas orientaciones.

Los objetivos dosimétricos en la planificación fueron:

1. Dosis máxima a cristalino 3-5 Gy
2. OARs: D50 4-8 Gy
3. Dosis lo más homogénea y conformada posible
4. Solapamiento de bajo gradiente entre campos adyacentes

La verificación pretratamiento se realizó con un sistema PTW Octavius 4D con detector 1500, analizando gamma 3%-2.5mm (dosis local).

El posicionamiento del paciente se evaluó realizando un CBCT por isocentro con un FOV de 20 cm de dirección cráneo-caudal.

RESULTADOS

El volumen blanco total fue de 12,9 y 14,8 litros respectivamente. Los planes se normalizaron para una cobertura del PTV de 88% y 95% respectivamente con la dosis prescrita. Los promedios de dosis media, D98% y D2% fueron 12,6, 11,5Gy y 13,7 Gy respectivamente.

En la tabla 1 se muestra las estadísticas de los principales OARs considerados en un caso.

ROI	ROI vol. [cm³]	Dose [cGy]						
		D99	D98	D95	Average	D50	D2	D1
Bladder	193.38	388	401	427	712	641	1244	1279
Brainstem	30.88	1254	1257	1260	1284	1285	1314	1318
Colon	867.26	426	443	479	770	723	1221	1272
Esophagus	23.01	577	603	658	963	965	1254	1270
Eye, Left	10.52	298	304	314	520	508	936	975
Eye, Right	10.65	276	285	300	489	483	787	797
Heart	367.33	278	288	316	726	685	1255	1325
Kidney (Left)	196.9	760	772	800	1031	1022	1302	1315
Kidney (Right)	183.94	351	356	372	671	576	1246	1274
Larynx	23.66	344	361	395	692	639	1172	1204
Lens, Left	0.09	296	297	297	306	306	317	317
Lens, Right	0.08	273	274	276	294	294	310	311
Liver	1738.43	357	379	439	814	782	1273	1300
Lung_L	1022.69	429	441	475	872	871	1311	1340
Lung_R	1183.44	349	372	411	766	717	1270	1289
Mandible	54.97	177	186	210	621	635	1171	1254
Optic Nerve, Left	0.45	816	823	837	1128	1181	1294	1300
Optic Nerve, Right	0.57	638	659	673	1039	1107	1268	1274
OralCavity	36.28	190	195	207	442	428	818	855
ParotidGland (Left)	13.42	219	221	230	446	367	1104	1149
ParotidGland (Right)	13.79	210	212	215	448	352	1152	1229
Rectum	66.43	358	368	383	636	544	1261	1287
SmallBowel	1070.66	274	297	374	681	631	1175	1218
Stomach	157.87	347	362	384	713	551	1240	1256
ThyroidGland	7.24	455	472	494	782	761	1144	1175
Trachea	26.11	422	434	450	692	576	1145	1163

Figure 135: Tabla 1

La figura 1 muestra la distribución de dosis en ambas orientaciones y la suma de la dosis de los planes en diferentes orientaciones.

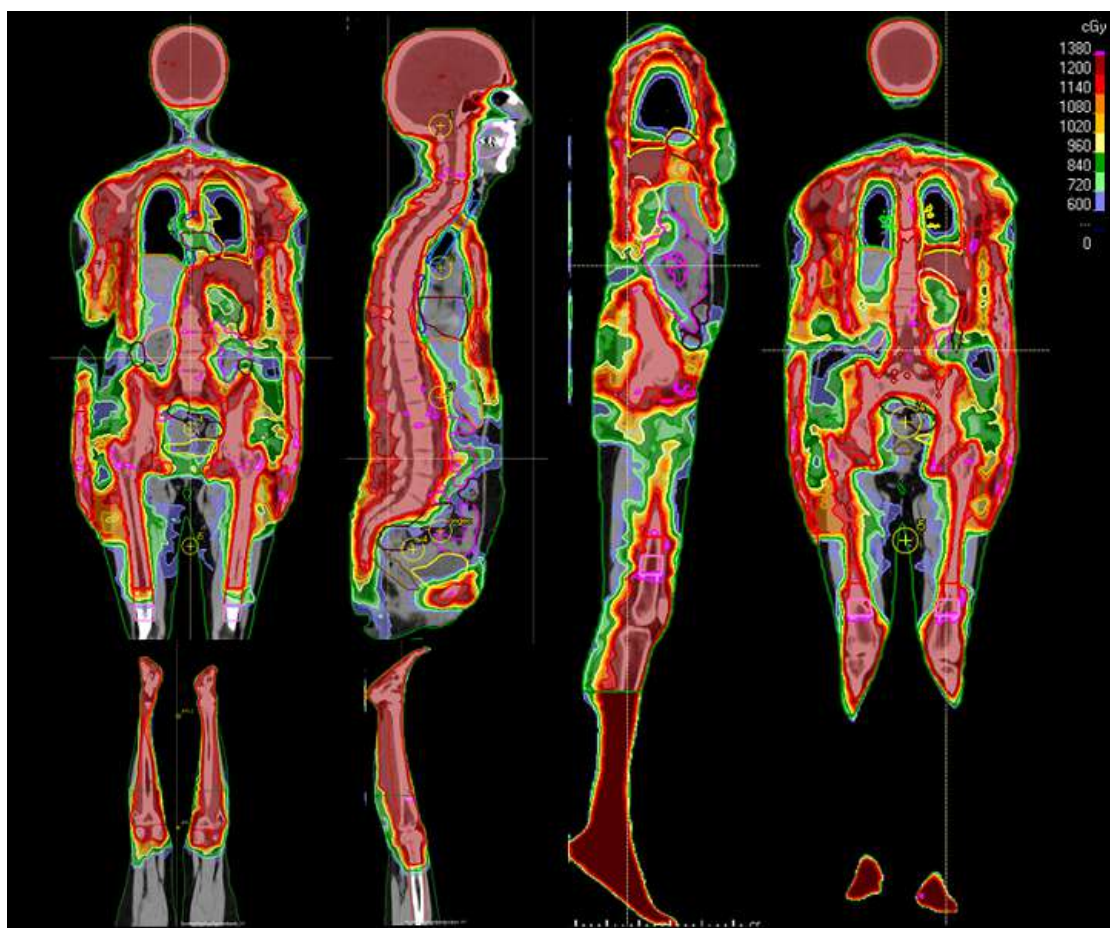


Figure 136: Figura 1

Los porcentajes promedio de gamma <1 fueron 92.4%, 97.4%, 96.3%, 95.7%, 93.5% y 96.8% en las zonas de cabeza, tórax, abdomen, pelvis, fémur y rodillas, respectivamente.

El error promedio de setup fue 0.21, 0.27, y 0.39 cm en las direcciones lateral, inferior y anterior, respectivamente.

La primera sesión de tratamiento tuvo una duración promedio de 150 minutos, mientras que las restantes tuvieron una duración de 90-120 minutos, incluyendo tiempos de colocación y de imagen.

CONCLUSIONES

El procedimiento propuesto permite administrar tratamientos más localizados de TBI empleando un flujo de trabajo similar a cualquier tratamiento de radioterapia, con precisiones similares en contorno, planificación e irradiación.

Las dosis en órganos de riesgo son notablemente menores que en la TBI convencional.

Orales: Gestión de residuos radiactivos / 234

Metodología simplificada para la desclasificación de tuberías impactadas por Ra-226+ procedentes de la industria del Oil & Gas

Autores: Jesús Ruiz González¹ ; Tomás Adrián Recio Miranda¹

¹ Tecnatom

Corresponding Author: jruiz@tecnatom.es

Introducción

La desclasificación ágil de grandes cantidades de tuberías de perforación de crudo, impactadas por material regulado NORM, es un proceso complejo, sujeto a diferentes condicionantes que deben tenerse en cuenta.

Esta ponencia presenta una metodología para la desclasificación rápida de tuberías NORM, desarrollada y licenciada por TECNATOM para una planta de tratamiento y almacenamiento de residuos NORM en los Emiratos Árabes Unidos.

Material y Métodos

Para el proceso de desclasificación se cuenta con un equipo de caracterización, Clearance Assessment System for Pipes (CASP) [Figura 1], desarrollado ad-hoc por NUSIM S.A. Este equipo posee un detector de LaBr3 de 1"x1" que recorre internamente la tubería y permite la adquisición de cuentas por segundo (cps) en toda su longitud y el análisis gamma espectrométrico en puntos de interés.

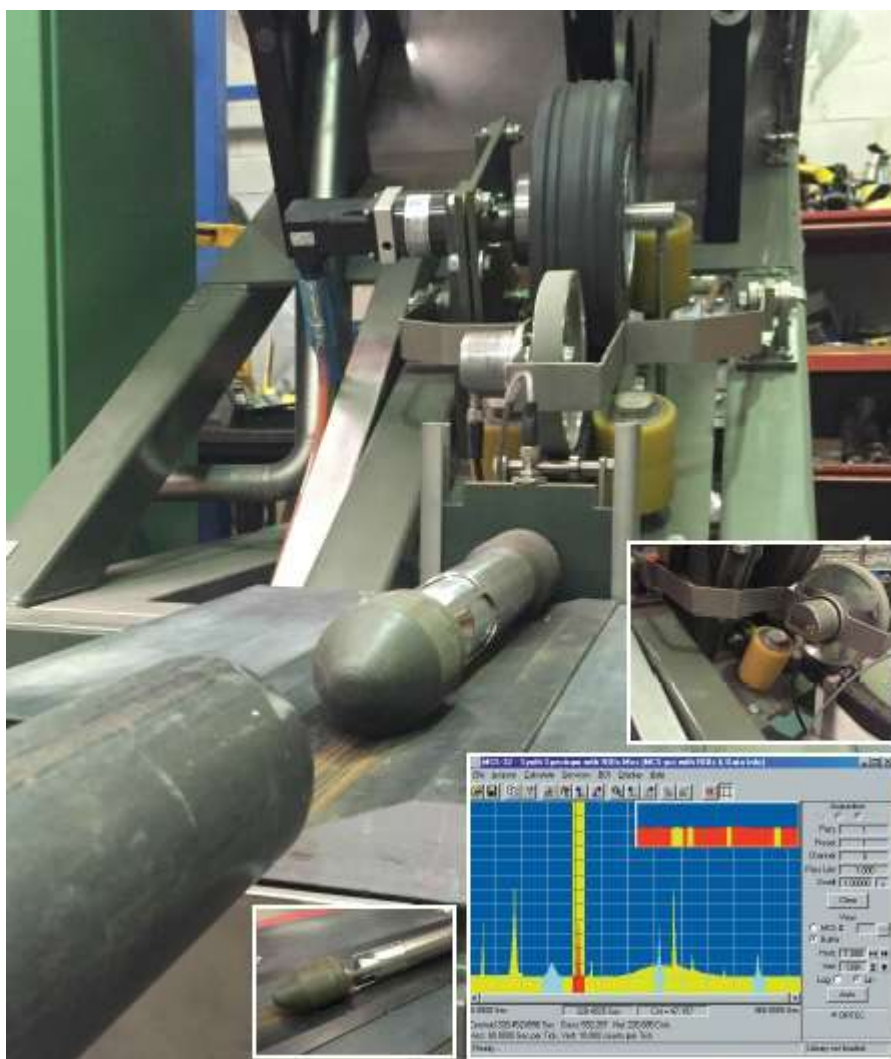


Figure 137: Equipo CASP (NUSIM)

Los casos de estudio y análisis de fluencia gamma se han realizado con el apoyo de códigos sencillos de simulación Point-Kernel como el Microshield®.

Resultados

La metodología desarrollada ha sido aprobada por el organismo regulador. Se ha logrado la desclasificación rápida de tuberías por medida gamma directa en menos de 1,5 h por tubería de 9 metros. El sistema de desclasificación libera más de 3.000 tuberías al año.

Discusión

Las tuberías de perforación, impactas por Ra-226+, son sometidas inicialmente a un proceso de limpieza con agua a ultra alta presión. Este proceso se realiza en una instalación radiactiva dedicada ex profeso a este fin. La actividad específica remanente en las tuberías debe ser menor de 1 Bq/g para cada isótopo de la serie natural (requisito regulatorio). Se considera que la actividad restante está distribuida en una fina capa en el interior de la tubería [Figura 2].

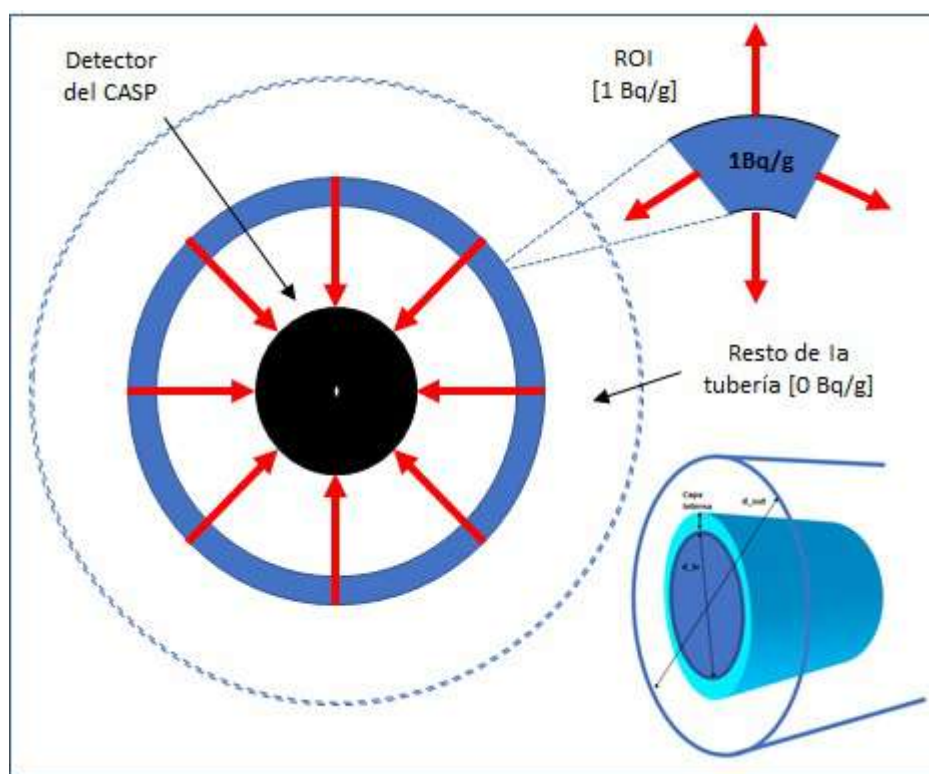


Figure 138: Distribución interior de actividad

El desarrollo del método por medida gamma directa está dificultado por varios condicionantes radiológicos y regulatorios (preponderancia de decaimiento alfa en la serie natural, incertidumbre en el equilibrio secular, nivel bajo de desclasificación, incertidumbres y niveles de detección elevados para tiempos de medida operativos, etc.). A estas dificultades hay que añadir la necesidad de que el proceso permita la liberación de varios miles de tuberías al año.

Tras realizar diversas simulaciones con códigos de cálculo, se opta por un proceso de desclasificación en tres etapas:

1. Encapsular la tubería durante 7 días para garantizar que se contiene el gas Rn-222, y por lo tanto se alcanza un nivel de equilibrio secular determinado (Ra-226 vs Pb-214).
2. Realizar un barrido de la tubería con el CASP, obteniendo cps en función de la posición.
3. Realizar espectrometría tomando valores de Pb-214 en los puntos de interés. Estos puntos son aquellos con cps máximas en diferentes tramos longitudinales de la tubería.

Conclusiones

El equipo CASP y la metodología diseñada permite la desclasificación rápida de más de 2.200 toneladas de acero al carbono que son recuperadas, con el consiguiente beneficio económico y medioambiental.

Simposio Técnicos / 233

SPECT-CT DE GANGLIO CENTINELA CON DOBLE ISÓTOPO EN AXILA N+ CON QUIMIOTERAPIA NEOADYUVANTE

Autores: Cristina Moreno Sáiz¹ ; Ana Martín García² ; José A. Martín-Viera Cueto³ ; Diana Rivera Rey² ; Manuel Sánchez Hidalgo¹

¹ UGC Radiofísica H.R.U. de Málaga

² Serv. Medicina Nuclear H.R.U. de Málaga

³ U.G.C. Radiofísica H.R.U. de Málaga

Corresponding Author: manuel.sanchez.sspa@juntadeandalucia.es

INTRODUCCIÓN

En 1977 el Dr. Ramón Cabañas 1 planteó la hipótesis de que, cuando se producen metástasis regionales de un tumor primario, el drenaje de dicho tumor tiene lugar, de forma preferente, a través del sistema linfático a un ganglio específico al que denominó Ganglio Centinela (GC).

1992 Morton 2 aplica esta hipótesis para la localización intraquirúrgica utilizando azul de isosulfán.

En 1993 Krag 3 propone la utilización de nanocoloides de albúmina marcados con Tc-99m.

En 2001 Cray [4] publicó un trabajo en el que evalúa la utilización de fuentes de I-125 en ganglios previos a su resección quirúrgica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Nos encontramos en período de validación de la técnica para determinar ganglios centinelas y metastáticos con implantación de fuentes radiactivas de I-125, previa a quimioterapia neoadyuvante y posterior resección quirúrgica en cáncer de mama con linfadenectomía.

Se realiza la inserción ecoguiada de fuentes de I-125, junto con marcadores quirúrgicos, en ganglios N+.

El día anterior a la cirugía se realiza la linfogammagrafia mediante la inyección de 5 mCi en 4 ml de nanocoloides de albúmina marcados con Tc-99m.

Se adquieren imágenes SPECT-CT en matriz 128x128 de 60 imágenes/detector en una órbita de 180° a 20 s/imagen. La tomografía se realiza sobre el mismo FOV con una técnica de baja dosis (50 mA y 110 kVp) con cortes de 3 mm.

En paralelo, en algunos casos, estamos utilizando un trazador paramagnético de óxido de hierro como sustituto de los nanocoloides.

La localización en quirófano de los ganglios se realiza de forma radioguiada atendiendo a la diferente energía de emisión de los isótopos utilizados y, posteriormente, se realiza su análisis anatomopatológico.

RESULTADOS

	Fuentes ¹²⁵ I		GC		¹²⁵ I $\subseteq$ GC	CG
	Nº	AP	Nº	AP		
P01	1	-	1	-	-	-
P02	3	-	2	-	$\pm$	-
P03	1	+	1	+	-	+
P04	1	+	1	-	-	-
P05	1	-	1	-	-	-
P06	1	-	2	-	-	-
P07	1	-	2*	-	$\pm$	-
P08	1	+	No			+
P09	2	$\pm$	1	-	-	-

GC: Ganglio centinela; CG: Cadena ganglionar. *: GC determinados con Sentimag®

Figure 139: Diagnósticos anatomopatológicos.

En la tabla se recogen los resultados anatomopatológicos de los ganglios N+ (I-125), ganglios centinelas (Tc-99m) y cadenas ganglionares; así como la coincidencia de los primeros con los segundos.

CONCLUSIONES

La implantación de fuentes de I-125 en ganglios N+ previa a la quimioterapia, garantiza la radiolocalización de los mismos de cara a su extirpación y posterior análisis anatomopatológico.

Los resultados de coincidencia entre ganglios N+ marcados y ganglios centinelas, no está dando una correlación tal que pudiera sugerir la posibilidad de sustituir el implante de fuentes por la determinación del GC.

BIBLIOGRAFÍA

- 1 Cabañas RM. An approach for the treatment of penile carcinoma. *Cancer* 1977;39:456-6.
- 2 Morton DL, Wen DR, Wong JH, et al. Technical details of intraoperative lymphatic mapping for early stage melanoma. *Arch Surg* 1992;127:392-9.
- 3 Krag DN, Weaver DL, Alex JC, et al. Surgical resection and radiolocalization of the sentinel lymph node in breast cancer using a gamma probe. *Surg Oncol* 1993;2(6):335-9.
- [4] Gray RJ, Salud C, Nguyen K, et al. Randomized prospective evaluation of a novel technique for biopsy or lumpectomy of nonpalpable breast lesions: radioactive seed versus wire localization. *Ann Surg Oncol* 2001;8:711-5.

Orales: Radioterapia: Planificación de tratamientos / 252

Pymonaco y Autoflow, herramientas de automatización para planificador Elekta Monaco

Autores: Rafael Ayala Lázaro¹ ; Gema Ruiz Galán¹ ; Teresa Valdivielso Lopez¹

¹ H.G.U. Gregorio Marañón

Corresponding Author: rafael.ayala@salud.madrid.org

Introducción: Este trabajo describe la puesta en marcha de Pymonaco, una herramienta de automatización para el planificador Monaco (Elekta AB, Estocolmo, Suecia) sin necesidad de una API (Application Programming Interface) dedicada. Además, se muestra cómo implementar un sistema de planificación automática de tratamientos de VMAT e IMRT (Autoflow) usando Pymonaco. Llevar a cabo una buena planificación inversa depende de la modificación de muchos parámetros y estas herramientas permiten explorar estos mismos sin incrementar significativamente el tiempo de planificación.

Material y Métodos: Pymonaco está programado en Python y está basado en el módulo de código abierto Pywinauto que simula la interacción humana con aplicaciones de Microsoft Windows. Pymonaco contiene una serie de funciones que gestionan interacciones comunes con el planificador: abrir o cerrar un paciente y calcular u optimizar una planificación, por ejemplo.

La rutina Autoflow, basada en Pymonaco, analiza las planificaciones y modifica los parámetros de las funciones de coste para mejorar las dosimetrías. Autoflow optimiza planificaciones considerando el impacto relativo de las diferentes funciones de coste y modificando sus parámetros para minimizar la dosis en los órganos de riesgo y mantener la cobertura de los volúmenes de tratamiento. También está diseñado para cambiar las opciones de segmentación para ajustarse a tratamientos que pudieran ser más complejos.

Hemos creado una cola de cálculo en forma de servidor web que integra la rutina Autoflow y que permite utilizar los recursos del planificador fuera de las horas de trabajo, tanto para calcular planificaciones una tras otra, como para intentar mejorarlas con Autoflow. Es posible descargar el código en <https://bitbucket.org/hgugmradiophysica/pymonaco/src/master/>

Resultados: El uso conjunto de las dos herramientas permite automatizar completamente el proceso de planificación. Actualmente, la cola de cálculo se inicia a las 11 de la noche de forma que no perturba el proceso habitual de planificación.

Conclusiones: Pymonaco y Autoflow logran un uso más eficiente del planificador Monaco, permitiendo que la rutina clínica y la investigación coexistan sin conflictos cuando los recursos son limitados. Además, la automatización de la planificación de tratamientos aporta consistencia reduciendo la variabilidad entre dosimetristas. La validación clínica de Autoflow en distintas localizaciones se ha realizado de manera paralela en otros trabajos.

Orales: Gestión de residuos radiactivos / 628

INSTALACIÓN DEL PROTOTIPO ‘SuperMUM’ (Proyecto MetroDecom II) PARA LA SEGREGACIÓN Y DESCLASIFICACIÓN DE MATERIALES RESIDUALES PROCEDENTES DE DESMANTELAMIENTOS

Autores: M.J. Marijuán Martín¹ ; C. Gómez Caloca¹ ; V. Peyrés Medina¹ ; J.C. Sáez Vergara¹ ; E. García Toraño¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: mjesus.marijuan@ciemat.es

Introducción:

En la actualidad, más de 200 instalaciones nucleares en la Unión Europea están llegando al final de su vida útil. El proceso de desmantelamiento de estos emplazamientos requiere de una caracterización precisa, que determine las características físicas, químicas y radiológicas de los materiales residuales generados con el fin de gestionarse adecuadamente.

El objetivo del proyecto MetroDecom II es proponer a la industria nuclear nuevas capacidades de medida fiables y operativas que ayuden a la gestión segura y razonable en coste de los materiales producidos en los desmantelamientos.

En este trabajo, se describe el paquete de trabajo dedicado a la validación del prototipo ‘SuperMUM’ para la segregación previa de materiales y su caracterización radiológica, alcanzando los niveles requeridos en el proceso de desclasificación. SuperMUM ha sido desarrollado por Nuvia bajo la dirección del Czech Metrology Institute (CMI). Como parte esencial del proyecto, el prototipo ha sido trasladado desde el JRC-Ispra al CIEMAT, el cual proporcionará residuos reales para su caracterización a escala industrial. Para la mejora de las capacidades de la instalación, se realizarán y validarán en el CIEMAT cálculos de eficiencia de detección mediante Métodos de MonteCarlo para diversas configuraciones de materiales y contenedores.

Materiales y Métodos:

En la Figura 1 izquierda, se presenta una imagen de la instalación en su ubicación en el CIEMAT, cuyo montaje se completó a finales de 2018. El blindaje de la cámara de medida son ladrillos de

material con muy baja radiactividad que reduce el fondo gamma hasta en un factor 200, además de no contribuir con las emisiones asociadas al uso de blindajes de plomo.



Figure 140: Figura 1: Imágenes del montaje de SuperMUM en el CIEMAT (izquierda), su cámara de medida (centro) y detalle parcial del modelo de Montecarlo utilizado en la simulación (derecha).

El sistema de detección principal (Figura 1 centro), consiste en 4 detectores de Ge enfriados electromecánicamente que permiten efectuar medidas segmentadas que son normalmente requeridas para la desclasificación. Permite la medida de diversos contenedores habitualmente empleados en desmantelamientos, como bidones de 220 l o contenedores prismáticos de hasta 1 m³ de capacidad y masa máxima de 700 kg.

El cálculo de eficiencias para cada tipo de contenedor, material y nivel de llenado entre otros, se ha efectuado mediante simulaciones Montecarlo (Figura 1 derecha) que durante el proyecto serán validadas y completadas con su adecuación a situaciones reales.

Resultados:

En las medidas preliminares, se ha confirmado la mejora en las capacidades de medida de diversos contenedores, reduciendo en al menos un orden de magnitud los niveles de detección de los radionucleidos de interés, incluyendo los naturales.

Discusión:

Las medidas iniciales confirman las especificaciones esperadas del prototipo y es de esperar que permita la caracterización de materiales de diversos contenidos isotópicos artificiales y naturales por debajo de los niveles de desclasificación.

Conclusiones:

SuperMUM supone una nueva aproximación a la desclasificación de materiales con un estrecho vínculo a los aspectos metrológicos que, sin duda, aportan una garantía para la fiabilidad, trazabilidad y credibilidad del proceso.

Simposio Técnicos / 425

Optimización de dosis en radiología digital portátil de tórax

Autores: Joaquín Tomás García¹ ; María Esperanza Pérez Álvarez²

Co-autor: Antonio Gil Agudo ²

¹ Hospital General Universitario de Ciudad Real

² Hospital General de Ciudad Real

Corresponding Author: jtomgar@gmail.com

Introducción:

La digitalización de la radiografía se ha extendido a los equipos portátiles. Así se ha conseguido

mejorar la calidad de imagen y optimizar el flujo de trabajo a través de la inmediatez de la radiografía digital.

En este trabajo se optimizan los factores de la técnica a utilizar en pacientes promedio en la proyección de tórax-AP para optimizar la dosis, sin que afecte a la calidad de imagen diagnóstica.

Método:

Se ha utilizado un equipo portátil digital FDR-Go de Fujifilm con detector D-EVO II. Se han realizado dos tipos de comparaciones, una con pacientes y otra con maniquí:

La primera comparación estuvo basada en las imágenes diarias del tórax en pacientes de UCI. Debido a la gran cantidad de TSDI que trabajan en la UCI y el cambio de técnica programada en el portátil digital respecto de la técnica que se utilizaba anteriormente en equipos con detectores CR, las exploraciones realizadas cuando se empezó a utilizar esta nueva tecnología, fueron muy diferentes en un mismo paciente durante el tiempo de ingreso. Esto nos permitió hacer una comparación retrospectiva utilizando las imágenes realizadas en un mismo paciente, en diferentes días utilizando diversas técnicas. Un radiólogo valoró las diferentes imágenes puntuándolas de mejor a peor calidad de imagen.

La segunda comparación se realizó con el maniquí CDRAD y un espesor de 10mm de PMMA simulando el espesor de un paciente en la localización de tórax.

Resultados:

En las pruebas con pacientes se analizaron 6 pacientes con combinaciones de 75 a 125 kV y de 0.36 a 1.4 mAs.

La calidad de imagen percibida por el radiólogo que analizó las imágenes, dependió en mayor medida del procesamiento realizado a las imágenes que a la técnica utilizada. Este hecho se muestra en la imagen 1.

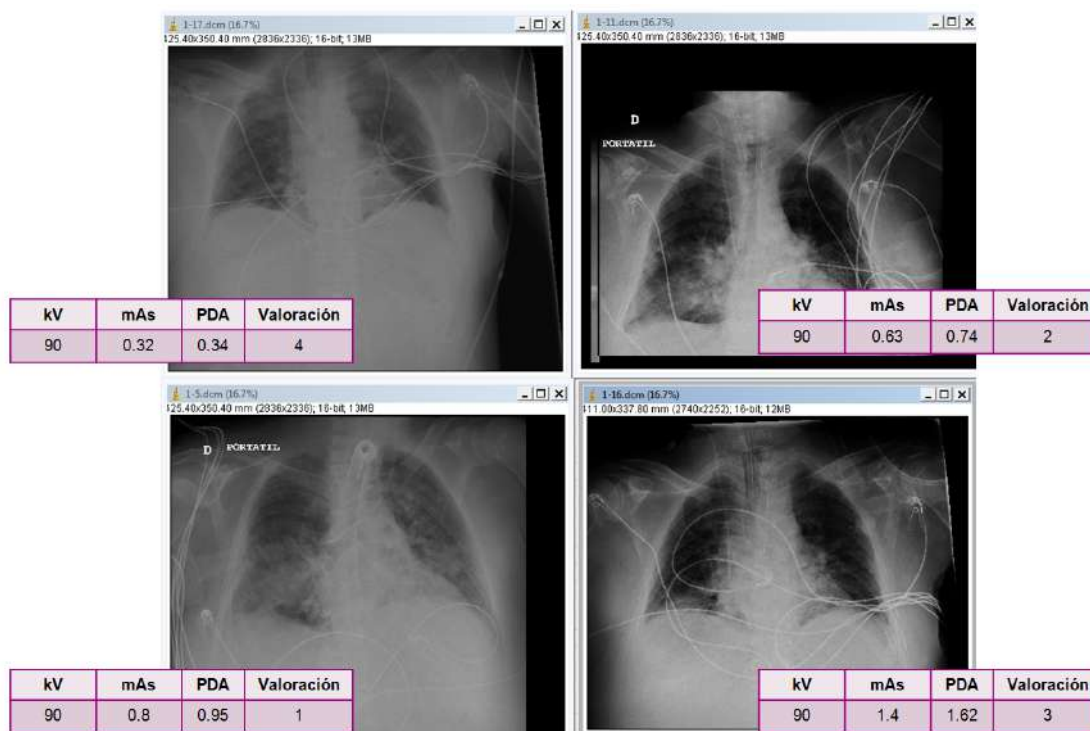


Figure 141: Imágenes de un mismo paciente con valoración de calidad de imagen siendo 1 la máxima puntuación y cuatro la mínima

En cuanto a las pruebas realizadas con maniquí, se demuestra que cuando se realizan imágenes con mayor dosis, la calidad de imagen es mejor. No obstante, para cumplir con el criterio ALARA, encontramos que para 10 cm de espesor, la técnica que menos dosis proporciona, estando por encima

de la línea de tendencia que marcaría aquellas técnicas más favorables en el ratio dosis Vs Calidad de imagen, es 90kV y 0.63mAs tal y como se muestra en el gráfico 1.

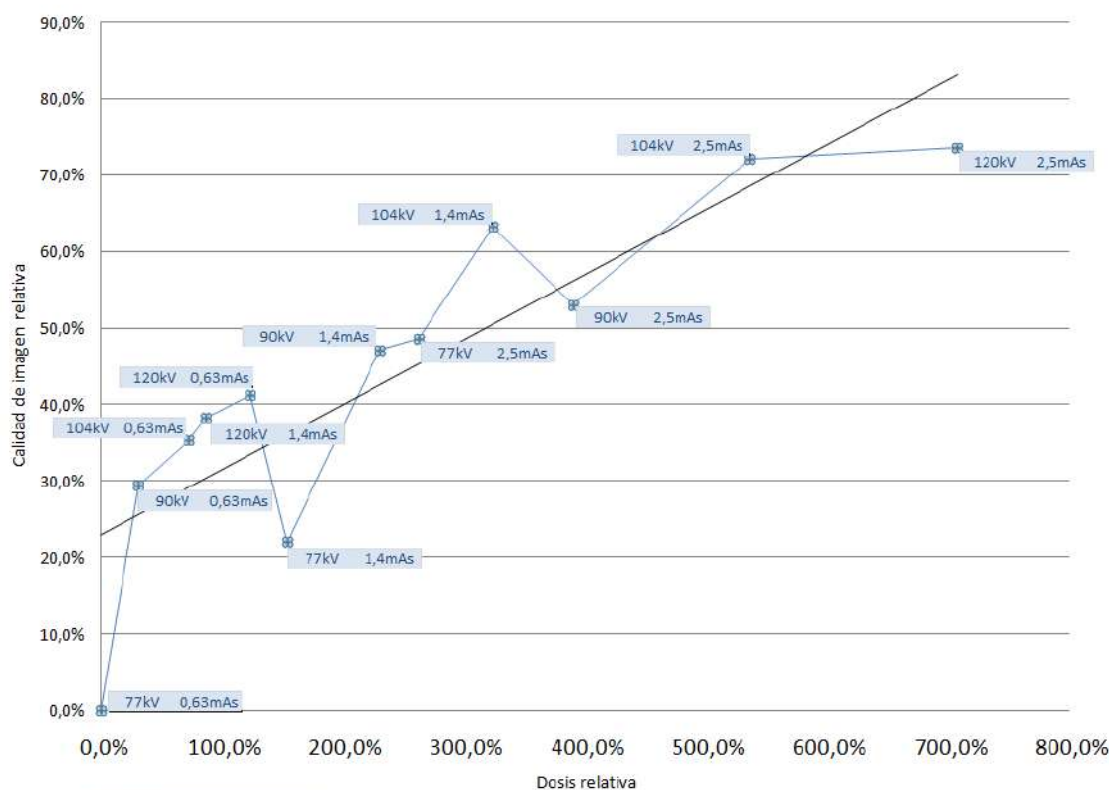


Figure 142:

Conclusiones:

Para realizar una optimización correcta, se debe prestar especial atención al procesado de las imágenes y no sólo a la técnica utilizada en las exploraciones.

Se debe escoger la técnica que dé una menor dosis con una calidad suficiente para cumplir con el criterio ALARA. En nuestro caso, esa dosis se corresponde a 90kV y 0.63mAs, ya que es la técnica que menos dosis da para una calidad de imagen suficiente.

Para determinar que la calidad de imagen es adecuada, se ha consultado a los radiólogos, y se verifica, que la calidad de imagen obtenida a 90kV y 0.63mAs es suficiente.

Orales: Radioterapia: Planificación de tratamientos / 415

Análisis del riesgo frente al beneficio de la técnica VMAT frente a 3DRT en tratamientos de cáncer de mama con cadenas ganglionares

Autor: Paz García de Acilu¹

Co-autores: Juan García Ruiz-Zorrilla¹ ; Pedro Fernández Letón¹ ; Miguel Ángel De la Casa De Julián ; Jaime Martí Asenjo¹ ; Daniel Zucca Aparicio² ; JUAN MARIA PEREZ MORENO³ ; Leyre Alonso Iracheta

¹ HM Hospitales

² Hospital Universitario HM Sanchinarro

³ HM HOSPITALES

Corresponding Author: pgarciadeacilu@hmhospitales.com

OBJETIVO

El tratamiento de cáncer de mama con VMAT ha sido un asunto polémico desde su inicio. La mayor conformación de dosis altas alcanzada con este tipo de técnicas hace de ellas una herramienta ventajosa en los casos más complicados que incluyen la irradiación de la mamaria interna. Sin embargo cuando ésta no está incluida las consecuencias de la irradiación con dosis bajas de los órganos circundantes deben ser evaluadas para tomar una decisión sobre la técnica a elegir.

MÉTODO

Hemos analizado 80 pacientes, 40 tratamientos de mama izquierda y 40 de derecha, estando la mitad planificadas con 3DRT y la mitad con VMAT. Todos los tratamientos incluyen cadenas ganglionares, sin mamaria interna. La dosis prescrita al PTV fue 40.50Gy, impartida en 15 fracciones, en algunos casos con boost concomitante a 48Gy. Evaluamos las dosis que reciben los órganos de riesgo, y el exceso de riesgo de desarrollar tumores secundarios sólidos(EAR).

El EAR estima los casos de tumor radioinducido por dosis bajas y aumenta linealmente con la dosis equivalente en órganos(OED).

$$EAR = EAR_0 \cdot OED$$

siendo EAR_0 , para pulmón y mama de 7.5 y 9.2 casos por 10000 personas por año para mujeres de 70 años expuestas al tratamiento a los 30 años. La OED se calculó con los dos modelos de respuesta: linear-exponencial y Plateau.

$$OED_{Lin-Exp} = \frac{1}{V_T} \sum_i [DVH(D_i) \cdot D_i \cdot e^{-\alpha \cdot D_i}] \text{ con } \alpha = 0.044 Gy^{-1}$$

$$OED_{Plateau} = \frac{1}{V_T} \sum_i [DVH(D_i) \cdot (1 - D_i \cdot e^{-\delta \cdot D_i}) / \delta] \text{ con } \delta = 0.139 Gy^{-1}$$

RESULTADOS

La cobertura alcanzada en ambos casos es muy similar, por tanto centraremos el análisis en las dosis altas/bajas que reciben los órganos de riesgo y el EAR calculado.

		CORAZÓN			PULMÓN IPSILATERAL	
		D _{media} / Gy	D _{2%} / Gy	V ₁₆ / %	D _{media} / Gy	V ₁₆ / %
MAMA IZQUIERDA	3D	2.6 ± 0.8	26.2 ± 10.9	3.3 ± 1.4	9.5 ± 1.2	21.1 ± 3.2
	VMAT	4.8 ± 0.9	17.8 ± 5.3	2.7 ± 1.5	7.9 ± 1.6	16.8 ± 4.9
MAMA DERECHA	3D				9.8 ± 1.3	20.7 ± 3.7
	VMAT				8.2 ± 0.9	17.43 ± 2.6

Figure 143: Estadísticas de dosis recibidas por corazón y pulmón ipsilateral

			OED Mama Contralateral	OED Pulmón Contralateral	OED Pulmón Ipsilateral	EAR
MAMA IZQUIERDA	3D	Plateau	0.49 ± 0.22	0.52 ± 0.13	3.18 ± 0.13	32.22 ± 3.56
		L-E	0.50 ± 0.23	0.53 ± 0.14	3.51 ± 0.37	34.87 ± 3.89
	VMAT	Plateau	1.76 ± 0.71	1.78 ± 0.39	3.33 ± 0.39	54.47 ± 7.84
		L-E	1.92 ± 0.79	1.91 ± 0.46	3.78 ± 0.55	60.39 ± 8.87
MAMA DERECHA	3D	Plateau	0.42 ± 0.19	0.61 ± 0.27	3.38 ± 0.27	33.79 ± 3.64
		L-E	0.44 ± 0.20	0.63 ± 0.15	3.73 ± 0.30	36.70 ± 3.94
	VMAT	Plateau	1.85 ± 0.63	1.54 ± 0.25	3.43 ± 0.25	54.32 ± 8.00
		L-E	2.02 ± 0.71	1.63 ± 0.36	3.89 ± 0.31	60.02 ± 9.18

Figure 144: OED por órgano y EAR calculados

DISCUSIÓN

El EAR calculado para las pacientes tratadas con VMAT es significativamente mayor que con 3D, aproximadamente un 70%, pasando de 0.33% a 0.57%.

En tratamientos de mama izquierda la D_{media} en corazón es 2.2Gy superior con VMAT. Se estima que el riesgo de sufrir episodios coronarios severos aumenta linealmente con esta D_{media} un 7.4% por Gy, lo cual implicaría un aumento de un 16.3%. Sin embargo si nos fijamos en las dosis intermedias/altas encontramos una disminución del D_2 y V16, lo cual mejora la cardiotoxicidad, reduciendo el riesgo de pericarditis y cardiopatía isquémica.

Las D_{media} y V16 del pulmón ipsilateral también se reducen con VMAT y por tanto disminuye el riesgo de desarrollar neumonitis r dica.

Hay tener en cuenta que en estos pacientes existe un sesgo intrínseco, ya que precisamente aquellos en los que la geomet a del paciente era más desfavorable para corazón-pulmón ipsilateral fueron realizadas con VMAT

CONCLUSIONES

Los tratamientos con VMAT permiten disminuir las dosis altas/medias a corazón y pulmón ipsilateral. Sin embargo al irradiar los órganos circundantes con dosis bajas aumenta el riesgo de complicaciones cardíacas y de formación de tumores secundarios. Por ello solo parece recomendable la planificación con VMAT cuando la anatomía del paciente no permita cumplir los límites de dosis deseados en órganos de riesgo

Orales: Gestión de residuos radiactivos / 142

Estimación de niveles de desclasificación condicional para materiales y residuos contaminados. Proyectos del OIEA.

Autor: Juan Gonzalez-Cadelo¹

¹ *Consejo de Seguridad Nuclear*

Corresponding Author: jgc@csn.es

Teniendo en cuenta la necesidad de minimizar la cantidad de materiales residuales a ser gestionados como residuos radiactivos y los desafíos prácticos relacionados con la gestión de grandes cantidades de materiales ligeramente contaminados, en 2016 el OIEA inició un proyecto para derivar niveles de desclasificación condicional que contemplan la evacuación de materiales ligeramente contaminados en vertederos de residuos convencionales y los procesos de reciclaje junto a otros materiales convencionales. El objeto de esta comunicación es presentar a los interesados los avances realizados hasta la fecha por el grupo de trabajo del OIEA, sus objetivos y el alcance del proyecto, así como el estado actual del mismo y la posible aplicabilidad en el futuro de los niveles derivados y las herramientas desarrolladas para su cálculo dentro del marco regulador español.

Dentro del alcance del proyecto promovido por el OIEA se pretende la estimación de niveles de desclasificación condicional para diversos tipos de materiales y residuos que presentan vías de gestión y destinos muy diferentes, entre los que se incluyen chatarras metálicas, escombros de demolición y suelos contaminados, así como otros tipos de materiales susceptibles de ser evacuados en vertederos convencionales o ser reciclados. Para ello, los expertos encargados de desarrollar el proyecto han considerado un conjunto de escenarios y vías de exposición que engloban de manera conservadora las situaciones de exposición posibles, y han llevado a cabo el desarrollo de un código de simulación de acceso público que permite de una forma sencilla el cálculo de niveles de desclasificación específicos caso a caso, y que potencialmente podría ser empleado por cualesquiera partes interesadas para estimar niveles de desclasificación específicos que se ajusten a la situación particular de los residuos que se pretende desclasificar.

Adicionalmente, los coordinadores del grupo técnico han utilizado las mismas herramientas y metodología para la estimación de unos niveles de contaminación que permitan el almacenamiento definitivo fuera del control regulador radiológico de grandes cantidades de residuos provenientes de emergencias nucleares, tal y como son los suelos contaminados de Chernóbil o Fukushima. Este proceso no

puede ni debe ser entendido como una “desclasificación”, dado que no aplica a residuos producidos en situaciones planificadas, sino existentes, de acuerdo con las recomendaciones de la ICRP.

Los resultados del proyecto, así como información para el correcto uso de la herramienta de cálculo desarrollada, formarán parte de un informe técnico del OIEA cuya finalización está programada para 2019. En el futuro, el documento editado y el trabajo realizado por el grupo del OIEA podrán servir de utilidad tanto a reguladores como a productores de residuos radiactivos, permitiendo para ambos un mayor conocimiento del proceso de estimación del impacto radiológico de la desclasificación, y lo que reviste un mayor interés: la posibilidad de derivar de una forma sistemática unos niveles de desclasificación condicional que se ajusten a las circunstancias específicas de cada tipo de residuo, el ámbito de cada país e incluso la situación particular de cada productor.

Simposio Técnicos / 280

Sistema de control de movimiento intrafracción de pacientes en radioterapia.

Autor: Marta Gurpegui Azcárate^{None}

Co-autores: María Jesús Arteta Uriz ; Javier Burguete Mas ; Benigno Barbés Fernandez

Corresponding Author:

INTRODUCCIÓN

El control de movimiento intrafracción en radioterapia externa es una práctica aún poco extendida. Los sistemas comerciales suelen ser caros y complican el tratamiento.

Un grupo de la cun desarrolló un prototipo para detectar y medir el movimiento externo intrafracción de pacientes. En este trabajo hemos validado la precisión del sistema y mejorado la interfaz. Así podrá ser empleado rutinariamente con la mayoría de los pacientes.

Además, se han reclutado 24 pacientes para estudiar si los márgenes del PTV son suficientes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Partimos de un sistema que localiza puntos en el espacio por visión binocular,

y permite pasar de las coordenadas de un punto en dos imágenes, a la posición 3D de ese punto.

Realizamos pruebas de seguimiento de un maniquí de fabricación propia, que realiza movimientos lineales con exactitud de 0.1mm.

Se detectaron algunos problemas de precisión en el algoritmo con movimientos rápidos, y se corrigieron.

Se modificó la interfaz: ahora es más fiable porque toma los datos del paciente de una base de datos con imágenes de apoyo.

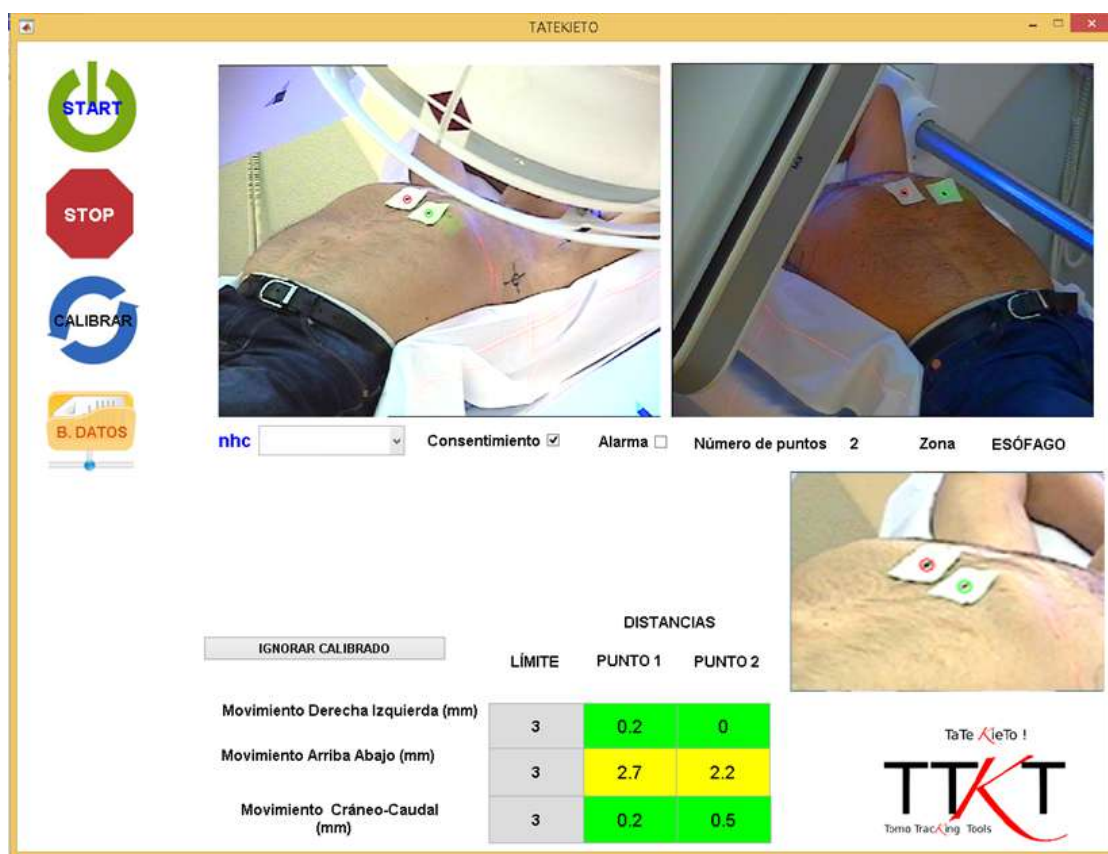


Figure 145: Interfaz

Reclutamos 24 pacientes. Estudiamos la magnitud de sus movimientos respiratorios y de sus desplazamientos:

- desde el inicio del CBCT de localización hasta la corrección de la posición del paciente;
- durante el tratamiento.

RESULTADOS

Durante dos pruebas de validación realizamos 720 medidas de movimientos en todas las direcciones del espacio y en 8 posiciones del maniquí. El error siempre ha sido menor de 0.4mm. El 85% de las medidas muestran errores menores de 0.15mm.

Sólo se encontró un paciente cuyo movimiento respiratorio era un 20% superior al margen del PTV.

Sin la componente respiratoria de las trayectorias, estimamos los movimientos del paciente “como un todo”. Ese desplazamiento es menor que el margen del PTV en el 97.5% de los casos. El 2.5% restante podrían suponer una fracción de tratamiento subóptima. Presentamos un paciente de ejemplo en la fig.2.

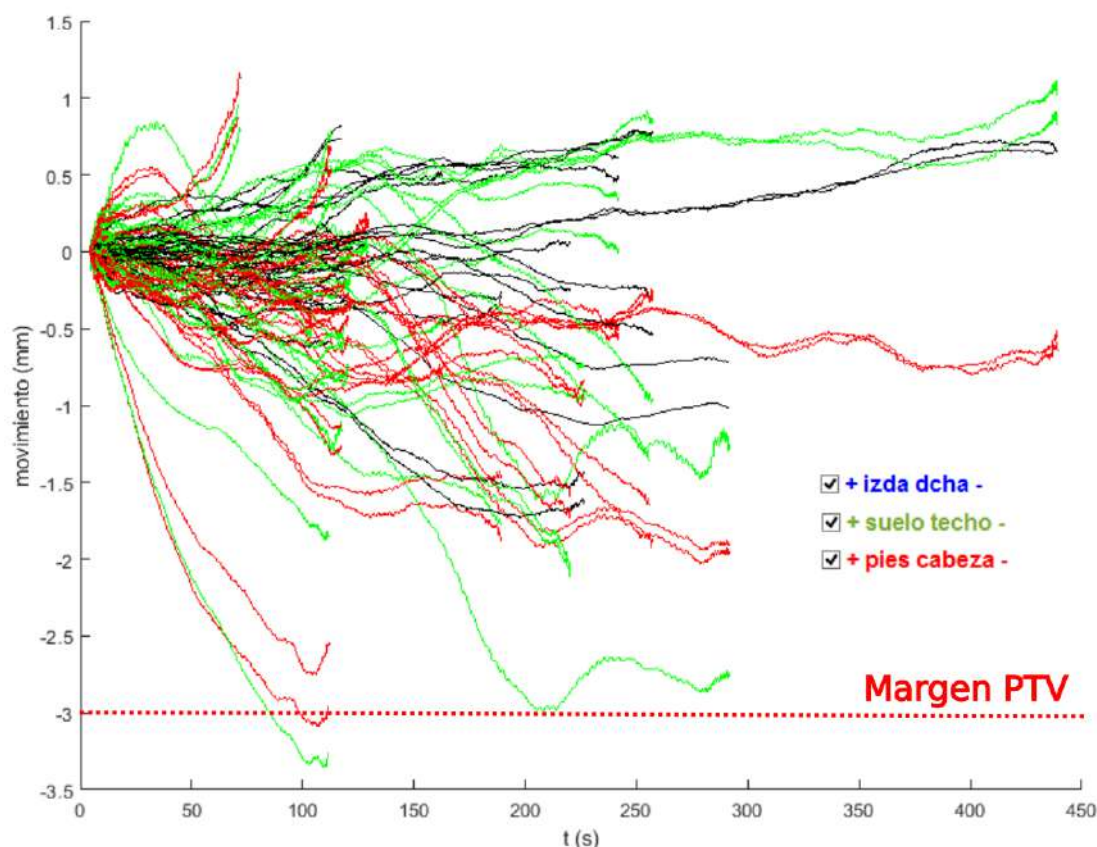


Figure 146:

DISCUSIÓN

Ha demostrado ser un sistema sencillo y preciso, con una curva de aprendizaje rápida y con nulo impacto en la comodidad del paciente. El aumento en el tiempo de tratamiento es del orden de un minuto.

En su implementación actual proporciona información instantánea sobre la posición del paciente. Terminado el tratamiento, compara gráficamente la trayectoria con el margen del PTV utilizado.

Como limitaciones, no da información sobre el movimiento interno de los órganos, y es incompatible con dispositivos que oculten parte del paciente. Esto se corregiría usando múltiples cámaras.

CONCLUSIONES

1. El sistema es útil, preciso y fácil de utilizar. Puede prevenir casos en los que el movimiento del paciente compromete el tratamiento, indicando la conveniencia de recolocar al paciente, o de interrumpir la sesión si se mueve excesivamente.
2. Nuestra experiencia aconseja emplear algún sistema de rastreo de movimientos intrafracción, porque a veces son superiores a lo esperado.
3. Convendría generalizar los estudios de este tipo, para fijar con seguridad los márgenes de los PTV en los tratamientos o incluso personalizarlos.

Orales: Radioterapia: Planificación de tratamientos / 463

Optimización de planes VMAT de mama mediante objetivos de dosis uniforme equivalente (EUD) en los órganos de riesgo con el sistema de planificación Pinnacle.

Autores: María Gil Conde¹ ; Fátima Campos Morillo^{None} ; Inés Flores-Cacho² ; Álvaro Seguro³ ; María Amparo Iborra Oquendo⁴

¹ Hospital de Jerez² Hospital Univ. Puerta del Mar (Cádiz)³ Hospital de Jerez⁴ Hospital Universitario Puerta del Mar**Corresponding Author:** magilconde@gmail.com

Introducción: Se plantea el método de objetivos a partir de la dosis uniforme equivalente generalizada (GEUD) para los órganos de riesgo (ORs) como alternativa al modo tradicional de planificación inversa de VMAT de mama mediante objetivos de dosis máxima a un determinado volumen ("Max DVH") en varios puntos del HDV, con el fin de reducir la dosis media absorbida en estos órganos.

Material y métodos: Se realizan 3 planes VMAT para 29 pacientes de cáncer de mama tratadas en nuestro centro, utilizando el sistema de planificación Pinnacle y un acelerador Truebeam. Se prescriben 26,00Gy (5 sesiones) para 14 pacientes y 40,05Gy (15 sesiones) para las restantes. La limitación de dosis absorbida en el pulmón ipsilateral en el primer esquema es V8Gy<15%. Para el de 40,05Gy, V20Gy<20% y V10Gy<50%. Para el corazón, V1,5Gy<30% y V7Gy<5% en el grupo de 26,00Gy y V5Gy<40% y V20Gy<10% en el de 40,05Gy. En la mama contralateral se trata de minimizar la dosis dentro de lo razonable. Los 3 planes planteados son los siguientes:

1. Empleando objetivos "Max DVH" con las restricciones anteriores para los ORs.
2. Empleando un único objetivo de GEUD para pulmón ipsilateral, corazón y mama contralateral.

Se hace $a=1$ ($GEUD = [\frac{1}{N} \sum_i D_i^a]^{\frac{1}{a}}$).

3. Mismos objetivos que en el caso anterior, pero $a=1,5$ en el caso del pulmón ipsilateral.

Resultados: En la Figura 1 se recoge la media de los parámetros dosimétricos más relevantes obtenidos con cada tipo de planificación, junto al número de unidades de monitor (UM) medio empleado. Aparecen en negrita aquellas cifras en las que la planificación por objetivos GEUD ofrece una diferencia significativa respecto a la de objetivos "Max DVH". Los planes GEUD con $a=1$ presentan una cobertura del PTV comparable al método tradicional. En el grupo de 26,00Gy, la cobertura empeora en algunas pacientes con $a=1,5$. La dosis media en pulmón baja significativamente en ambos casos. En corazón y mama contralateral, la dosis media no decrece tan apreciablemente en el esquema de 26,00Gy.

		PTV	Pulmón ipsilateral				Corazón		Mama contra.	Pulmón contra.	UM
		V95% (PTV) \ %	$\bar{D} \setminus Gy$	V20 \ %	V10 \ %	V8 \ %	$\bar{D} \setminus Gy$ MI	$\bar{D} \setminus Gy$ MD	$\bar{D} \setminus Gy$	$\bar{D} \setminus Gy$	
Mamas 40.05 Gy	Max DVH	98.7 ± 0.2	9.6 ± 0.4	15.0 ± 0.8	32.5 ± 1.7	-	5.4 ± 0.5	3.2 ± 0.3	2.9 ± 0.2	3.1 ± 0.4	713 ± 14
	Max EUD a=1	98.6 ± 0.2	8.6 ± 0.5	14.9 ± 1.2	29.5 ± 1.9	-	4.5 ± 0.4	2.4 ± 0.2	2.3 ± 0.2	3.4 ± 0.3	717 ± 12
	Max EUD a=1.5	98.1 ± 0.4	7.6 ± 0.5	11.0 ± 1.0	25.0 ± 1.9	-	3.8 ± 0.3	2.4 ± 0.3	2.3 ± 0.2	3.7 ± 0.3	761 ± 12
Mamas 26.00 Gy	Max DVH	98.4 ± 0.3	3.7 ± 0.2	-	-	12.7 ± 0.5	1.3 ± 0.1	1.0 ± 0.1	1.9 ± 0.2	0.9 ± 0.1	1350 ± 40
	Max EUD a=1	98.2 ± 0.4	3.2 ± 0.1	-	-	12.4 ± 0.6	1.2 ± 0.1	0.8 ± 0.1	1.7 ± 0.2	1.0 ± 0.1	1370 ± 40
	Max EUD a=1.5	92 ± 3	2.6 ± 0.2	-	-	8.8 ± 0.8	1.1 ± 0.1	0.7 ± 0.1	1.7 ± 0.2	1.1 ± 0.1	1440 ± 50

Figure 147:

En la Figura 2 se representa la dosis media en el pulmón ipsilateral obtenida con los 3 planes para las 29 pacientes.

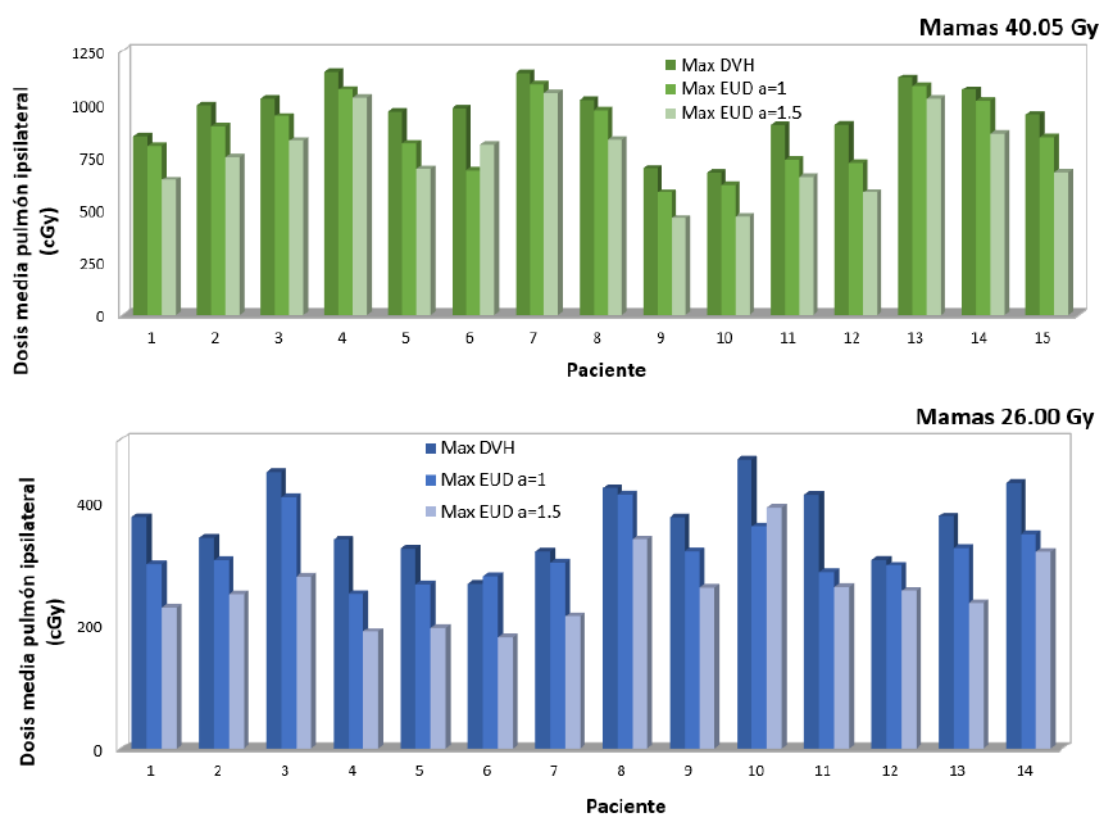


Figure 148:

Con estos resultados se ha elaborado una plantilla de objetivos GEUD genérica para 40,05/26,00Gy:

- Pulmón: MaxEUD 1000/370cGy, $a=1$, $w=10$.
- Corazón: MaxEUD 400-600/200 cGy, $a=1$, $w=5$.
- Mama contralateral: MaxEUD 300/250cGy, $a=1$, $w=5$.

Discusión y conclusiones: La plantilla construida permite una aproximación simple con pocos objetivos a una solución en la que la dosis en los ORs disminuye respecto al camino clásico de objetivos “Max DVH”, haciendo énfasis en el descenso de las dosis bajas. Este método de planificación parece más beneficioso para el esquema de 40,05Gy que para el de 26,00Gy. El motivo puede residir en que las restricciones para los ORs en este último caso son ya particularmente estrictas y en ocasiones resulta difícil bajar la dosis sin comprometer la cobertura del PTV o aumentar excesivamente las UM. Cuando la geometría lo permita, emplear $a=1,5$ puede reducir aún más tanto dosis altas como bajas en pulmón.

Orales: Gestión de residuos radiactivos / 660

Movimiento y caracterización de residuos especiales en CN Vandellós II

Autor: Iñigo Vildosola Hernandez¹

¹ ANAV

Corresponding Author: ivildosola@anacnv.com

1. Introducción

La Central nuclear de Vandellós II dispone de capacidad de almacenamiento en su piscina de combustible gastado (PCG) hasta la recarga de combustible 24 (prevista para abril del 2021).

Para aumentar la capacidad de la piscina, y permitir la operación de la central más allá del ciclo 24, se está abordando un proyecto por el cual se sustituirá una parte de los bastidores de almacenamiento de elementos combustible (reracking) por otros de alta densidad que permiten ganar espacio para operar 4 ciclos adicionales.

El proyecto de reracking supone, en su fase inicial, la recolocación de los materiales albergados en los bastidores a sustituir, incluyendo tanto elementos combustibles como residuos especiales. Durante la extracción de los residuos especiales, consistentes en esta primera campaña de cabezales y dispositivos tapón de elementos combustibles, el servicio de PR ha realizado diferentes medidas radiológicas para su caracterización con el objetivo de valorar si podrían ser gestionados como residuos de baja y media actividad (RBMA).

1. Material y métodos

El movimiento de los residuos especiales se ha realizado mediante útiles específicos proporcionados por ENUSA.

Para la medida radiológica de los residuos especiales se ha utilizado una pértiga con 2 detectores gamma tipo Geiger en su extremo.

Se ha utilizado el software MicroShield® para realizar una valoración preliminar de la actividad presente en cada uno de los residuos especiales medidos.

1. Resultados

Las tasas de dosis presentes en los cabezales se encuentran en el rango 0.5-1.5 Sv/h

Las tasas de dosis presentes en los dispositivos tapón se encuentran en el rango 15-100 Sv/h.

A priori, la totalidad de los cabezales son susceptibles de ser reclasificados como RBMA tras su caracterización radiológica. Los dispositivos tapón presentan aún altas tasas de dosis lo que dificulta que todos ellos puedan ser reclasificados en el momento actual.

1. Discusión La caracterización de los residuos especiales permitirá realizar un cribado para conocer todo aquello que puede ser clasificado y por lo tanto gestionado a posteriori como RBMA. Dicha gestión permitirá liberar posiciones actualmente ocupadas de la PCG, así como dar comienzo a acondicionar los residuos operacionales con antelación al cese de operación de la Central.
2. Conclusiones Según los resultados preliminares obtenidos, una parte de los residuos especiales almacenados en la PCG podrían ser reclasificados y acondicionados como RBMA gracias al periodo de decaimiento que han sufrido y a una adecuada caracterización radiológica. Aunque esta vía de gestión aún está en fase de desarrollo en las Centrales Nucleares, debido a las ventajas que comporta, puede ser una alternativa viable en la gestión de este tipo de materiales.

Simposio Técnicos / 320

ANALIZAR EL ESTADO DE LOS EQUIPOS DE PROTECCION INDIVIDUAL. SERVEI DE PROTECCIÓ RADIOLOGICA I RADIOFISICA.

Autores: Laura Ruz Uclés¹ ; Dúnia Jové Teixidó¹ ; Antonia Ot Estable¹ ; Susana Badorrey Gomicia¹ ; Marc Gómez Prieto¹ ; Antonio Otal Palacín² ; Àngel Forner Forner² ; Sonia Serrano Zabaleta² ; Carlota Monfà Binefa² ; Óscar Ripol Valentín²

¹ Hospital Universitari Arnau de Vilanova

² Hospital Universitari Arnau de Vilanova

Corresponding Author: sbadorrey.lleida.ics@gencat.cat

INTRODUCCION

El uso de las radiaciones ionizantes lleva implícito una exposición del profesional sanitario, motivo por el cual hay que garantizar la protección de los trabajadores expuestos. Entre las medidas de protección radiológica se utilizan los Equipos de Protección Individual (EPIs), y para garantizar el perfecto estado de éstos se realizan unos controles periódicos.

El objetivo del trabajo es analizar los resultados de los controles, para conocer el estado de los EPIs e informar a los servicios usuarios implicados.

MATERIAL Y METODOS

En el año 2017, los Técnicos Superiores Sanitarios en Radioterapia y Dosimetría del Servei de Protecció Radiològica i Radiofísica (SPRiR) del Hospital Universitari Arnau de Vilanova de Lleida, siguiendo el protocolo del SPRiR, realizaron los controles de los EPIs de los servicios usuarios del HUAV.

Para verificar la integridad de los EPIs, se dispuso de un equipo de rayos X con fluoroscopia, en este caso se utilizó un equipo marca Philips Omnidagnost® (Super 80 CP) y un chasis AGFA® de 35 cm X 43 cm.

La metodología fue la siguiente:

- Se creó un documento con el Microsoft Office Excel® para recoger las características y registrar los resultados de los EPIs de cada servicio.
- Inventariado: cada equipo se identificó con las iniciales del servicio, seguido de un número y por último la letra correspondiente al tipo de protección.
- Control de inspección visual: Se comprobó de forma visual que no existieran desperfectos.
- Control mediante escopia: Se colocaron los distintos equipos encima de la mesa del equipo de fluroscopia y se hizo un barrido por escopia de toda la superficie.

Las deficiencias se clasifican en:

- Severas: grietas de más de 1 cm de longitud o agujeros de más de 2 mm de diámetro y que afecten a la parte superior del delantal. En este caso se tiene que reemplazar.
- Leves: cuando están por debajo de los parámetros anteriormente citados. En este caso quedará registrado el tamaño de las deficiencias para poder realizar su seguimiento.

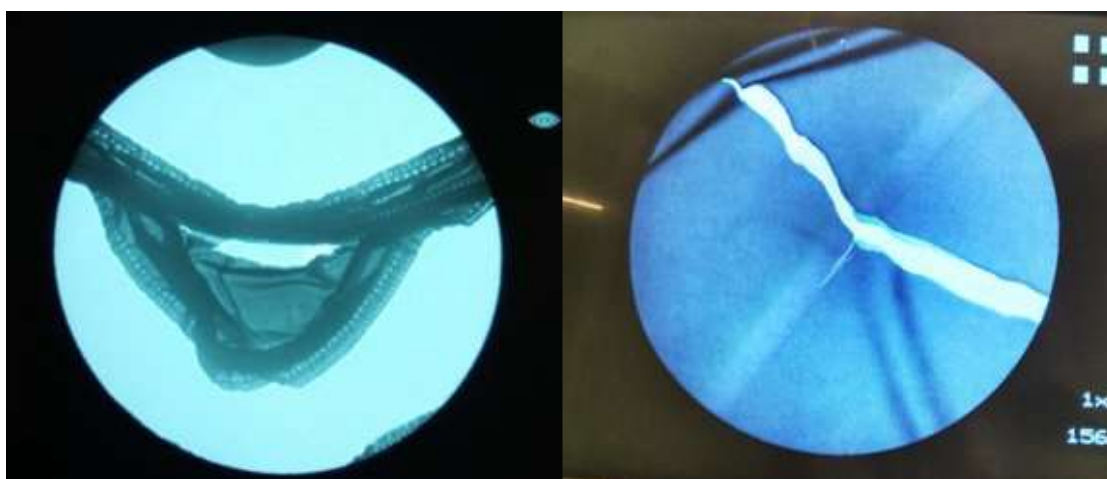


Figure 149: Ejemplos de deficiencias severas

- Desde el SPRiR se envió un informe a cada servicio del resultado de los controles, y las recomendaciones a seguir.

RESULTADOS

Los resultados se resumen en la siguiente tabla.

SERVICIOS	DELANTALES	TIROIDALES	TOTALES	DEFICIENCIAS LEVES	DEFICIENCIAS SEVERAS	% EPIs CON DEFECTOS
ANGIORADIOLOGIA	24	16	40	0	0	0 %
ARRITMIAS	11	5	16	3	1	25 %
DIGESTIVO	16	9	25	5	6	29 %
HEMODINAMIA	22	12	34	4	6	29.4 %
QUIROFANO VASCULAR	18	11	29	2	6	27.5 %
QUIROFANO 2ª PLANTA	35	17	52	8	12	27.3 %
QUIROFANO 3ª PLANTA	6	9	15	2	3	33.3 %
RADIOLOGIA	28	9	37	4	6	27.02 %
MEDICINA NUCLEAR	6	1	7	2	3	71.4%
RADIOLOGIA IDI	2	2	4	0	0	0 %
TOTAL	168	91	259	30	43	28.18 %

Figure 150: Resumen de los EPIs analizados

DISCUSIÓN

Gracias al método se pudo constatar que los EPIs que se encontraban en peores condiciones de integridad, correspondían a los servicios en los que existía mayor carga de trabajo y rotación del personal, así como también los que no disponían de los medios suficientes para que pudieran ser guardados correctamente.

Desde el SPRiR se adoptaron las siguientes medidas:

- Se recomendó a los distintos servicios la instalación de colgadores específicos para este fin.
- Se organizaron diferentes sesiones formativas para asesorar al personal sanitario de la correcta utilización y mantenimiento de los EPIs.

CONCLUSIONES

Mediante la realización de estos controles se han retirado todos aquellos EPIs que no se encontraban dentro de los parámetros del estándar de calidad.

Orales: Gestión de residuos radiactivos / 697

Sistema informático de gestión de residuos radiactivos hospitalarios

Autores: Breogan Sobral Aspérez¹ ; José Ángel Merino Gestoso² ; María Luisa Chapel Gómez^{None} ; Noelia Solís Preciado¹ ; Jose Ignacio Jiménez Alarcón³ ; Mariló Monterde Villar¹ ; Consuelo Rubio Ayllón¹ ; Domingo Espinosa López⁴ ; Maria Dolores Pérez Sicilia¹

¹ *Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria*

² *Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria*

³ *Hospital Nuestra Señora de Candelaria*

⁴ *Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria*

Corresponding Author:

INTRODUCCIÓN:

La gestión de residuos radiactivos en un hospital es un aspecto que se ha de abordar de manera eficiente para evitar riesgos. La desclasificación de los mismos y por tanto su evacuación deben mantenerse en niveles seguros para el público.

Para ello se ha diseñado una aplicación informática en red para realizar de forma segura la gestión de los mismo y nos permita conocer en cualquier momento el material almacenado, cuando se puede desclasificar y evacuar por vía convencional y llevar un registro y seguimiento completo de los movimientos de los residuos.

MATERIALES Y METODOS:

La base fundamental del gestor de residuos es tener actualizados los registros de los radiofármacos que entran en el hospital. Para llevar este registro se ha tenido en cuenta los datos que figuran en los certificados de calibración de los isótopos que entran en el Servicio de Medicina Nuclear, para crear un formulario acorde y se han incluido campos para borrado y representación gráfica de los radiofármacos introducidos. La actividad se actualiza de acuerdo con la fecha de calibración cada vez que se abre el programa.

Conociendo la actividad se puede calcular tanto la cantidad contenida en los depósitos de residuos líquidos como en los residuos sólidos generados y se ha añadido una sección para el registro de cada uno de ellos.

Todos los registros incorporan la actividad de los radiofármacos desde que se empieza a llenar el bulto o depósito hasta su cierre, y se descartan los posteriores a esa fecha. Se ha incluido un campo que muestra los días que quedan para la desclasificación del residuo. Una vez que se desclasifica y se procede a su evacuación se genera un informe.

Para la estimación de la actividad de los residuos sólidos se ha seguido la "GUÍA TÉCNICA DE GESTIÓN DE MATERIALES RESIDUALES CON CONTENIDO RADIACTIVO PROCEDENTES DE INSTALACIONES DEL ÁMBITO SANITARIO".

Cada vez que se ejecuta la aplicación se actualizan los registros de acuerdo con la actividad almacenada y si cumplen los requisitos de desclasificación pasan al campo de residuos evacuables si no permanece en no evacuables.

Por último, se ha añadido una sección de ajustes donde se pueden añadir isótopos y cambiar los límites de evacuación.

RESULTADOS:

La aplicación se puso en marcha en noviembre de 2017 incorporando los datos de radiofármacos y residuos que había en una base de datos anterior. Desde esa fecha se han registrado los movimientos tanto residuos sólidos como líquidos permitiendo realizar una trazabilidad de cualquiera de ellos.

Su uso es sencillo e intuitivo lo que facilita su utilización por el personal administrativo y los técnicos. Todo el proceso está automatizado y los registros son todos electrónicos. La inclusión de gestores gráficos facilita la detección de situaciones inusuales.

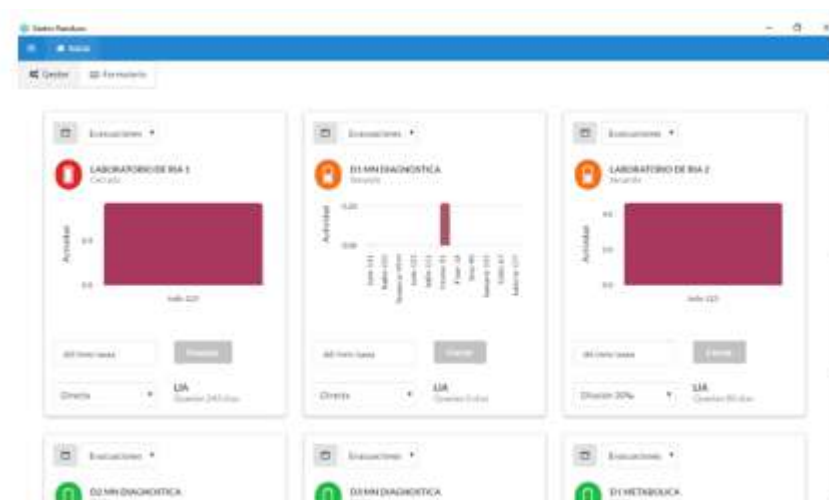


Figure 151: pantalla de gestor de depósitos

Hospital: HUNSC
Depósito: 02 MN (KAGNOSTICA, apertura: 2019-01-04, cierre: 2019-01-29, evacuación: 2019-01-29).
Cálculo LIA: $E(Actividad \times LIA \times Ingesta \text{ anual}) / (Dilución \times (Volumen \text{ depósito})) = 1 \text{ mSv}$

Isótopo	Actividad verificada(Bq)	Actividad actual(Bq)	LIA(Dr/ Bq)	Ingesta anual(Bq)	Volumen depósito(l)	Dilución (%)	Cálculo(mSv)
Isótopo-111	1.1806e+10	0	3.4e-11	800	2500	1000	0.000
Tecnecio-99m	6.3473e+12	0	6.5e-11	800	2500	1000	0.000
Fluor-18	2.8923e+12	0	5e-12	800	2500	1000	0.000
Gadolinio-67	2.1900e+9	0	1.2e-12	800	2500	1000	0.000
Isótopo-123	4.3442e+11	0	1.8e-11	800	2500	1000	0.000
Isótopo-131	6.8700e+10	395	1.8e-7	800	2500	1000	0.021
Cromo-51	5.1800e+8	216748	2.5e-11	800	2500	1000	0.003
Cobalto-125	2.8000e+10	154572342	8e-13	800	2500	1000	0.034
Isótopo-48	6.8450e+10	0	5e-12	800	2500	1000	0.000
Radio-223	1.4918e+8	46	2.5e-7	800	2500	1000	0.003
Samarium-153	6.0000e+9	0	2.7e-12	800	2500	1000	0.000
Positron-32	1.2950e+6	0	1.52e-8	800	2500	1000	0.000
Lutetio-177	9.4210e+9	0	1.99e-12	800	2500	1000	0.000
						(suma total(mSv))	0.061

La dosis efectiva total del depósito, según cálculo del LIA del Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes, es menor al límite anual para el público: 1mSv.

Figure 152: Informe residuos líquidos

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES:

La inclusión de un gestor automatizado de residuos es fundamental para llevar un buen registro y control informatizado de los residuos radiactivos que se generan y evacuan en las instalaciones.

Simposio Técnicos / 576

Experiencia de un técnico de Radiofísica en el uso de un software de gestión de dosis instalado en un equipo de Radiología Digital pediátrica

Autor: Antonio López Altarejos¹

Co-autores: Luis Alejo Luque¹; Carlos Huerga Cabrerizo; Ana Morcillo García¹; Eva Corredoira Silva¹

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: alaltarejos@salud.madrid.org

Introducción

La Directiva Europea 2013/59 EURATOM, en su Artículo 61, considera como “Prácticas especiales” las exploraciones radiológicas convencionales pediátricas, declarando que en ellas debe prestarse especial atención a los programas de garantía de calidad y a la evaluación de la dosis a los pacientes. Además, en el Artículo 58, se establece que la información relativa a la exposición del paciente forme parte del informe del procedimiento médico-radiológico, y que debe procederse a realizar revisiones locales de los niveles de dosis siempre que se superen de manera constante los Niveles de Referencia Diagnósticos, tomando las medidas correctoras adecuadas sin dilación. Todo ello obliga a utilizar un sistema de gestión de dosis (ADMS, en sus siglas inglesas) que permita realizar un seguimiento de los procedimientos radiológicos especiales, lo que incluye el control del sistema de generación de alertas dosimétricas. Desde hace aproximadamente 6 meses, un técnico de Radiofísica (TRF) del Hospital Universitario La Paz está encargado de controlar y gestionar las alertas generadas por el ADMS en estudios de tórax de radiología digital pediátrica.

Material y Métodos

El ADMS instalado (DoseWatch, General Electric Healthcare) utiliza el informe estructurado de dosis que transmite el equipo convencional digital DEFINIUM 8000 (GE) de la sala de radiología pediátrica. Existen dos niveles de alerta en el ADMS, definidos como dos veces el segundo y tercer cuartil de las distribuciones de los indicadores de dosis $K_{a,e}$ (mGy) y P_{KA} (mGy·cm²), previamente calibrados. El TRF trata de resolver las alertas una a una, analizando los parámetros de la exposición mostrados por el ADMS y las imágenes proporcionadas por el PACS (Agfa IMPAX 6.6), y acudiendo a sala en caso de que sea necesario. Las alertas son verificadas añadiendo una explicación en el ADMS que valida Radiofísico. En el trabajo se analizan las causas radiológicas que han motivado la aparición de alertas en estudios de Tórax PA de niños menores de 5 años, realizados durante un mes de trabajo con protocolos automáticos de adquisición, en bucky mesa y mural, para tres tipos de pacientes pediátricos definidos por defecto por el fabricante (small, medium, large).

Resultados y Discusión

En la Figura se representan los resultados de la verificación de las alertas generadas en los estudios realizados. La mayor contribución en el número de alertas es la correspondiente a la realización de varias adquisiciones por estudio, sea por error o movimiento del paciente (21%). La segunda contribución es la correspondiente al uso del sistema de adquisición de emergencia (23%), que desbloquea los mecanismos de seguridad del equipo y establece una distancia foco-detector fija, de 100 cm, independientemente de la distancia real del estudio. La tercera contribución es la debida a colimaciones inadecuadas del campo de radiación. El uso incorrecto de la rejilla o parrilla antidifusora sólo se corresponde con el 4% de las alertas generadas.

Conclusiones

El uso de sistemas de gestión de dosis permite al TRF auditar en tiempo real los procedimientos radiológicos digitales pediátricos.

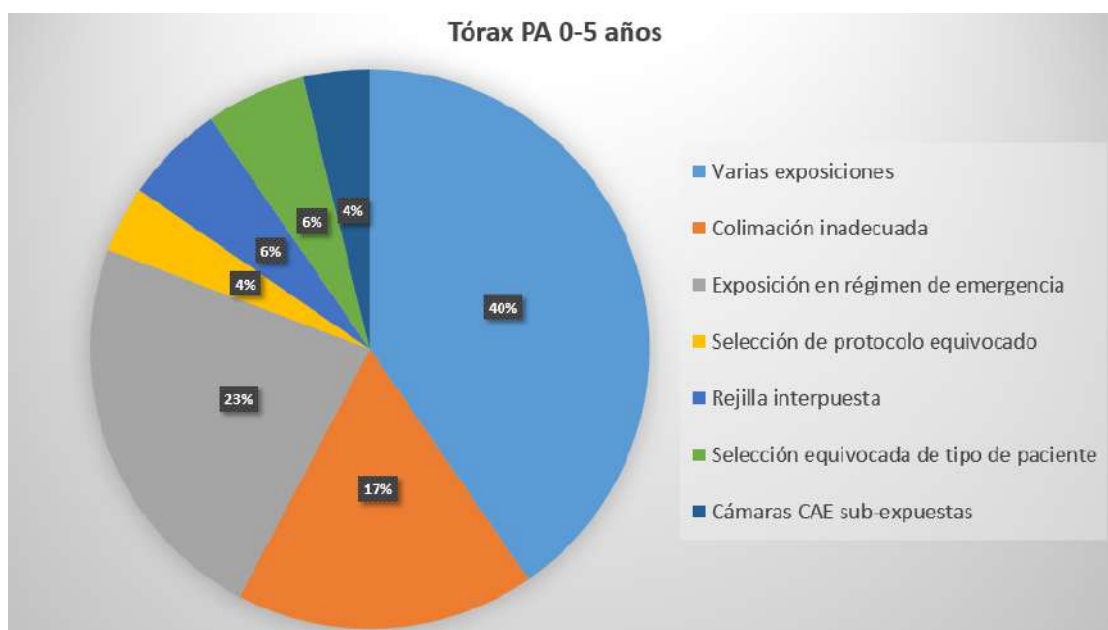


Figure 153: Alertas generadas por el software de gestión de dosis.

Orales: Radioterapia: Planificación de tratamientos / 555

Transfer learning con redes neuronales profundas: predicción de dosis en recto y vejiga para VMAT de próstata

Autor: Eva Ambroa¹

Co-autores: Pedro Gallego² ; Jaime Pérez-Alija² ; Roberto Gómez¹ ; Julia García-Miguel¹ ; Antoni Ramirez¹ ; Celestino Rodríguez¹ ; David Navarro¹ ; Montserrat Colomer¹

¹ Consorci Sanitari de Terrassa

² Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Corresponding Author: eva.ambroa@gmail.com

Introducción

Las redes neuronales convolucionales profundas (DCNN, en inglés) combinadas con *Transfer Learning* (TL; metodología que transfiere el conocimiento adquirido en un gran conjunto de datos por una red a un problema diferente y con datos limitados) ofrecen nuevas oportunidades en el campo de la física médica.

El objetivo del trabajo es desarrollar una DCNN con TL que detecte las planificaciones subóptimas y prediga los DVH de recto y vejiga en planificaciones de próstata con VMAT.

Material y métodos

Se seleccionaron 134 pacientes de VMAT de próstata con sobreimpresión simultánea integrada (28 fracciones, 70 Gy a la próstata y 50,4 Gy a las áreas ganglionares).

Para cada paciente se extrajo, en cada corte de TAC, la información de los contornos de los volúmenes delineados y la dosis. Estos datos fueron la entrada de la red.

Como arquitectura se eligió la VGG-16 (DCNN pre-entrenada con más de 1,2 millones de imágenes de 1000 categorías de objetos). Para transferir su aprendizaje a nuestros datos, y obtener la clasificación de imágenes, se sustituyeron las tres últimas capas de la VGG-16 por una red neuronal con capas completamente conectadas (ver Figura 1). Los datos del estudio se dividieron en tres conjuntos: entrenamiento, validación y test (98, 26 y 10 pacientes respectivamente).

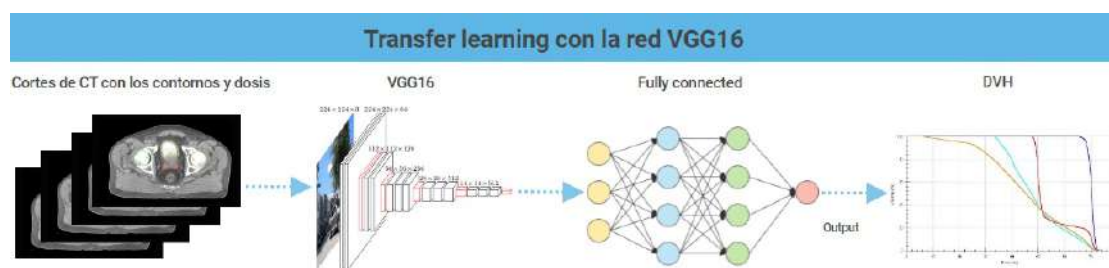


Figure 154: Figura I: Esquema de la red neuronal

Se utilizó un proceso similar a la validación cruzada de k -iteraciones para mejorar la predicción de la red. Al final de cada iteración se seleccionaban los candidatos a planificación subóptima. Si la planificación no se podía mejorar se volvía a incorporar en el conjunto de datos como una planificación óptima. Cuando la re-optimización era posible, se sustituía en el conjunto la antigua planificación por esta nueva.

Se consideró que un plan era subóptimo cuando el error cuadrático medio (ECM) de la predicción era mayor que el ECM de la validación más dos desviaciones estándar. En estos casos se realizó una nueva planificación a fin de validar la predicción.

La salida de la red fue un DVH de recto y vejiga para cada corte. Finalmente se compararon los DVH predichos, para el órgano completo de recto y vejiga, con los DVH del conjunto test.

Resultados

El modelo de red neuronal predijo con éxito los DVH del conjunto test. De los diez candidatos a subóptimos, nueve de ellos se pudieron mejorar. A igualdad de cobertura, se consiguieron mejoras en el V40 de recto y vejiga de un 25.4% y 40.8% de media respectivamente. En la Figura II se puede ver la comparación para dos pacientes.

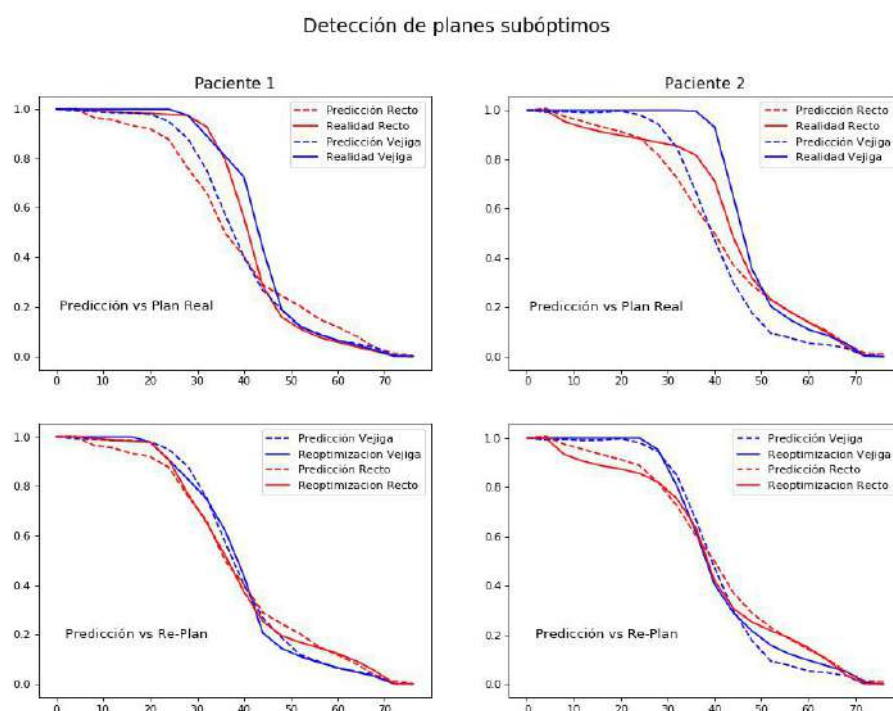


Figure 155: Figura II: Pacientes subóptimos

Discusión

Numerosos estudios han demostrado con éxito la aplicación de TL en disciplinas médicas relacionadas con el diagnóstico por imagen. Sin embargo apenas existen publicaciones que apliquen esta metodología

al campo de la radioterapia. Los resultados obtenidos en este trabajo suponen un hallazgo que contribuye a descubrir nuevas vías de investigación.

Conclusiones

Las DCNN con TL son una herramienta útil para detectar planificaciones subóptimas en pacientes de VMAT de próstata. La red predice adecuadamente el mejor histograma posible.

Orales: Gestión de residuos radiactivos / 137

PAPEL ENRESA EN EL PROTOCOLO VIGILANCIA RADIOLÓGICA MATERIALES METÁLICOS. TRANSICIÓN HACIA LA NUEVA DIRECTIVA.

Autores: Elena Alcaide Trenas¹ ; M^a Concepción Orta Navarro^{None} ; Teresa Ortiz Ramis.^{None}

¹ ENRESA

Corresponding Author: ealt@enresa.es

1. Introducción

Tras el incidente de Acerinox en el año 1998, el 2 de noviembre de 1999 se firmó el Protocolo de colaboración sobre la vigilancia radiológica de los materiales metálicos, por CSN, Ministerio de Industria, ENRESA, UNESID, FER, FEAR y los sindicatos. Dicho protocolo es de carácter voluntario para todas las empresas que se quieran adscribir a él. En el año 2013, se publicó la Directiva 2013/59/Euratom del Consejo, de 5 de diciembre de 2013, que ha llevado a la redacción de un nuevo Real Decreto para el control de las fuentes huérfanas, en el cual se articule lo dispuesto en la Directiva en relación con las fuentes huérfanas. En este Real Decreto se establecerán las medidas, los requisitos de vigilancia y control, y los procedimientos de actuación, en caso de detección o procesamiento de fuentes, que se deberán adoptar en las instalaciones destinadas a la recuperación, almacenamiento o manipulación de materiales metálicos para su reciclado.

2. Material y métodos

Desde la puesta en marcha del Protocolo, se han producido múltiples detecciones de materiales radiactivos de mayor o menor importancia. ENRESA como último receptor de estos materiales ha participado en diversas actuaciones en empresas siderúrgicas y centros de recuperación de metales asociadas a las más de 550 transferencias recibidas por parte del CSN.

1. Resultados

En total, los materiales revisados, hasta finales de 2018, han sido más de 4.300 piezas y son de los tipos siguientes:

- ☒ Tubos y piezas con radio y torio natural.
- ☒ Piezas de blindaje con uranio empobrecido.
- ☒ Cabezales de pararrayos de Ra-226 y Am-241.
- ☒ Detectores iónicos de humo.
- ☒ Piezas con Co-60 de una anterior fundición.
- ☒ Piezas contaminadas con Cs-137, Co.60.
- ☒ Fuentes pequeñas y productos con Ra-226.
- ☒ Fuentes (Co-60, Cs-137, Ra-226, Am-241, Kr-85).

2. Conclusiones

Se puede decir que el Protocolo ha sido una herramienta que ha funcionado muy bien y ha sido un referente a nivel internacional. La publicación de la nueva directiva obligará a la vigilancia de la chatarra de todo el sector relacionado con el reciclaje de los materiales radiactivos. Esto implicará una mayor detección y se prevé un aumento de los materiales y fuentes radiactivas a inspeccionar y a retirar, en los casos que aplique, por parte de ENRESA.

Simposio Técnicos / 560**Comparación del uso de 1 o 2 arcos en técnica de VMAT para pacientes de cabeza y cuello**

Autores: Marc Parcerisa Torné¹ ; Ramon Pujol Badia¹ ; Antoni Ramírez Muñoz¹ ; Julia García-Miguel Quiroga¹ ; Montserrat Colomer Truyols¹

¹ CST

Corresponding Author: mparcerisa@cst.cat

INTRODUCCIÓN

El objetivo del trabajo es realizar un estudio sobre la patología de cabeza y cuello (ORL), mediante el tratamiento con técnica volumétrica modulada (VMAT) con un arco y dos arcos, buscando la mejor opción de tratamiento teniendo en cuenta cobertura de PTV, dosis en órganos de riesgo (OAR), tiempo de tratamiento y verificación de las medidas VMAT.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se planificaron los 8 primeros pacientes ORL del centro con el planificador Mónaco v5.1 (Elekta Medical), con uno y dos arcos cada paciente, priorizando, en la medida de lo posible, la cobertura de dosis V95%>98% en los PTV para luego comparar los OAR.

Se han tenido en cuenta diferentes localizaciones dentro de la zona ORL (3 supraglotis, 2 bases de lengua, 2 laringes y 1 úvula) y diferentes prescripciones, aunque todos bilaterales y con cadenas afectas.

Las restricciones consideradas para los órganos de riesgo fueron: Dmax 45 Gy para la médula, Dmean <26Gy para las parótidas y Dmax 70Gy para la mandíbula.

RESULTADOS

Después de comparar los 8 pacientes calculados con uno y dos arcos extraemos las siguientes estadísticas: el 75% de pacientes mejora la cobertura o recibe menos dosis en médula al planificarlos con dos arcos. El 50% de los pacientes pasa de no cumplir el V95%>98% a cumplirlo planificándolos con dos arcos. Y hay un 25% de pacientes donde no se consigue una mejora ni en cobertura ni en dosis a OAR pero tampoco empeora al planificarlos con dos arcos.

Referente a la Dmean de las parótidas no hay una diferencia significativa como para ser determinante el número de arcos a utilizar igual que la Dmax de la mandíbula.

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos para cada paciente calculados con uno y dos arcos.

CONCLUSIONES Y DISCUSIÓN

Es importante también valorar la ganancia de tiempo de tratamiento, con un arco, ya que el paciente esta inmovilizado con una máscara y, a la vez, reducir el margen de movimiento de la zona.

Los resultados obtenidos muestran que en la mayoría de los casos se produce una mejora del tratamiento al usar dos arcos.

Teniendo en cuenta estos factores hay que valorar individualmente que tratamiento sería más beneficioso para cada paciente, si aplicar uno o dos arcos, aunque la mayoría de las veces, aplicar dos arcos significará aumentar cobertura sin aumentar la dosis a órganos de riesgo.

Orales: Radioterapia: Planificación de tratamientos / 549**Comparación del sistema de planificación Multiple Brain Mets SRS con otros sistemas en tratamientos de radiocirugía craneal con 3 metástasis**

Autores: Francisco Pino Sorroche^{None} ; Ignasi Modolell^{None} ; Rodolfo De Blas^{None} ; Cristina Picon^{None}

Corresponding Author: fpino@iconcologia.net

1.Introducción.

La radiocirugía estereotáxica (SRS) de múltiples metástasis se ha convertido en una alternativa a los tratamientos holocraneales con menos efectos secundarios.

El objetivo de este trabajo fue evaluar dosimetrías SRS realizadas en pacientes con 3 metástasis con los sistemas de planificación MBM, iPlan y Eclipse.

2.Material y métodos.

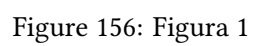
El estudio se realizó en tres pacientes con tres metástasis craneales previamente planificados con IPlan y tratados en un acelerador lineal TrueBeam con multiláminas HD120. La planificación de los tratamientos con iPlan se diseñó en grupos de arcos conformados no coplanares con 3 isocentros centrados en cada una de las metástasis y energía 6FFF. Los mismos pacientes fueron replanificados con MBM para energías de 6MV y 6FFF. Las dosimetrías con MBM se realizaron con planificación inversa a partir de unas plantillas previamente definidas de 5 arcos conformados no coplanares agrupados en un único isocentro, tal como muestra la Figura 1(b). Finalmente, se replanificaron los pacientes utilizando la técnica VMAT con Eclipse y energía 6FFF usando 2 arcos coplanares (VMATcop), 2 arcos no coplanares (VMATnocop), y los mismos arcos utilizados por MBM (VMATMBM). Las dosimetrías se evaluaron contabilizando el número de entradas de haces por PTV; el porcentaje de volumen de los PTV englobado por la isodosis de prescripción (VDP), la dosis mínima en los PTV (Dmin); la dosis promedio en los PTV (Dprom), la dosis máxima en los PTV (Dmax). Finalmente se evaluaron dos parámetros clave en los tratamientos de radiocirugía, el índice de conformidad (IC), y el gradiente de dosis (GD), que son los que nos muestran la conformidad de la isodosis de prescripción y la cantidad de tejido sano irradiado a dosis altas. El IC se definió como la ratio del volumen de tejido irradiado con la DP y la suma de volúmenes de los PTV. El GD se definió como la ratio de volumen de tejido irradiado al 50% de la DP y la suma de volúmenes de los PTV.

3.Resultados

La Tabla 1 muestra el número de entradas de haces y los índices VDP, Dmin, Dprom, Dmax, IC y GD de los 3 pacientes estudiados y su promedio para todas las planificaciones. Los resultados muestran valores dosimétricos similares en todas las planificaciones, a excepción de los índices clave en la radiocirugía, IC y GD, en los que MBM muestra resultados claramente superiores a los obtenidos con IPlan y VMAT independientemente de la energía utilizada. El tiempo de realización de las planificaciones fue de pocos minutos para MBM, entre 30 min y 1 h para VMAT, y mayor que 2 h para IPlan.

4.Conclusiones

El sistema de planificación MBM permite realizar dosimetrías de tratamientos con múltiples metástasis de forma más rápida que los otros sistemas estudiados. Las dosimetrías obtenidas con MBM son claramente mejores respecto al resto de sistemas. Al ser una técnica con un único isocentro, permite que la duración de los tratamientos en la unidad de tratamiento sea menor respecto a los tratamientos previamente realizados con IPlan.



Paciente	Planificación	Energía	Entradas (°) ¹	V _{DP} (%) ²	D _{min} (%DP)	D _{prom} (%DP)	D _{max} (%DP)	IC ³	GD ⁴
1	MBM	6 MV	640	99,50	98,5%	110,2%	118,0%	1,26	5,42
	MBM	6 FFF	640	99,50	98,1%	108,6%	115,3%	1,26	5,78
	Iplan	6 FFF	420	99,77	95,3%	108,5%	114,1%	1,66	6,29
	VMAT _{cop}	6 FFF	360	99,57	98,2%	106,9%	112,5%	1,45	12,17
	VMAT _{nocop}	6 FFF	716	99,66	98,2%	106,3%	111,8%	1,57	11,99
	VMAT _{mts}	6 FFF	640	99,55	97,5%	112,2%	128,8%	1,33	9,78
2	MBM	6 MV	640	99,50	97,0%	113,0%	122,5%	1,26	6,17
	MBM	6 FFF	640	99,50	96,5%	112,4%	120,4%	1,47	6,52
	Iplan	6 FFF	500	99,77	94,5%	108,1%	112,5%	3,08	14,09
	VMAT _{cop}	6 FFF	360	99,13	97,5%	112,8%	129,5%	1,44	14,20
	VMAT _{nocop}	6 FFF	716	98,97	98,2%	111,7%	127,1%	1,63	16,09
	VMAT _{mts}	6 FFF	640	99,53	98,2%	111,9%	127,7%	1,67	15,83
3	MBM	6 MV	530	99,50	97,2%	113,9%	123,6%	1,23	5,54
	MBM	6 FFF	530	99,53	98,2%	110,1%	117,5%	1,30	5,61
	Iplan	6 FFF	770	99,80	92,1%	111,6%	118,1%	1,56	6,15
	VMAT _{cop}	6 FFF	360	99,16	98,9%	118,2%	137,7%	1,54	10,05
	VMAT _{nocop}	6 FFF	716	99,23	99,3%	117,0%	134,9%	1,52	10,72
	VMAT _{mts}	6 FFF	530	99,48	97,5%	113,8%	130,9%	1,48	10,27
Promedio	MBM	6 MV	603	99,50	97,6%	112,4%	121,4%	1,25	5,71
	MBM	6 FFF	603	99,51	97,6%	110,3%	117,7%	1,35	5,97
	Iplan	6 FFF	563	99,78	94,0%	109,4%	114,9%	2,10	8,84
	VMAT _{cop}	6 FFF	360	99,28	98,2%	112,6%	126,6%	1,48	12,14
	VMAT _{nocop}	6 FFF	716	99,29	98,5%	111,6%	124,6%	1,57	12,93
	VMAT _{mts}	6 FFF	603	99,52	97,7%	112,7%	129,1%	1,50	11,96

¹ Grados totales de entradas de los arcos del tratamiento para cada PTV

² V_{DP}: Porcentaje del volumen englobado por la dosis de prescripción (DP)

³ IC: Índice de conformidad, definido como la ratio del el volumen de tejido irradiado con la DP y la suma de volúmenes de los PTV

⁴ GD: Índice de gradiente de dosis, definido como la ratio de volumen de tejido irradiado al 50% de la DP y la suma de volúmenes de los PTV

Figure 157: Tabla 1

Simposio Técnicos / 781

ACELERADOR GUIADO POR RESONANCIA MAGNÉTICA

Autor: Marisa Ogando¹¹ Bioterra S.L.

Corresponding Author: marisa.ogando@bioterra.net

Desde sus comienzos Viewray ha prestado especial atención a los puntos críticos de los tratamientos en Radioterapia dando solución a todos ellos:

1º posicionamiento del paciente según localización real del tumor en tiempo real. Imagen 3D de la zona a tratar con alta resolución

2º Radioterapia adaptativa online, es decir, adaptación de los tratamientos planificados a los nuevos contornos tanto de volumen blanco como de órganos riesgo. Característica única e imprescindible porque de nada nos vale ver la imagen si no adaptamos los tratamientos a los volúmenes actuales en tiempo real. Esto realiza en la misma fracción de tratamiento.

3º Seguimiento del movimiento del tumor y los órganos riesgos en tiempo real con rastreo de 8 imágenes/s y funcionalidad de interrupción del haz de radiación cuando se exceden los umbrales establecidos.

El control de estos tres puntos conseguido con el acelerador guiado por Resonancia Magnética, MRIdian, ha revolucionado la manera de tratar el cáncer, pudiendo reducir márgenes de forma radical, hipofraccionar tratamientos y conseguir unos resultados hasta ahora inalcanzables en localizaciones tumorales de de peor pronóstico como es el páncreas.

Pero también incorpora otras prestaciones como la imagen funcional que, aunque se escapa del ámbito en sí de la Radioterapia, aporta un valor añadido adicional.

El sistema MRIdian Linac suministra una Radioterapia de Intensidad Modulada guiada por la imagen de resonancia magnética ("IGIMRT"), así como tratamientos conformados 3D y tratamientos de Radioterapia Estereotáxica Corporal y Craneal.

El sistema ViewRay está diseñado para realizar:

- Imagen de RM para IGRT, SBRT, 3D y prospectivamente imagen volumétrica 4D con restricción para el posicionamiento diario, proporcionando un contraste excelente en tejidos blandos.
- Identificación rápida pre tratamiento de los contornos de estructuras críticas y blanco, mediante registro deformable de imagen.
- Rastreo de Tejidos blandos. Rastreo de tejidos blandos continuo planar o multiplanar guiado por RM y control del haz automático para adaptación en tiempo real al movimiento durante el suministro de radiación. Con interrupción/reconexión del haz
- Predicción de Dosis. Cálculo de dosis rápido utilizando datos de imagen volumétricos capturados justo antes del tratamiento, que permite la evaluación de dosis y DVH antes del tratamiento. Dispone de información de densidades para la fusión de rayos X del TAC y motor de cálculo de dosis basado en Monte Carlo rápido
- Optimización Adaptativa. Re-optimización rápida y adecuada para adaptación efectiva de planes online y offline conforme el tratamiento progresa.
- Radiocirugía Gracias a su colimador multiláminas de doble bloque, que minimiza la penumbra y llega a tamaños de campo de 4x2 mm

Para mejorar aún más la calidad de la imagen, se ha incorporado el sistema SmartVISION, desarrollado expresamente para dar respuesta a los retos de impartir los tratamientos de radioterapia más sofisticados:

- Nuevas secuencias de pulso MR, T1w y T2w. Mejora la visualización de alta definición y realza el contraste entre tejido sano y cancerígeno
- Imágenes de difusión ponderada (DWI). Distingue entre tumor y tejidos normales con el fin de analizar y predecir la respuesta tumoral al tratamiento de radioterapia
- Aumenta la velocidad de secuencia de imágenes al doble. De 4 imágenes/s a 8 imágenes/s
- La resolución de las imágenes es doblemente superior
- La ratio señal ruido mejora también en un factor x2

También se ha optimizado la eficacia en el flujo de pacientes con tiempos de tratamientos más optimizados. Esto reduce los riesgos de movimiento intra fracción y proporciona una experiencia más cómoda a los pacientes.

Otro punto a destacar es la penumbra excepcionalmente estrecha con baja fuga. Con el multiláminas de doble foco y doble bloque y el recorrido del haz libre sin obstáculos, MRIdian consigue una penumbra realmente estrecha que permite tratamientos sofisticados como SRS y SBRT.

MRIdian es el primer sistema del mercado guiado por RM que trata pacientes clínicamente. Desde enero de 2014, MRIdian ha tratado a más de 2000 pacientes y ha suministrado unas 3000 fracciones adaptadas en sobremesa.

Simposio Técnicos / 776

Matrices de riesgo

Autores: María José Rot San Juan¹ ; Vanesa Vázquez Camello²

¹ Hospital Universitario 12 de Octubre

² Hospital Universitario de Fuenlabrada

Corresponding Authors: mjrotsj@gmail.com, vanesavazquez@gmail.com

En esta mesa redonda se describirá brevemente la metodología de las matrices de riesgo para la evaluación de riesgos radiológicos en radioterapia y su adaptación a la práctica española a través de los Proyectos MARR (3D-RT) y MARRTA (Técnicas avanzadas, en desarrollo).

Se presentará su aplicación en el Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario de Fuenlabrada, describiendo la formación del grupo de Seguridad del Paciente (integrantes y funciones) y la experiencia del mismo en la elaboración de la Matriz de Riesgo, detallando el papel de los Técnicos Superiores en Radioterapia.

Se abrirá un turno de palabra para que otros Hospitales compartan su experiencia en sus respectivos Servicios.

Curso de actualización: Nuevas magnitudes operacionales (ICRU e ICRP) / 802

Curso de actualización: Nuevas magnitudes operacionales (ICRU e ICRP)

Autor: Néstor Armando Cornejo Díaz¹

¹ *Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas*

Corresponding Author: nestorarmando.cornejo@ciemat.es

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 publicado guías para su correcta aplicación [ICRU 47 (1992), ICRU 66 (2001)]. Estas magnitudes operacionales, medibles en la práctica, deben proporcionar estimados razonablemente conservadores de las magnitudes de protección. Los coeficientes de conversión utilizados actualmente 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 maniquíes diferenciados por sexo, consensuados internacionalmente. Como consecuencia se han adoptado maniquíes 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 de interés para la protección radiológica. El Comité 26 de ICRU ha propuesto entonces un conjunto de nuevas magnitudes operacionales directamente relacionadas con las magnitudes Dosis Efectiva y Dosis Absorbida. El borrador de la publicación conjunta de ICRU e ICRP, con las fundamentaciones razonadas, las definiciones de las nuevas magnitudes operacionales y los coeficientes de conversión aplicables, está en fase de discusión. 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 el Comité 26 de ICRU. Se analizarán las implicaciones de la implantación de estas nuevas magnitudes.

Curso de actualización: Validación de métodos de laboratorio para medidas de radiactividad / 801

Curso de actualización: Validación de métodos de laboratorio para medidas de radiactividad

Autor: Francisco Javier Guillén Gerada¹

¹ *University of Extremadura*

Corresponding Author: fguillen@unex.es

Curso de actualización: Validación de métodos de laboratorio para medidas de radiactividad

Orales: Radioterapia: Gestión de la variación intra- inter-fracción / 123

Generación de ITVs a partir de imágenes fluoroscópicas 2D. Comparación con TC inspiración/expiración

Autores: David Sevillano Martínez¹ ; Luis Miguel Núñez Vivero² ; Rafael Colmenares Fernández¹ ; Carmen Vallejo Ocaña³ ; Juan David García Fuentes¹ ; Margarita Martín Martín⁴ ; Ana Belén Capuz Suarez¹ ; Carolina De la Pinta Alonso⁴ ; Rafael Morís Pablos¹ ; Miguel Cámara Gallego¹ ; Ana María Martínez Felipe⁵ ; Daniel Prieto Morán¹ ; María José Béjar Navarro¹ ; Felipe Martínez Orozco⁵ ; Feliciano García Vicente¹

¹ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal

² ETSIT. Universidad Politécnica de Madrid. Ingeniería Biomédica

³ Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Ramón y Cajal

⁴ Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Ramón y Cajal.

⁵ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal.

Corresponding Author: dsevillano@gmail.com

Introducción:

Se presenta un método para la generación de ITVs a partir de imágenes fluoroscópicas (IFs) y su comparación con los obtenidos mediante la técnica de TC en inspiración/expiración (TCIE).

Material y métodos:

Se han obtenido datos de 52 pacientes de SBRT, 39 de pulmón (12 lóbulo superior, 11 lóbulo medio y 16 de lóbulo inferior) y 13 de hígado.

Aprovechando las capacidades del sistema Cone Beam (CBCT) de nuestro acelerador para realizar imágenes planares fluoroscópicas, se ha desarrollado un software que permite obtener los desplazamientos del tumor en cada una de las imágenes, obteniendo por tanto curvas de desplazamiento del tumor a lo largo del tiempo en las 3 direcciones del espacio y, de esta manera, generar márgenes más realistas para nuestros ITVs que con la técnica actual basada en TCIE.

Para comparar ambos métodos, se obtuvieron para cada paciente los desplazamientos del centro de masas del tumor en ambos TCs y, en el caso de las IFs, la distancia en la que el tumor pasa el 95% del tiempo.

Resultados:

Los resultados de la comparación entre ambos métodos pueden verse en la Tabla 1. En ella se muestran los valores medios y las desviaciones estándar de los márgenes necesarios para cubrir el ITV con ambos métodos para todos los pacientes y por localización anatómica, aquellas magnitudes con diferencias significativas se marcan con un asterisco. Se puede observar que, mientras en aquellos tumores del lóbulo superior las diferencias entre ambos métodos no son significativas, en el resto de localizaciones tenemos diferencias significativas en la dirección Cráneo-caudal y, en algunos casos, en antero-posterior. En la dirección lateral no se observan diferencias entre ambos métodos.

	TC Inspiración/espriación						Imágenes fluoroscópicas					
	Lat(mm)		AP(mm)		SI(mm)		Lat(mm)		AP(mm)		SI(mm)	
	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ	μ	σ
Total	3.5	2.7	6.0	4.8	10.7	8.1	2.1*	1.4*	3.3*	2.0*	8.7	5.7*
Pulmón (Lóbulo superior)	1.9	1.1	5.2	5.5	2.8	2.7	1.4	1.2	2.4	1.8*	3.5	3.0
Pulmón (Lóbulo medio)	5.1	3.9	8.4	6.0	10.3	8.1	2.5	1.2*	3.6*	1.7*	7.4	3.7*
Pulmón (Lóbulo inferior)	3.2	2.0	5.6	3.8	12.6	8.2	2.5	1.9	3.4*	2.1*	12.6	6.7
Higado	3.7	2.5	5.3	4.1	15.1	6.9	1.9*	1.1*	4.1	2.1*	9.5*	3.6*

Tabla 1. Media y desviaciones estándar de los márgenes de ITV para ambos métodos. Aquellos valores marcados con "*" son aquellos en los que se ha obtenido un valor de $p < 0.05$ comparando ambos métodos.

Figure 158:

En la Figura 1 se observan histogramas de las diferencias en los márgenes entre ambos métodos y por localización. Esta figura permite observar la frecuencia en que ocurren diferencias grandes entre ambos métodos. Se observa que estas diferencias pueden llegar a ser muy importantes en la dirección cráneo-caudal y antero-posterior. De hecho, considerando toda la población de pacientes, en la dirección cráneo-caudal un 49% de los pacientes tiene diferencias entre ambos ITVs mayores a los 5mm, mientras en AP esto se reduce a un 29% y a un 9% en lateral.

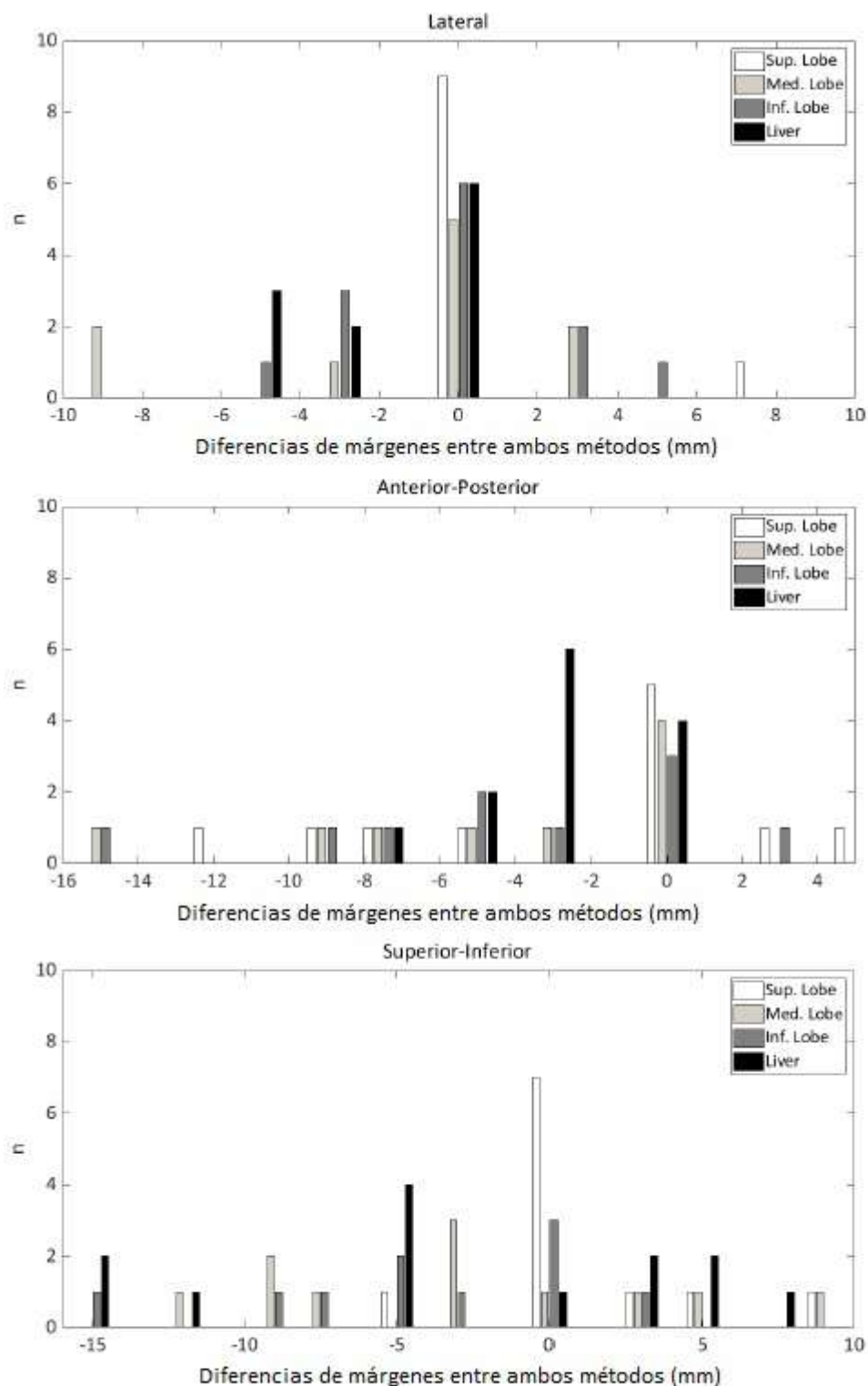


Figura 1. Histograma de las diferencias entre márgenes obtenidos con TC de inspiración/expiración y mediante imágenes fluoroscópicas separadas por localización anatómica para cada dirección.

Figure 159:

Discusión:

Mediante las IFs podemos captar el movimiento tumoral debido a la respiración en condiciones reales

de tratamiento, las diferencias obtenidas en los márgenes de ITV entre este método y el del TCIE son muy importantes. Estas diferencias no implican siempre una reducción del volumen irradiado, ya que también observamos que el desplazamiento real con IF es, en un número importante de pacientes, mayor al obtenido con TCIE. Los tumores del lóbulo superior serían los únicos en no beneficiarse del uso de IFs debido, probablemente, a la reducida movilidad en esta región pulmonar.

Conclusión:

El uso de IFs nos permite una definición más realista de los ITVs que aquellos obtenidos mediante TCIE.

Orales: Radioterapia: Gestión de la variación intra- inter-fracción / 141

Análisis de posicionamiento para tratamientos de irradiación cráneo-espinal en Tomoterapia Helicoidal

Autores: Patricia Sánchez Rubio¹ ; Ruth Rodríguez Romero² ; Alfredo Montes Uruén² ; Virginia Álvarez Sánchez² ; Mónica Hernández Hernández² ; María Ángeles Arroyo de la Cruz² ; Nuria Gómez González² ; María Pinto Mondedero² ; Jaime Martínez Ortega² ; Juan Carlos Medrano González de Prado²

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: patricia.sanchez@salud.madrid.org

Introducción

La Tomoterapia helicoidal realiza tratamientos altamente conformados de neuroeje eliminando el problema de las uniones de campo de las técnicas 3DCRT o VMAT. La extensión del volumen a tratar (PTV), especialmente en adultos, dificulta el correcto posicionamiento (setup) a lo largo del mismo, siendo crítico en la lámina cribosa y la terminación del saco tecal debido al riesgo de recidiva. Por tanto, debe verificarse que los márgenes de setup garanticen la correcta irradiación evitando subdosificaciones en el PTV.

El objetivo del trabajo es evaluar los errores de setup sistemáticos y aleatorios de tratamientos craneoespinales realizados con Tomoterapia y determinar los márgenes para distintos protocolos de guiado por imagen.

Material y métodos

Se emplearon 624 imágenes de tomografía computerizada de megavoltaje (MVCT) correspondientes a las adquisiciones diarias realizadas a 34 pacientes adultos tratados entre 2008 y 2018. Para la inmovilización de los pacientes, se utilizaron máscaras de cabeza y hombro (CIVCO Posicast Thermoplastic para los 21 primeros pacientes, BrainLAB Head&Neck para los 18 restantes) y un reposa para rodillas. El estudio de MVCT abarcó la totalidad del PTV, salvo en 21 pacientes para los que se alternaron adquisiciones restringidas a diferentes localizaciones: cráneo, tórax, abdomen, neuroeje excluyendo pelvis (31, 104, 56 y 82 sesiones, respectivamente).

Se simuló PVOs a partir de los datos de imagen diaria: cero imagen (nIG), imagen cinco primeras fracciones (NAL5fx), imagen semanal 3 mm nivel de acción (S3mmAL), NAL5fx más imagen semanal con nivel de acción específico por paciente (NAL5fx+SpxAL). Los errores de setup residuales se determinaron como la diferencia entre el desplazamiento registrado tras la imagen diaria y el que resultaría de aplicar cada PVO.

Se calculó el error sistemático promedio, $M(\mu)$, su desviación estándar, $\Sigma(\mu)$, y el error aleatorio promedio, $RMS(\sigma)$, para los desplazamientos LR, SI, AP, y la corrección angular roll; así como los márgenes de CTV a PTV, siguiendo la metodología de van Herk.

Resultados

Se observó una reducción de 2.7mm en el vector desplazamiento y 0.15° de roll, en pacientes inmovilizados con máscara de BrainLAB.

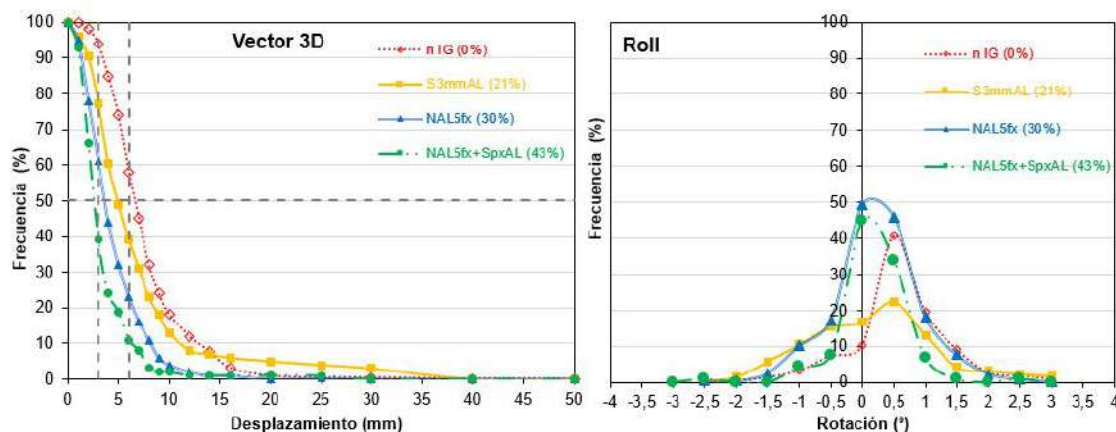
La tabla resume los errores de set-up según la extensión del MVCT, mostrando una reducción en torno a 1.5mm $M(\mu)$ en todas las direcciones y 0.1° de roll, para los PVO analizados. La figura muestra la distribución de frecuencia de los errores residuales de setup para las fracciones en las que no se realiza imagen guiada.

Errores set-up y márgenes según la extensión de MVCT adquirida																			
Extensión MVCT		Lat (LR)					Long (SI)					Vert (AP)					Roll (°)		
		% fx	M(μ)	Σ	σ	margen CTV-PTV (mm)	M(μ)	Σ	σ	margen CTV-PTV (mm)	M(μ)	Σ	σ	margen CTV-PTV (mm)	M(μ)	Σ	σ		
Cráneo		100%	0,4	2,0	2,1	7	0,4	4,2	30,9	13	4,5	2,5	2,3	7,8	0,3	0,4	0,7		
Tórax		5%	0,9	1,0	2,8	5	3,6	3,9	2,7	12	5,3	2,8	2,1	9	-0,1	0,6	0,6		
Abdomen		15%	1,8	2,8	2,0	9	0,9	4,8	2,4	14	3,9	3,0	1,0	8	-0,3	0,5	1,3		
Todo PTV - pelvis		9%	3,5	3,3	2,2	10	1,1	8,1	1,6	21	5,2	2,6	1,3	8	0,4	0,9	0,8		
Todo PTV		13%	0,1	2,2	2,0	7	0,0	2,3	2,2	7	4,1	2,1	2,5	7	0,3	0,6	0,5		
		56%	0,3	1,9	2,0	6	0,1	4,0	5,7	14	4,4	2,6	2,1	8	0,4	0,5	0,6		

Errores set-up y márgenes para diferentes protocolos de verificación off-line (PVO)																			
PVO		Lat (LR)					Long (SI)					Vert (AP)					Roll (°)		
		IG (%)	M(μ)	Σ	σ	margen CTV-PTV (mm)	M(μ)	Σ	σ	margen CTV-PTV (mm)	M(μ)	Σ	σ	margen CTV-PTV (mm)	M(μ)	Σ	σ		
S3mmAL		0%	0,4	2,0	2,1	7	0,3	4,4	5,4	15	4,5	2,5	2,3	7,8	0,3	0,4	0,7		
NAL5fx		21%	0,0	1,1	3,3	7	-0,6	3,3	5,7	13	1,5	1,5	3,9	8	0,0	0,5	1,0		
NAL5fx + SpxAL		30%	-0,1	0,8	2,6	4	-0,5	2,0	3,6	8	1,0	1,1	3,5	5	0,1	0,2	0,7		
		43%	0,2	0,7	0,8	2	-0,1	2,2	1,4	7	1,6	0,8	1,2	3	0,1	0,1	0,5		

fx: fracción; S3mmAL: Semanal con nivel de acción 3 mm; NAL5fx: imagen guiada en la 5 primeras fx sin nivel de acción; NAL5fx + SpxAL: imagen en las 5 primeras fracciones con un nivel de acción específico del paciente (2 desviaciones estándar de las 5 primeras fx)

Figure 160: Tabla



Frecuencia del error de setup residual 3D y distribución de la corrección angular de roll para los distintos protocolos de verificación off-line. En el análisis sólo se incluyeron las fracciones para las que no se realizó imagen guiada.

Figure 161: Histograma PVOs

Discusión

Los errores sistemáticos y aleatorios aumentan cuando se incluye la región abdomen-pelvis (análogo a Gupta et al 2015), requiriendo un margen de 21 mm en SI para evitar subdosificaciones en la zona lumbar (como indican Stoiber et al 2010).

El protocolo NAL5fx+SpxAL limita a 6 mm el error del vector desplazamiento para el 17% de las fracciones, frente al 40% o 25% de NAL5fx o S3mmAL, respectivamente. Sin embargo, sólo el protocolo NAL5fx consigue reducir al 2% de las fracciones errores superiores a 20 mm, versus 7% de los restantes. El protocolo S3mmAL proporciona peores resultados en LR y SI, incluso comparado con nIG.

Los márgenes empleados en nuestra práctica clínica, 3 mm para cráneo y 5 mm para el resto del PTV, son adecuados para compensar los errores aleatorios analizados ya que se realiza imagen guiada diaria.

Conclusiones

Resulta necesario incluir todo el PTV en el estudio MVCT, pese al mayor tiempo de adquisición, ya que se asegura el posicionamiento de las zonas de riesgo de alta recidiva (cráneo y pelvis). El uso de estudios restringidos o la implementación de PVO implica aumentar los márgenes, especialmente en pelvis, con el consiguiente aumento de toxicidad en órganos de riesgo.

Orales: Radioterapia: Gestión de la variación intra- inter-fracción / 251

Prototipo de un sistema de seguimiento a tiempo real para CT

Autor: Benigno Barbés¹**Co-autores:** Jaesuria Alejandro² ; Huesa-Berral Carlos³ ; Azcona Juan Diego¹ ; Burguete Javier³¹ *Clínica Universidad de Navarra*² *tecnun, Universidad de Navarra*³ *Universidad de Navarra***Corresponding Author:**

INTRODUCCIÓN

En algunos tratamientos de radioterapia, como *TAC-4D* o tratamientos en inspiración forzada, es preciso registrar el movimiento respiratorio durante el TAC. Las mismas técnicas de rastreo se pueden utilizar durante el tratamiento en el *linac*.

Partiendo de un sistema desarrollado anteriormente en nuestra Clínica para localización y seguimiento de puntos en el espacio, desarrollamos un prototipo de guiado del ciclo respiratorio.

Además, diseñamos y fabricamos un maniquí que realiza movimientos programables, para poder comprobar el prototipo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Partimos de un sistema desarrollado anteriormente, con un algoritmo que localiza puntos en el espacio.

Instalamos dos cámaras en la sala del TC y fabricamos un maniquí de calibración. Programamos dos algoritmos diferentes de localización de puntos (por imágenes semejantes y por localización de círculos), para automatizar la calibración.

Desarrollamos una interfaz para el programa, y diseñamos un flujo de trabajo. Situado el paciente sobre la mesa, se le colocan unos adhesivos con un marcador. En la interfaz, se señalan los puntos y el programa empieza a seguirlos. A tiempo real, el programa representa el movimiento, cada punto en un color (Fig.1). Almacena las trayectorias 3D para su uso posterior.

Para inspiración forzada, al programa se le señalan los márgenes de respiración. Actualmente, la aplicación solo avisa de si el paciente está fuera de los márgenes: no se ha desarrollado una interfaz para el paciente ni de interacción con la máquina.

Contruimos un maniquí programable, partiendo del mecanismo de la lente de un lector de DVD (Fig.2). Implementamos un sistema de control con Arduino. Medimos la precisión de movimientos con un medidor digital (resolución 1µm).

Programamos movimientos para control de calidad: funciones escalón, movimientos sinusoidales, y movimientos que simulan ciclos respiración normal – inspiración forzada.

Comprobamos la exactitud de detección de los movimientos del maniquí programable.

RESULTADOS

La precisión mecánica de movimientos del maniquí, medida con un medidor digital, es mejor que 0.1 mm.

El sistema de detección de puntos en el maniquí, siguiendo cualquiera de los dos métodos, es suficientemente eficaz: habitualmente realiza el calibrado sin intervención del usuario.

Realizamos 700 medidas de movimientos del maniquí, en todas las direcciones del espacio, en distintas posiciones, y con distintos calibrados. La desviación máxima de todas las medidas ha sido 0.6 mm. El 98.5% de las desviaciones han sido menores de 0.5mm.

COMENTARIOS Y CONCLUSIÓN

1. El sistema se calibra con facilidad en unos dos minutos. Se recomienda hacer un calibrado diario.
2. El maniquí móvil construido tiene precisión suficiente para poder emplearlo en el control de calidad del sistema. Las medidas necesarias para hacerlo se pueden tomar en una hora, y se analizan en unas dos horas. El maniquí es programable y permite realizar otras pruebas.
3. El prototipo detecta movimientos con exactitud siempre mejor que 0.6 mm, en las tres direcciones del espacio. Es una exactitud suficiente para su posible uso clínico.
4. El sistema no supone incomodidad para el paciente y es de fácil manejo.

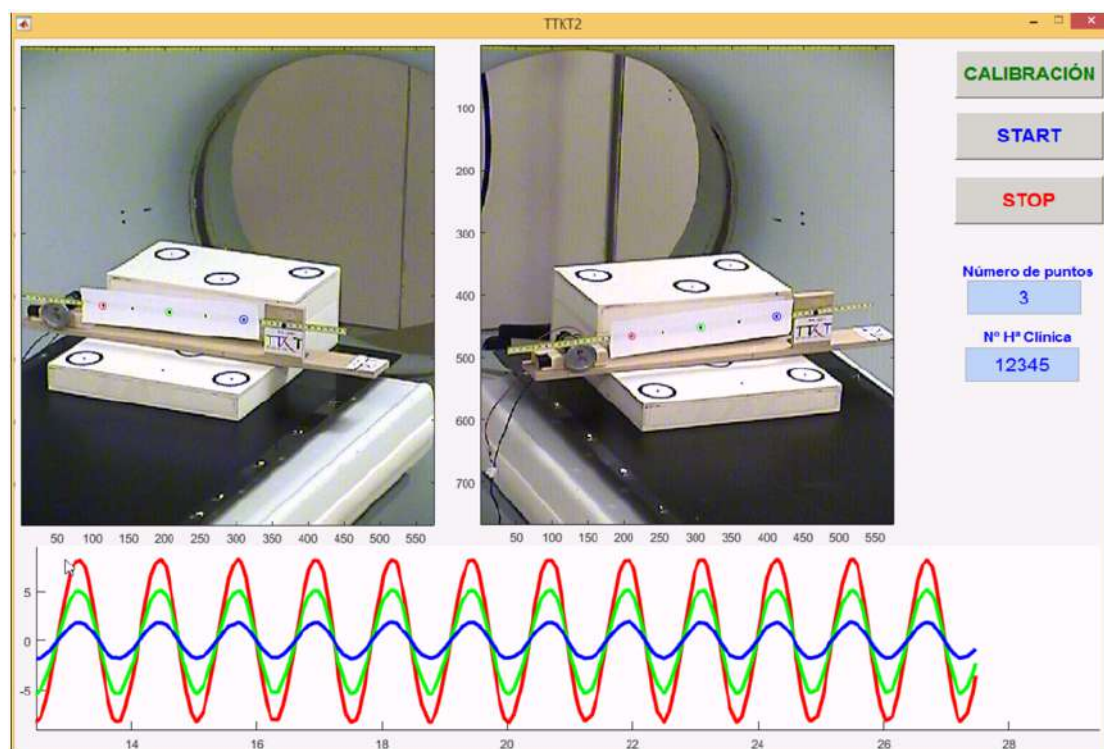


Figure 162: Siguiendo puntos oscilantes

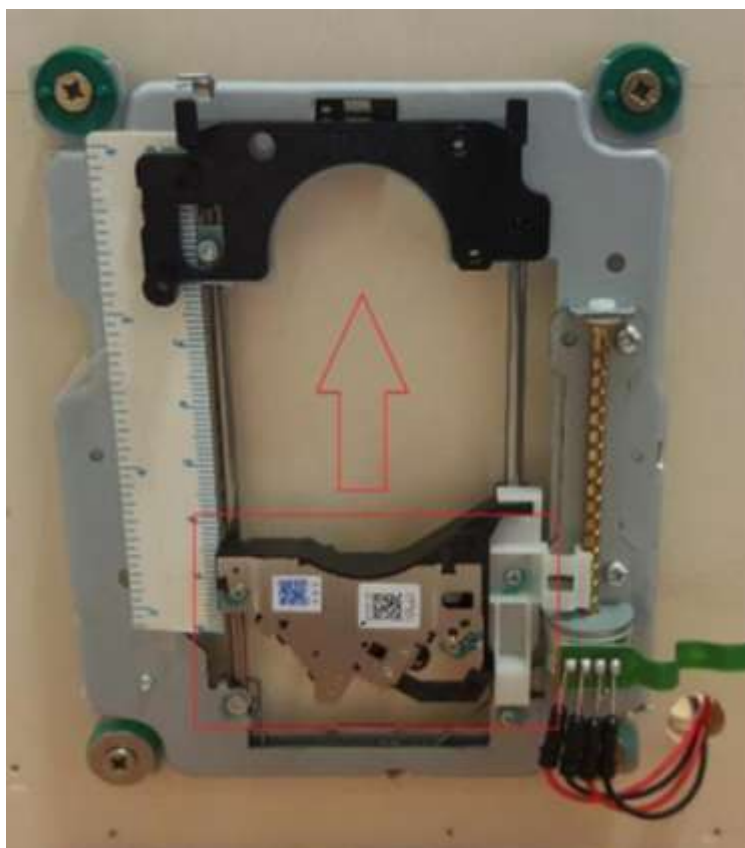


Figure 163: Parte móvil del maniquí programable

Orales: Radioterapia: Gestión de la variación intra- inter-fracción / 316

USO DE MARCADORES FIDUCIALES PARA LA EVALUACIÓN DE PARÁMETROS GEOMÉTRICOS ASOCIADOS AL TRATAMIENTO RADIOTERÁPICO HIPOFRACCIONADO DEL CÁNCER DE PRÓS-TATA

Autores: Pablo Castro Tejero¹ ; Maria Roch Gonzalez² ; Almudena Zapatero Laborda² ; DAVID HERNÁNDEZ GONZÁLEZ³ ; Cristina Ansón Marcos¹ ; Alberto Viñals⁴ ; Leopoldo Perez Gonzalez²

¹ *Hospital Universitario de La Princesa*

² *Hospital Universitario de la Princesa*

³ *H.U.LA PRINCESA*

⁴ *H.U. la Princesa*

Corresponding Author: pablo.castro@salud.madrid.org

Introducción: El empleo de técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) tiene como objetivo reducir las incertidumbres asociadas al posicionamiento del paciente. La incorporación de marcadores fiduciales como guía de la posición de la próstata permite minimizar los errores sistemáticos y aleatorios de tratamiento asociados al posicionamiento del paciente. Aún así, existen incertidumbres geométricas relacionadas con la posición de la próstata que todavía permanecen. En el presente trabajo, se investigan, por un lado, el error residual de posicionamiento del paciente asociado al registro rígido basado en marcadores y, por otro, la variación del volumen de la próstata durante el tratamiento.

Material y métodos: se analizan 490 imágenes de CBCT realizadas antes del tratamiento en 20 pacientes con cáncer de próstata. El esquema de tratamiento consiste en RT hipofraccionada en 25 sesiones a 2,7 Gy/sesión. Dos semanas antes del tratamiento, los pacientes se someten a la implantación de 3 semillas de oro mediante guiado por ultrasonidos. Se implanta una semilla en el ápex, S1, y dos en cada lado de la base, S2 izquierda, S3 derecha. El protocolo de posicionamiento seguido consiste en la adquisición diaria de un CBCT seguido del registro rígido basado en marcadores con el TC de planificación. Las coordenadas de cada uno de los marcadores se obtienen de cada imagen, así como las coordenadas del isocentro.

En cada una de las sesiones de tratamiento la próstata puede sufrir deformaciones que pueden derivar en desplazamientos relativos entre marcadores diferentes a aquellos presentes en la simulación TC. Este hecho, junto con la alineación subjetiva de las imágenes, comprende el error asociado al registro. Para cuantificar esta potencial desviación, se calcula la diferencia entre el centro de masas de los marcadores en la imagen CBCT relativo al isocentro de tratamiento y el centro de masas de los marcadores en la imagen TC relativo al isocentro de planificación. Los errores residuales se determinan a partir de la suma cuadrática de los errores sistemáticos y aleatorios.

Por otra parte, la variación en la distancia entre marcadores para cada sesión de tratamiento ha sido analizada dos a dos a partir de sus coordenadas. La distancia entre S1-S2 se ha denominado D12, la distancia entre S2-S3 será D23 y la distancia entre S1-S3 será D13.

Resultados: los resultados obtenidos para el error residual asociado al registro rígido con marcadores se encuentra por debajo de 2 mm para los tres ejes siendo la mayor componente la del eje vertical, 1,3 mm. Para el eje lateral y longitudinal el error se sitúa en 0,7 y 1,0 mm, respectivamente.

Según podemos observar en la figura 1 las distancias entre marcadores van disminuyendo a lo largo del curso de tratamiento. Esta reducción está asociada con una reducción potencial del volumen de la próstata. Considerando el promedio de todos los pacientes, se observa que hasta la mitad del tratamiento aproximadamente las distancias se mantienen constantes y, en ese momento, comienzan a decrecer en magnitud. D23 muestra la menor reducción al final de tratamiento, de alrededor de 1 mm. D12 y D13 disminuyen hasta alrededor de 1,5 mm en la última sesión, respectivamente.

Discusión y conclusiones: la alineación de los pacientes con cáncer de próstata basada en imagen CBCT con marcadores fiduciales supone un error residual despreciable comparado con los márgenes considerados habitualmente. Por otro lado, la próstata muestra una tendencia a reducir su volumen durante el tratamiento, lo cual puede tener su importancia en los márgenes de tratamiento así como en las estrategias de replanificación o adaptación del tratamiento.

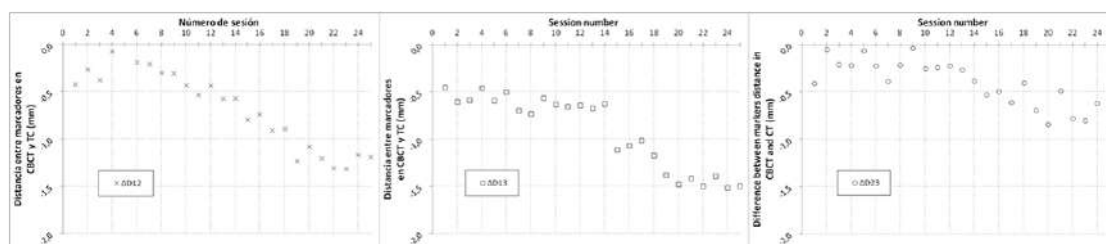


Figure 164: figura

Orales: Radioterapia: Gestión de la variación intra- inter-fracción / 479

Caracterización de las variaciones interfacción del posicionamiento con un sistema óptico de reconocimiento superficial frente al método convencional en tratamientos de mama

Autores: Paz García de Acilu¹ ; Juan García Ruiz-Zorrilla¹

Co-autores: Miguel Ángel De la Casa De Julián ; Pedro Fernández Letón¹ ; Jaime Marti Asenjo¹ ; Daniel Zucca Aparicio² ; JUAN MARIA PEREZ MORENO³ ; Leyre Alonso Iracheta

¹ HM Hospitales² Hospital Universitario HM Sanchinarro³ HM HOSPITALES**Corresponding Author:** pgarciadeacilu@hmhospitales.com**OBJETIVO**

Los sistemas de IGRT basados en el reconocimiento óptico superficial se están incorporando progresivamente a la clínica en nuestro país. Estos sistemas, además de proporcionar la posibilidad de realizar control intrafracción y/o gating respiratorio, permiten sustituir el posicionamiento tradicional mediante marcas en la piel del paciente y láseres de sala.

En este trabajo se trata de evaluar uno de estos sistemas, analizando los desplazamientos respecto al TAC de referencia calculados con CBCT de kV y comparando con los obtenidos en dos salas que trabajan con posicionamiento convencional.

MÉTODO

Los tratamientos evaluados siguen un protocolo de guiado por imagen offline. Se realiza CBCT las 5 primeras sesiones y se promedian los desplazamientos obtenidos. En la sexta sesión se aplica este promedio y se comprueba mediante CBCT que la posición es correcta. Durante las restantes sesiones se realiza un CBCT de evaluación semanal.

Se han analizado las pacientes de mama tratadas durante el año 2018 en dos aceleradores con posicionamiento convencional (79 pacientes en VERSA1 y 76 en INFINITY) y durante un semestre de utilización del sistema Catalyst (54 pacientes en VERSA2)

RESULTADOS

Se calcula el promedio del error sistemático poblacional cometido en el posicionamiento (M), la incertidumbre sistemática poblacional (Σ) y la incertidumbre aleatoria poblacional (σ), separando las correcciones de los CBCT iniciales y de los CBCT de evaluación. El análisis se realiza tanto por componentes como para el módulo del vector desplazamiento.

VERSA 1 (79 pacientes, 565 CBCT)								
	CB INICIALES				CB EVALUACIÓN			
	Long	Lat	Vert	Vector	Long	Lat	Vert	Vector
M	0.21	0.02	0.34	0.71	0.00	0.03	-0.04	0.48
S	0.32	0.29	0.28		0.22	0.40	0.22	
s	0.31	0.28	0.30		0.27	0.24	0.26	

INFINITY (76 pacientes, 472 CBCT)								
	CB INICIALES				CB EVALUACIÓN			
	Long	Lat	Vert	Vector	Long	Lat	Vert	Vector
M	0.06	0.04	0.17	0.62	0.03	-0.02	0.01	0.44
Σ	0.26	0.26	0.33		0.23	0.20	0.21	
σ	0.31	0.26	0.32		0.24	0.21	0.24	

VERSA 2 (54 pacientes, 383 CBCT)								
	CB INICIALES				CB EVALUACIÓN			
	Long	Lat	Vert	Vector	Long	Lat	Vert	Vector
M	-0.03	0.00	0.06	0.49	-0.02	0.02	0.08	0.42
Σ	0.28	0.21	0.25		0.19	0.23	0.20	
σ	0.27	0.25	0.23		0.24	0.25	0.22	

Figure 165: Análisis de los desplazamientos calculados con CBCT expresados en cm

DISCUSIÓN

El análisis realizado muestra que en las tres salas se alcanza el objetivo de un protocolo offline, reduciéndose la Σ de los CBCT de evaluación respecto a los iniciales. Esta reducción es estadísticamente significativa ($p < 0.05$) en dos componentes en INFINITY (lateral y vertical) y VERSA1 (longitudinal y vertical) pero solamente significativa en longitudinal en la colocación mediante Catalyst

en el VERSA2.

La reducción de M solamente es significativa para INFINITY (vertical) y VERSA1 (longitudinal y vertical). Esto indica que el error sistemático cometido en estas dos salas se ve reducido con el protocolo offline aplicado. En cambio en VERSA2 la reducción encontrada no es significativa, ya que inicialmente M era inferior a 0.1 cm y por tanto residual.

En la comparación entre los dos métodos de posicionamiento se encuentra que solamente hay reducciones estadísticamente significativas en algunas componentes de M en la fase inicial, siendo ligeramente inferior el error sistemático cometido con Catalyst. Sin embargo la incertidumbre sistemática y aleatoria, cuyo valor era esperable que se redujese con Catalyst al ser éste un sistema de posicionamiento más robusto y reproducible, no se ve significativamente mejorada.

CONCLUSIONES

A falta de una muestra más extensa de pacientes tratados con imagen superficial podemos concluir que desde el punto de vista del posicionamiento del paciente y la incertidumbre interfacción no supone una mejora significativa respecto al posicionamiento convencional. Las ventajas de este sistema se encontrarían más bien en la rapidez de la colocación, la comodidad para el paciente y sobre todo en el control de los movimientos intrafracción

Orales: Radioterapia: Gestión de la variación intra- inter-fracción / 190

REPRODUCIBILIDAD INTRA E INTERFRACCIÓN EN LA POSICIÓN DE PACIENTES DE CÁNCER DE MAMA TRATADAS CON LA TÉCNICA DE INSPIRACIÓN PROFUNDA CONTENIDA.

Autores: Manuel Llorente Manso¹ ; Sandra Vilela Serrano¹ ; Natalia Carballo González¹ ; Cristina Garrán del Río¹ ; Juan Carlos Viera Jorge¹

¹ Centro Oncológico MD Anderson

Corresponding Author: manuel.llorente@gmail.com

Introducción:

En la técnica de inspiración profunda contenida (DIBH en inglés) para el tratamiento del cáncer de mama con Radioterapia Externa, es necesario asegurarse de que la amplitud de las distintas inspiraciones es constante y, por tanto, la posición del volumen de tratamiento es reproducible. Analizamos la reproducibilidad de esa posición dentro de una fracción y entre fracciones distintas utilizando nubes de puntos adquiridos con una cámara 3D.

Material y métodos:

En nuestro centro, las pacientes tratadas con DIBH pueden ver, a través de unas gafas, una curva que reproduce la altura de la pared costal y se les pide suba la curva hasta la posición de referencia. En cada fracción se adquiere una imagen portal del campo tangencial y se corrige la altura de la mesa.

En la sala hay instalada una cámara 3D (Kinect v1, Microsoft) que emplea luz estructurada para adquirir imágenes tridimensionales de la superficie de la paciente.

Hemos adquirido imágenes 3D de cada campo de tratamiento en un total de 80 sesiones para 4 pacientes. En número de campos (inspiraciones) por sesión oscilaba entre 3 y 5 y en total se adquieren 248. La técnica de tratamiento es con campos tangenciales de fotones. Tres de las pacientes tienen, además, campo supraclavicular. En todos los casos, con un único isocentro.

Para evaluar las variaciones intrafracción, se fusiona la nube de puntos del primer campo con las de los campos siguientes. Para la variación interfacción, se fusionan los puntos del primer campo de cada sesión con el contorno externo extraído de las imágenes de TAC de simulación a través del sistema de planificación (Pinnacle3, fabricado por Philips Medical Systems)

La fusión de las nubes de puntos se lleva a cabo con un algoritmo iterativo (ICP) integrado en Matlab. Para el análisis de resultados, calcularemos el módulo del vector de desplazamiento.

Resultados:

En el movimiento intrafracción se observa que el promedio del módulo de desplazamiento es de 1.22 mm, con una desviación típica de 0.91. El error máximo medido es de 5 mm y el 93% de las medidas arroja un error de menos de 3 mm. La Imagen 1 muestra un gráfico de los desplazamientos para todos los campos.

Para el movimiento interfacción se calcula el promedio del módulo de desplazamiento para cada paciente y el promedio global. Los resultados se muestran en la Tabla 1. El valor promedio varía entre 4.8 y 7.5 mm. En 5 de las 80 sesiones (6%) el módulo del desplazamiento era superior a 10 mm, siendo el máximo de 14 mm.

Discusión:

El uso de ayuda visual en DIBH permite asegurar una gran reproducibilidad intrafracción.

La radioterapia guiada por imágenes portales de megavoltaje del campo tangencial interno permite asegurar una reproducibilidad en el posicionamiento de menos de 10 mm en cerca del 95 % de los casos. Esa reproducibilidad es potencialmente mejorable con otras modalidades de imagen como la radioterapia guiada por superficie (SGRT).

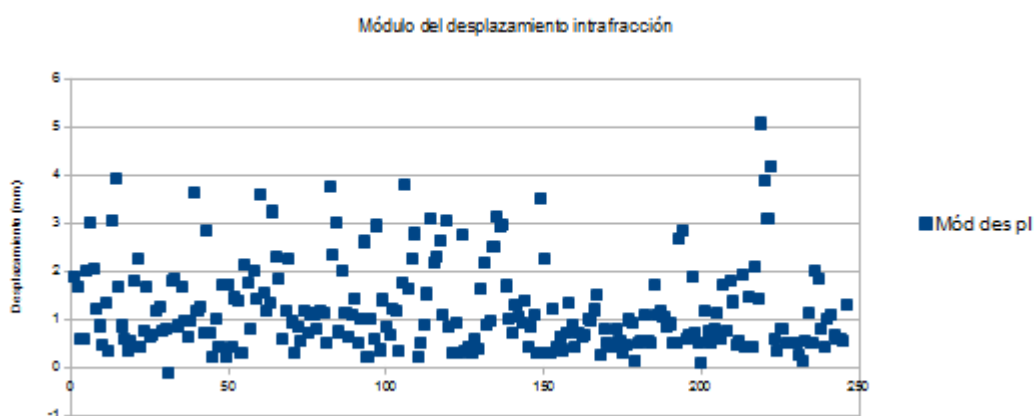


Figure 166: Figura 1. Movimientos intrafracción

	Desplazamiento (mm)	D.T.
Paciente 1	4.8	1.9
Paciente 2	6.5	2.7
Paciente 3	6.2	2.3
Paciente 4	7.5	3.9
Global	6	2.7

Figure 167: Tabla 1. Error interfacción por paciente

Simposio Técnicos / 387

Lista de verificación de la realización de la dosimetría como herramienta para la mejora continua.

Autores: Mercè Beltran Vilagrasa¹ ; Andrea Varó Curbelo¹ ; Alex Campos Doménech¹ ; Sergi Madirolas García¹ ; Oscar Fernandez Rodriguez² ; Oscar de Mariano Sobervia¹ ; Olga Rodriguez-Marban Martínez¹ ; Andrés Recio Pineda³

¹ Servicio de Física y Protección Radiológica - Hospital Vall d'Hebron

² Servicio de Física y Protección Radiológica-Hospital Vall d'Hebron

³ Servicio de Física y Protección Radiológica - Hospital Vall d'Hebron

Corresponding Author: avaro@vhebron.net

Introducción

El tratamiento de pacientes con Radioterapia Externa es un proceso complejo y compuesto por diferentes etapas, entre las que se encuentra la planificación dosimétrica. Reducir los errores en cualquiera de las etapas supone una mejora en la seguridad del paciente.

Con la finalidad de disminuir el número de errores en el proceso dosimétrico se incorporó una lista de verificación (checklist) y un indicador de calidad.

Metodología

La planificación es realizada por el técnico dosimetrista y revisada por el físico especialista. El checklist consta de diversos puntos a cumplimentar. El radiofísico hace una segunda verificación de ellos y clasifica la dosimetría como aceptable, optimizable o con errores. El resultado de esta valoración se registra en una base de datos en Acces. El indicador se define como el porcentaje de checklist optimizables o con errores respecto al total.

Resultados

Desde junio del 2010 hasta diciembre del 2018 se han cumplimentado 18685 checklist. En promedio el número de dosimetrías que el físico no considera aceptable es del 9,1%, un 4.8% debido a errores y un 4.3% por considerar que se pueden optimizar.

Las causas que han propiciado errores y los motivos por los que se considera que la dosimetría es optimizable se presentan en las figuras 1 y 2. Los errores más frecuentes, se han producido en la transcripción de parámetros del isocentro y en procedimientos auxiliares internos, que no afectan a la planificación dosimétrica como la impresión. La cobertura del PTV origina pocas devoluciones, sin embargo, la falta de optimización de la dosis que reciben los OR y el tejido sano conlleva casi un 30% de las devoluciones. En más del 60% de los casos que se consideran optimizables el físico no especifica el motivo.

El checklist se ha modificado en 14 ocasiones, adaptándose a nuevos procedimientos y al análisis continuo de los errores recurrentes.

Discusión

La diversificación y complejidad de las técnicas disponibles conlleva un incremento en la dificultad asociada al estudio dosimétrico y aumenta la probabilidad de cometer errores. Los algoritmos de optimización y cálculo actuales permiten ajustar la distribución de dosis a una prescripción clínica muy restrictiva, sin embargo a menudo hay conflictos en la buena cobertura del volumen de tratamiento y la reducción de la dosis en OR y tejido sano. Para mejorar este aspecto es necesario fomentar una estrecha colaboración entre los diferentes profesionales estandarizando los criterios de optimización. Los checklist son una herramienta muy utilizada en el ámbito sanitario ya que son procedimientos simples que ayudan a reducir errores. La adaptación de los checklist a los procedimientos a lo largo del tiempo es fundamental. El análisis de los resultados aporta información muy valiosa para detectar los puntos del proceso que son más susceptibles de fallo y por tanto donde se debe actuar con acciones de mejora.

Conclusión

El estudio dosimétrico de un tratamiento es un proceso manual y complejo donde es fácil cometer fallos. La repetición de estudios dosimétricos se debe a errores en el estudio o por falta de optimización de la distribución de dosis. La utilización y análisis de un checklist ayuda a conocer las causas que provocan errores y también pone de manifiesto la necesidad de definir y consensuar los criterios de optimización de la distribución de dosis.

La disminución del porcentaje de incidencias significa reducir el riesgo de error en el tratamiento y mejora la eficiencia del trabajo.



Figure 168: Tipos de errores en las dosimetrías

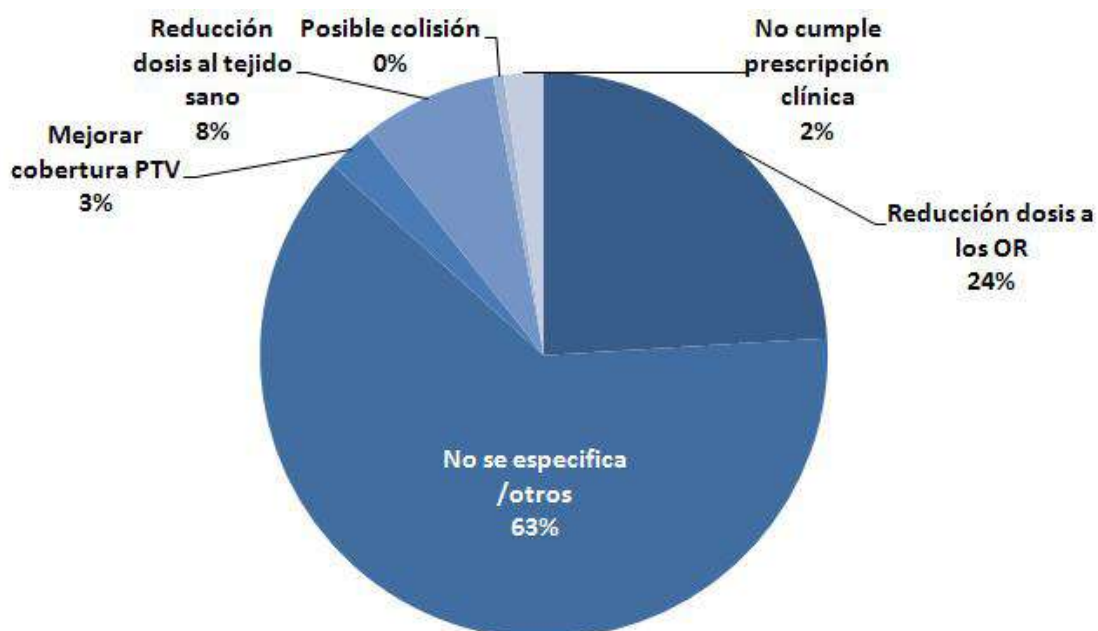


Figure 169: Motivos por los que se requiere optimización de la dosimetría.

Orales: Radioterapia: Gestión de la variación intra- inter-fracción / 227

Contorneo automático de órganos de riesgo mediante redes neuronales convolucionales

Autores: Jaime Martí Asenjo¹ ; Alfonso Martínez-Larraz Solís²

Co-autores: Pedro Fernández Letón³ ; María del Carmen Rubio Rodríguez³ ; Juan García Ruiz-Zorrilla³ ; Paz García de Acilu³ ; Daniel Zucca Aparicio⁴ ; Miguel Ángel De la Casa De Julián ; JUAN MARIA PEREZ MORENO⁵ ; Leyre Alonso Iracheta

¹ *Hospital HM Sanchinarro*

² *Fundación HM*

³ *HM Hospitales*

⁴ *Hospital Universitario HM Sanchinarro*

⁵ *HM HOSPITALES*

Corresponding Author: jmartiasenjo@hmhospitales.com

INTRODUCCIÓN

Las redes neuronales convolucionales (CNN) son un tipo de redes neuronales basadas en la operación matemática convolución, la cual permite analizar la imagen para extraer patrones que la definan. Este tipo de aprendizaje se denomina aprendizaje profundo (deep learning). La segmentación de imágenes de TC (tomografía computarizada) es una tarea habitual en los Servicios de Radioterapia que consume tiempo y presenta una gran variabilidad. Es por ello que la automatización de esta tarea ha sido un problema abordado desde múltiples ángulos.

MATERIALES Y MÉTODOS

EL aprendizaje de las redes requiere de un conjunto de imágenes ya segmentadas que le permitan encontrar las características que distinguen a cada clase.

Una red neuronal convolucional está formada generalmente por varios tipos de capas. La arquitectura de la red que hemos diseñado es tipo U-Net, y está formada por dos partes: el “encoder” donde la imagen se convoluciona por varios núcleos, lo que permite la extracción del mapa de características, y el “decoder” que se ocupa de colocar cada característica extraída en el sitio correcto de la imagen original. Finalmente, la red de segmentación devuelve una imagen con tantos canales como clases. En cada canal el valor de píxel representa la probabilidad de pertenecer a una clase. El resultado final es contrastado con los datos reales obteniendo una función de pérdida que retroalimenta el proceso.

Han sido tomadas 10000 imágenes de hígado y corazón, correspondientes a 245 pacientes de diversas patologías. Las imágenes han sido contorneadas por técnicos y médicos del Servicio de Oncología Radioterápica de HM Hospitales. Hemos entrenado la red con tres conjuntos de datos de manera independiente: El primero y el segundo con una sola clase, hígado y corazón respectivamente, y el tercer conjunto con las dos clases. Cada conjunto ha sido dividido en tres partes: entrenamiento, validación y test. El primero son las imágenes a partir de las cuales la red aprende, el segundo es el conjunto de imágenes sobre las que se ha aplicado la función de pérdida. El tercero es un conjunto de imágenes inédito para la red.

Para la evaluación compararemos la segmentación inferida con el contorneo manual. Para ello hemos utilizado el índice DSC (dice similarity coefficient) que se define como:

$$DSC = 2 \cdot |A \cap B| / |A| + |B|$$

RESULTADOS

Cada red ha sido probada frente a los tres conjuntos. El conjunto de test es el que tiene mayor relevancia ya que son imágenes inéditas para la red. Los resultados se muestran en la tabla 1.

Clases	Nº Imágenes	Conjunto	DSC (%)	
Hígado	3739 (68 pacientes)	Entrenamiento	95,10%	
		Validación	94,80%	
		Test	95,10%	
Corazón	6739 (245 pacientes)	Entrenamiento	95,00%	
		Validación	91,50%	
		Test	90,70%	
Clases	Nº Imágenes	Conjunto	DSC (%)	
			Hígado	Corazón
Hígado + Corazón	2944 (41 pacientes)	Entrenamiento	93,80%	93,30%
		Validación	93,60%	88,50%
		Test	91,10%	89,60%

Figure 170: Tabla 1

La red asigna a cada pixel de la imagen evaluada una probabilidad de pertenecer a cada clase, en función de esa probabilidad la red asigna a cada pixel una clase. La imagen 1 muestra la imagen inicial (a), el mapa de características con la probabilidad para la clase hígado (b) y el correspondiente a la clase corazón (c).

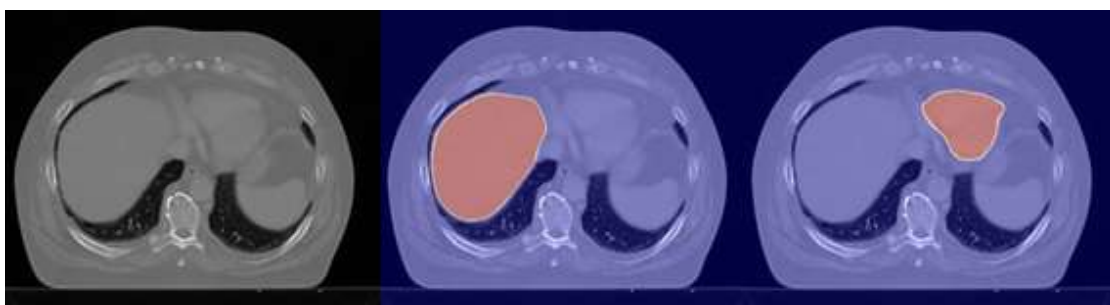


Figure 171: Imagen 1

En la imagen 1 observamos que los píxeles interiores de cada órgano tienen la probabilidad máxima en cada caso y sólo existen variaciones de la probabilidad en el borde del órgano.

DISCUSIÓN

Los resultados muestran valores de DSC en torno al 90% e incluso superiores en el caso de las redes monoclas. Destaca el hígado con un DSC superior al 95%, que coincide con el estado del arte actual. La propia variabilidad en los datos de entrenamiento hace que la red tenga un límite en la capacidad de segmentación.

CONCLUSIONES

Las redes neuronales convolucionales demuestran tener alta capacidad para el contorno automático de órganos. Su uso puede suponer una reducción muy importante en los tiempos del proceso radioterápico y en la carga de trabajo de los oncólogos y técnicos dosimetristas.

Simpósio Técnicos / 631

ATENUACIÓN DE BLINDAJES PERSONALES EN MEDICINA NUCLEAR PARA DIFERENTES ISÓTOPOS

Autores: Maria Begoña García Rodríguez¹ ; Maria Bienvenida Mendez Muñoz¹ ; Noelia Suarez Alvarez¹ ; Car-

los Montes Fuentes¹ ; Raúl Sánchez López¹ ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Sofía García Repiso¹ ; Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Alvaro Antonio Fernandez Lara²

¹ *Complejo Asistencial Universitario de Salamanca*

² *Hospital Universitario de Salamanca*

Corresponding Author:

INTRODUCCIÓN

Los blindajes personales son un método muy efectivo de protección radiológica en medicina nuclear, pero es necesario valorar adecuadamente en qué condiciones deben ser utilizados. En concreto su atenuación dependerá del isótopo considerado.

MATERIALES Y METODOS:

Se ha estudiado la atenuación de dos tipos de blindaje, mandiles, para los siguientes isótopos: Tc-99m, I-123, Ga-67, In-111, I-131 y F-18. Los mandiles utilizados son de la marca Uniray de un espesor de 0,50mm de plomo y otro de dos capas de 0,25mm de espesor de plomo.

Se efectúan dos tipos de medidas. Por una parte la atenuación calculada en medidas con pacientes, recién inyectados, y por otra parte, la diferencia encontrada en los espectros, con fuentes puntuales, con los blindajes interpuestos.

Para las medidas con pacientes, se han utilizado dos monitores de radiación Victoreen Innovision 451P y Ludlum 9DP. Las medidas a los pacientes, se han realizado a igual distancia, recién inyectados (salvo los pacientes de I-131). La primera medida se ha tomado sin blindaje e inmediatamente después, con los dos blindajes. Efectuando el cociente entre ambas medidas, conseguimos calcular la atenuación para cada blindaje.

Para las medidas de los espectros, preparamos fuentes puntuales, de unos 200µCi aproximadamente, y se sitúan a una distancia aproximada de unos 3 m, del cabezal de una gammacámara y sin colimadores. En todas las ocasiones se ha utilizado una gammacámara de la casa Siemens, modelo EVO. Se guardan los espectros sin blindar y con cada blindaje, y se registran los tiempos que tardan en cada prueba. Se divide cada espectro por su tiempo de adquisición, para obtener un espectro en tasa de conteo, de forma que sean comparables las adquisiciones con y sin blindajes. Para cada uno de los fotopicos de cada isótopo, se divide la tasa de conteo blindada, frente a la de sin blindar, para obtener la atenuación para cada fotopico considerado.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los valores promedio de atenuación encontrados para diferentes isótopos tanto para las medidas con monitor de radiación como para los diferentes fotopicos en las medidas de los espectros. No ha habido variación en los valores encontrados de atenuación en las medidas con monitor de radiación para los dos mandiles valorados y con los dos detectores utilizados. Tampoco se han encontrado variaciones en las medidas de atenuación realizadas con los espectros.

Isótopo	Monitor de radiación	Espectros	
Tc99m	73%	140,5 keV	67%
I123	55%	159 keV	61%
In111	60%	171,3 keV	56%
		245,3 keV	23%
Ga67	56%	184,6 keV	50%
		300,2 keV	16%
I131	27%	365 keV	8%
F18	19%	511 keV	9%

Tabla1. Atenuación proporcionada por los diferentes isótopos para ambos métodos de medida

Figure 172: enter image description here

DISCUSIÓN

Los valores de atenuación medidos disminuyen según aumenta la energía de emisión de los isótopos considerados desde un 73% para el 99Tc hasta un 19% para el F-18. Esta dependencia con la energía resulta más clara con los valores de atenuación obtenidos mediante los espectros en los que se valora la atenuación de forma independiente para cada fotopico.

La utilización de estos blindajes personales en Medicina Nuclear son muy recomendables para el 99mTc, mientras que para otros isótopos debe valorarse su uso pues puede conducir a pensar erróneamente que se está suficientemente protegido.

CONCLUSIONES

Se ha valorado la atenuación de los blindajes personales en medicina nuclear proporcionando recomendaciones de uso.

Orales: Radioterapia: Gestión de la variación intra- inter-fracción / 411

Incertidumbres geométricas y dosimétricas en la planificación del tratamiento con TAC en 4D de la radioterapia estereotáctica corporal para tumores pulmonares

Autor: Juan Diego Azcona Armendáriz¹

Co-autores: Marta Moreno Jiménez²; Carlos Huesa Berral²; Benigno Barbés Fernández²; Javier Aristu Mendióroz²; Javier Burguete Mas³

¹ Clínica UNiversidad de navarra

² Clínica Universidad de Navarra

³ Departamento de Física y Matemática Aplicada. Universidad de Navarra.

Corresponding Author: chuesa.1@alumni.unav.es

INTRODUCCIÓN

El movimiento intrafracción y deformación de los tumores pulmonares son fuentes de incertidumbre

en el cálculo y administración de la dosis en radioterapia estereotáctica (SBRT). La planificación basada en TAC 4D permite limitar parcialmente estas incertidumbres, planificando sobre el ITV. Una limitación en los sistemas actuales es que calculan la dosis en una sola fase del ciclo respiratorio.

La definición del volumen del tumor a tratar representa el factor más importante que contribuye a las incertidumbre geométrica. En los tumores de pulmón tratados con SBRT la variabilidad de la delineación interobservador está entre 1,2-3mm(1).

El registro deformable de imágenes (DIR) permite la acumulación de la dosis absorbida en una sola fase, una vez realizado un cálculo de la dosis en todas las fases (4D). El Task Group 132 de la AAPM(2) recomienda evaluar la exactitud del DIR antes de ser utilizado clínicamente. La exactitud de éste debe ser comparable al tamaño de voxel en cada dirección espacial. El efecto dosimétrico producido por las incertidumbres asociadas a DIR en la distribución de dosis es en gran parte desconocido(3).

MATERIAL Y MÉTODOS

Once pacientes fueron tratados con SBRT de pulmón utilizando el enfoque ITV. Retrospectivamente, el cálculo de la dosis las fases (4D) se realizó en Pinnacle v9.10. La dosis total se acumuló en la fase de referencia utilizando DIR con MIM. El DIR se validó utilizando puntos de referencia introducidos por un oncólogo radioterápico.

Las distribuciones de dosis 4D y 3D se compararon en GTV y PTV utilizando las métricas D95 y Dmin (D0.3cc). Para la implicación pulmonar, se utilizaron la dosis media y V20, V10 y V5. Se utilizó Dmax (D0.1cc) para los demás OAR.

La incertidumbre dosimétrica inducida por el DIR se evaluó comparando D95 y Dmin calculados para el GTV delineado manualmente por un oncólogo radioterápico y propagado utilizando DIR a partir de la fase de referencia.

RESULTADOS

El error medio de registro del objetivo por componente espacial fue inferior a $0,5 \pm 2,1$ mm para todos nuestros pacientes.

Con respecto a la comparación de dosis planificada en la fase de referencia con la acumulada, en 5 pacientes se encontró una degradación de la dosis superior al 2% (> 4% en 2 de ellos) en el PTV después de la acumulación de 4D y se atribuyó a las variaciones anatómicas debidas a la respiración. Las incertidumbres dosimétricas debidas a la DIR resultaron ser menos relevantes que la respiración en la degradación de la dosis de esos 5 casos.

COMENTARIOS Y CONCLUSIÓN

Se ha desarrollado un flujo de trabajo para la acumulación de dosis 4D basado en DIR, encontrando que el PTV se infradosifica en algunos casos. La degradación de la dosis se atribuyó al movimiento respiratorio.

1. Yang and Timmerman. Stereotactic ablative radiotherapy uncertainties: delineation, setup and motion. *Semin.Radiat.Oncol.*2018;28:207-217.
2. Brock et al. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. *Med.Phys.*2017;44(7):e43-376.
3. Samavati et al. Effect of deformable registration on lung SBRT dose accumulation. *Med.Phys.*2016;43(1):233-240.

Simposio Técnicos / 649

Control de calidad en un mamógrafo con tomosíntesis

Autores: Joaquín Tomás García¹ ; María Esperanza Pérez Álvarez²

¹ Hospital General Universitario de Ciudad Real

² Hospital General de Ciudad Real

Corresponding Author: jtomgar@gmail.com

INTRODUCCIÓN:

Tras el cambio de mamógrafo en el Hospital General Universitario de Ciudad Real por un equipo con tomosíntesis, se presentó el inconveniente de que no existían pruebas para este tipo de equipos en el PECCRD. Aunque en el R.D.1976/1999 especifica que sólo las pruebas esenciales del PECCRD son de obligado cumplimiento, en el HGUCR hemos querido realizar el control de calidad de esta nueva técnica. Por lo tanto procedimos a realizar una revisión bibliográfica para la adecuación de un protocolo para este equipo.

Encontramos "Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems" realizado por la EUREF. Usando como base este protocolo, hemos realizado un estudio donde se evalúan los inconvenientes que se pueden presentar al realizar el control de calidad de un equipo con tomosíntesis.

MATERIAL Y METODOS:

Se realiza el control especificado por la EUREF para la modalidad de mamografía con tomosíntesis. Para ello utilizamos el mamógrafo digital Hologic Selenia Dimensions.

En el equipo se generan tres tipos de imágenes a partir de la adquisición con tomosíntesis. Una modalidad de imagen realiza una reconstrucción en 2 dimensiones a partir de las 15 proyecciones adquiridas a distintos ángulos mediante tomosíntesis, esta modalidad la denominaremos 2D reconstruida. Otra modalidad es un conjunto de 15 imágenes que corresponden a las imágenes planares adquiridas para cada una de las proyecciones realizadas. A esta modalidad la denominaremos imagen de proyección ángulo x. Siendo x el ángulo al que corresponde la proyección que va desde -7.5° a 7.5°. Y otra modalidad es una reconstrucción en 3 dimensiones del volumen irradiado. Esta modalidad se muestra como una reconstrucción multiplanar en dirección cráneo-caudal del volumen irradiado. Observándose de forma nítida las estructuras que se corresponden al plano visualizado y mediante una sombra las estructuras que no pertenecen a dicho plano de visualización. A esta modalidad la denominaremos imagen 3D.

El software del equipo permite realizar ciertas acciones en cada tipo de imágenes:

Imágenes 2D reconstruidas: Sólo observación visual. Permite exportación.

Imágenes de proyección de ángulo: Medir VMP, SD, SNR y realizar medidas de tamaños. No permite exportación.

Imágenes 3D: Sólo observación visual. No permite exportación.

RESULTADOS:

En la tabla adjunta, se muestran los materiales utilizados, la correspondencia con el PECCRD y los problemas encontrados en cada una de las pruebas realizadas.

Prueba	Tolerancia	Frecuencia	Material	Problemas	Comentarios
Generador de RX					
Alineamiento y colimación	5mm en el lado del tórax	Semestral	Detector CR	Sin problemas.	MD002.
Output del tubo	Exactitud: no hay límites solo para el cálculo de AGD Repetibilidad: 5% para 5 medidas	Semestral	Multímetro Black Piranha	Sin problemas.	MD005.
CAE					
Corte de seguridad	Según especificaciones	Anual	Objeto de alta atenuación	Sin problemas.	MD007. Al hacer un predisparo detecta que sobrepasa los límites de seguridad y no realiza la exposición.
Repetibilidad	Variación en mAs <10% Variación en SNR <10%	Semestral	4 cm de PMMA	Sin problemas.	MD014. En el caso de la mamografía digital el límite es del 5% para la SNR.
Constancia	Variación en mAs <10% Variación en SNR <10%	Semanal	4 cm de PMMA	Sin problemas.	MD017.
Compensación	No hay todavía	Semestral	0,2mm de Al 7cm de PMMA	Con espesores superiores a 5cm el detector no recibe bien la señal y dan valores incoherentes.	MD016. En el PECCRD si tiene tolerancia para cada uno de los espesores.
Funcionamiento del CAE	No hay todavía	Semestral	0,2mm de Al 7cm de PMMA	Sin problemas.	MD013. Los valores de SNR se recogen de la proyección a 0°.
Duración de la exposición	No hay todavía	Semestral	Multímetro	Sin problemas.	MD007
Variación según la densidad	El SNR de cada primera proyección debe diferir menos del 20%	Semestral	4cm PMMA. 1cm poliespán. 7 insertos de 2x4cm de PMMA de 2mm de grosor	No disponíamos de PMMA de 2mm y utilizamos bolus de 3mm.	No hay correspondencia con PECCRD. Los valores de SNR se recogen de la proyección a 0°.

Figure 173:

Compresión					
Compresión	200-130 N	Anual	Báscula	Sin problemas.	MD019.
Receptor de imagen					
Función de respuesta	Valores de referencia	Semestral	2mm Al multímetro	Sin problemas.	MD021.
Fallos en elementos del detector	No hay todavía	Semestral	Ninguno	No hemos tenido acceso al mapa de pixel defectuoso.	MD028.
Elementos defectuosos del detector sin corregir	No existan desviaciones de más de 20% respecto a ROI 5x5mm	Semestral	4,5 cm PMMA	Sin problemas.	MD028. Utilizamos ROI de 64 pixel.
MTF	Frecuencia espacial 50%-10% en la curva MTF	Semestral	1mm acero de 50x50mm Lámina de 2mm de Al	Sin problemas.	MD032. Utilizamos test de huttnr.
Reconstrucción de la imagen					
Estabilidad de calidad de imagen	No hay todavía	Semestral	Maniquí Láminas de PMMA	Sin problemas.	MD031. Prueba semanal.
Resolución en Z	Valores de referencia de FWHM y FWQM	Semestral	Maniquí con esferas de 1mm de Al 5cm de láminas de PMMA	Problemas en conseguir una imagen para analizar. No tenemos el maniquí para la prueba.	No hay correspondencia con PECCRD. Utilizamos un maniquí de calibración propio del aparato.
Pérdida de imagen	En la pared del tórax < 5mm de tejido Parte superior e inferior se deben visualizar los insertos arriba y abajo	Semestral	Maniquí con marcas radiopacas	Sin problemas.	MD022.
Homogeneidad de la imagen reconstruida	Desviación en VMP y SNR < 15%	Semanal	Maniquí Láminas de PMMA	Debido a que no se pueden exportar las imágenes de las proyecciones, no se puede hacer un procedimiento automático con las ROIs indicadas en el procedimiento.	MD024. Se ha decidido hacer de forma manual cogiendo 5 ROIs distribuidas a lo largo del detector.
Dosimetría					
AGD	Igual a MD036	Semestral	Láminas de PMMA Dosímetro	Sin problemas.	MD036. Metodología de geometría de campo completo.

Figure 174:

CONCLUSIONES:

Aunque las pruebas no son obligatorias, consideramos que es muy importante hacer el control de la técnica de tomosíntesis ya que los pacientes reciben dosis similares a la técnica en 2D.

Se concluye, que en nuestro caso no es necesario adquirir nuevo material para la realización del protocolo de la EUREF, ya que algunos de los maniqués que serían necesarios para pruebas específicas de tomosíntesis venían con el equipo para sus propias calibraciones.

El principal problema encontrado, se ha derivado de la elección del tipo de imagen escogida para realizar el análisis de la calidad de imagen.

Orales: Radioterapia: Gestión de la variación intra- inter-fracción / 782**Grupo de trabajo Radioterapia Adaptativa****Autor:** Patricia Sánchez Rubio¹¹ *Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda***Corresponding Author:** patricia.sanchez@salud.madrid.org

El grupo de trabajo de radioterapia adaptativa (ART) de la SEFM está formado por cinco miembros: tres mujeres y dos hombres. Los participantes del grupo son: Françoise Lliso Valverde del Hospital Universitari i Politècnic La Fe, María Carrasco Herrera del Complejo Hospitalario Virgen del Rocío, Patricia Sánchez Rubio del Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Jorge Bonaque Alandí del Consorcio Hospital Provincial de Castellón y Rafael García Mollá del Hospital General Universitario de Valencia y coordinador del grupo.

El grupo se reúne mensualmente por teleconferencia. Estas reuniones se guían por una presentación realizada por el coordinador. El primer punto es leer el acta de la reunión anterior, después se siguen los puntos de la presentación, donde se repasan los comentarios del coordinador a los borradores de las secciones. Llevamos ocho reuniones desde que empezó el grupo en septiembre de 2018. Por los plazos impuestos por la SEFM, queremos finalizar el primer borrador completo del documento en marzo de 2020, 18 meses desde que creó el grupo.

El documento estará dividido en: 1- Introducción y propósito. 2- Tipos de ART (off-line, On-line) desarrollada por María y Jorge. 3- Aplicación Clínica, desarrollada por Françoise, 4- Algoritmos de registro deformable de imágenes, desarrollado por Patricia y Rafael. 5- Recomendaciones. 6- Conclusiones y 7- Agradecimientos. El propósito del documento es dar a conocer las características de los algoritmos de registro deformable, cuál es el estado del arte de la ART en lo referente a la tecnología y la aplicación clínica y dar unas recomendaciones sobre su utilización.

En estos momentos ya tenemos un borrador de todas las secciones y estamos preparando una encuesta sobre ART.

Simposio Técnicos / 527**COMPARACIÓN DE DOS MÉTODOS DE PLANIFICACIÓN CON VMAT PARA MINIMIZAR DOSIS A INTESTINO EN TRATAMIENTO HIPOFRACCIONADO DE PRÓSTATA.**

Autores: Ruben Gonzalez Abad¹ ; Sandra Prieto Criado² ; María Ángeles García Castejón³ ; MAGNOLIA RINCON PEREZ⁴ ; Jose Maria Penedo Cobos⁵ ; Sylvia Gómez-Tejedor Alonso⁶ ; Jesús Olivera Vegas⁵ ; Miguel Alarcia Noci⁵ ; Escarlata López Ramirez⁷

¹ *Hospital Universitario Fundacion Jimenez Diaz*² *HOSPITAL UNIVERSITARIO FUNDACION JIMENEZ DIAZ*³ *Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz*⁴ *HOSPITAL FUNDACION JIMENEZ DIAZ*⁵ *Fundacion Jimenez Diaz*⁶ *fundacion jimenez diaz*⁷ *Fundacion Jimenez Diaz***Corresponding Author:** ruben.gonzalez@quironsalud.es**Introducción :**

El objetivo fue comparar dos planes de tratamiento con VMAT (Arco Terapia Volumétrica Conformada) , mejorando la conformación de los ganglios pélvicos supra-prostáticos. El propósito es comprobar si se reduce la dosis en la cavidad pélvica cumpliendo las recomendaciones para los OAR (vejiga y recto) de la ASTRO para hipofraccionamiento moderado en ca de próstata localizado, y de cobertura de los PTVs de ICRU.

Material y métodos:

Se analizaron de forma retrospectiva 9 pacientes.

Para cada uno de los pacientes se realizaron dos planes con VMAT (PLAN1 y PLAN2) hipofraccionados en 28 sesiones de 2.5Gy/ sesión , utilizando el sistema de planificación Mónaco (versión 5.11.02) con fotones de 6MV procedentes de un acelerador Elekta Synergy.

En ambos planes se usaron dos arcos de 360° con distinto giro de colimador y las mismas funciones de coste. Para el segundo plan (PLAN2) se creó una estructura resultante de la expansión de 2cm de los ganglios pélvicos supra-prostáticos restando el volumen de dichos ganglios. Esta estructura fue incluida dentro de los IMRT constraints.

La cobertura de los PTVs se analizó evaluando el porcentaje de volumen que recibe al menos el 95% de la dosis prescrita.

La dosis recibida por recto y vejiga se evaluó según las recomendaciones del protocolo RTOG 0415.

Para ambos planes se analizó el porcentaje de volumen de cavidad pélvica que recibe una dosis mínima de 40 y 45Gy, así como la dosis media.

Resultados:

Del análisis de los histogramas (DVH) se deduce, que ambos planes cumplen los criterios de la ASTRO para dosis de tolerancia en OR y de ICRU para la cobertura de los PTVs .

Para la vejiga se observa también una disminución porcentual en la Dosis media de un 10% estadísticamente significativa ($p < 0.02$) a favor del PLAN2 comparado con el PLAN1.

Las dosis recibidas por la cavidad pélvica muestran diferencias porcentuales de: V40=73% V45=85% y Dmed=20% estadísticamente significativas ($p < 0.0001$) a favor del PLAN2 comparado con el PLAN1.

Conclusión:

Ambas técnicas cumplen los criterios recomendados en cuanto a cobertura de los PTVs y restricciones en los OAR.

Con la técnica empleada en el PLAN2 se disminuye de forma estadísticamente significativa tanto la dosis en la cavidad pélvica y por tanto en gran parte del intestino, como la Dosis media en vejiga.

Se necesitan más estudios clínicos para determinar la disminución de la toxicidad intestinal, que aporta la técnica utilizada en el PLAN2.

	VEJIGA		RECTO	
	D _{media} (%)	V ₄₀ (%)	V ₄₅ (%)	D _{media} (%)
PAC1	-27,5	-73,8	-86,8	-15,1
PAC2	-15,5	-82,4	-91,3	-34,6
PAC3	-24,9	-79,7	-86,4	-29,2
PAC4	-4,7	-68,7	-84,9	-16,4
PAC5	-2,5	-83,0	-92,8	-22,2
PAC6	0,3	-65,7	-83,2	-12,7
PAC7	-4,8	-74,2	-90,0	-18,0
PAC8	-6,3	-59,5	-63,6	-14,0
PAC9	-4,7	-68,7	-84,9	-16,4
PROMEDIO	-10,1	-72,9	-84,9	-19,9
	P<0,02	P<0,0001	P<0,0001	P<0,0001

Figure 175: enter image description here

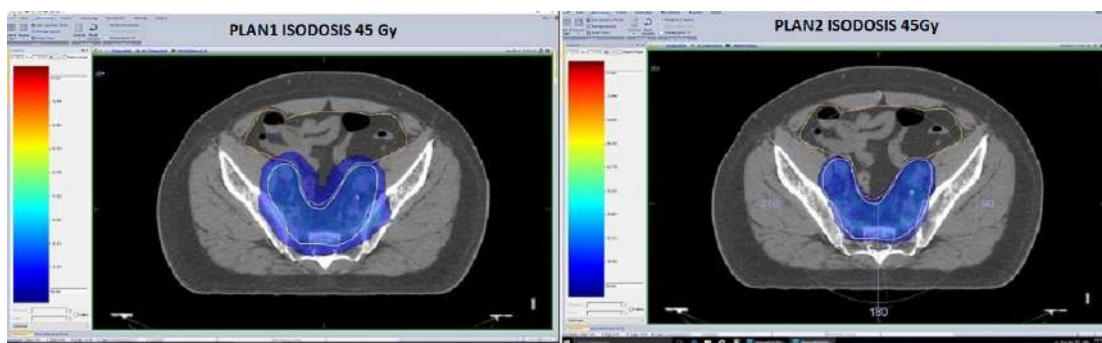


Figure 176: enter image description here

Simposio Técnicos / 777

Funciones del Técnico en el servicio de Radiofísica

Autores: Aurelio Bravo Grande^{None} ; Marc Parcerisa Torné^{None} ; Sheila Ruiz Maqueda¹ ; Susana Crespo Mesa²

¹ Hospital Quirón (Madrid)

² Hospital Universitario de Burgos

Corresponding Authors: aubravogr@saludcastillayleon.es, mparcerisa@cst.cat, sheila@ruizmaqueda.es, screspo@saludcastillayleon.es

La función de los técnicos de Radiofísica y Protección Radiológica es diferente en cada hospital. En el caso del Hospital Universitario QuirónSalud, el técnico de Radiofísica y Protección Radiológica, realiza funciones tales como el control de calidad de aceleradores mensuales y semestrales, control de calidad de sistemas de inmovilización, medidas de control de calidad del actinómetro, documentar los tratamientos de radioterapia, analizar y verificar los tratamientos de radioterapia, gestión del servicio de Radiofísica y de residuos radiológicos, descontaminar la habitación de metabólicos, realizar pruebas anuales de protección radiológica, verificación de las señales radiológicas del hospital, implementación de nuevas herramientas de optimización se describirán las funciones de dos compañeros de otros centros y habrá un debate constructivo.

Orales: Radioterapia: Garantía de calidad / 165

Caracterización de protector ocular comercial para tratamiento de conjuntiva

Autores: Nuria Gómez González¹ ; María Pinto Mondedero² ; Mónica Hernández Hernández² ; Virginia Álvarez Sánchez¹ ; María Ángeles Arroyo de la Cruz³ ; Marta Gómez San José⁴ ; Alfredo Montes Uruen¹ ; Patricia Sánchez Rubio¹ ; Ruth Rodríguez Romero⁵ ; Juan Carlos Medrano González de Prado² ; Jaime Martínez Ortega¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro

⁴ Hospital Puerta de Hierro Majadahonda

⁵ Hospital Puerta de Hierro

Corresponding Author: macruz@salud.madrid.org

Introducción

En los tratamientos de conjuntiva ésta se irradia de manera homogénea y se utiliza un protector ocular para proteger cristalino y córnea. El objetivo de este trabajo es realizar una caracterización dosimétrica de un protector ocular comercial adquirido a propósito de un tratamiento de este tipo, evaluando el factor de transmisión.

Material y métodos

Los protectores oculares 936-583 (Radiation Products Design) tienen un diámetro interno de 11,6 mm y un espesor de tungsteno (densidad 17 g/cm³) de 2 mm. Se pueden añadir 1 o 2 capas (0.5 mm o 1 mm) de aluminio anodizado (densidad 2.718 g/cm³) para reducir la retrodispersión de electrones al párpado.

Se calculó el factor de transmisión a varias profundidades en agua sólida (RW3) utilizando película radiocrómica EBT3 (GAFchromic). Las medidas se realizaron en un acelerador lineal Clinac 21EX (Varian Medical Systems) utilizando aplicador de electrones de 6 cm x 6 cm.

Posteriormente, se realizó la verificación dosimétrica experimental del tratamiento de conjuntiva. Éste consistía en una combinación de 60 UM de electrones de energía 6 MeV y 150 UM de 9 MeV para obtener una dosis total de 30 Gy en 15 sesiones. Se evaluó la transmisión de cada uno de los campos y de la suma reproduciendo en lo posible las condiciones clínicas (bolus de 3 mm y protector con 1 mm de aluminio).

Las dosis máximas establecidas como tolerancias de los órganos de riesgo eran 25 Gy en la córnea y 10 Gy en la lente intraocular.

Resultados

La relación entre los valores medidos con protección y sin protección a varias profundidades se resume en la Tabla 1. Se observa que la transmisión tiene valores próximos al 4% para 6 MeV y al 5% para 9 MeV, y aumenta con la profundidad.

	Transmisión (%)	
	L con prot / L sin prot	
Prof (mm)	6 MeV	9 MeV
0	4,0	5,0
2	4,3	5,7
3	3,7	6,0
5	4,4	7,2
7	13,1	8,0
10	16,5	10,0
17	31,7	30,6
20	49,7	39,3

Figure 177: Transmisión a varias profundidades para 6 y 9 MeV.

Se obtuvo un aumento de dosis del 20% respecto al campo abierto en la superficie del protector, para energía de 9 MeV, sin aluminio y sin bolus. Al añadir bolus o aluminio al tungsteno esta sobredosificación se reduce al 6%.

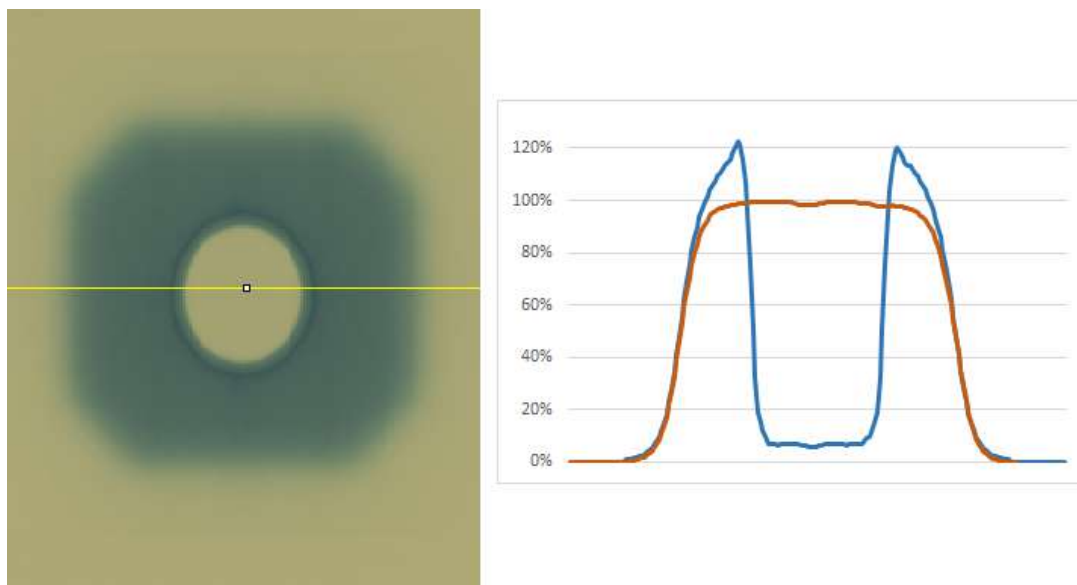


Figure 178: En azul: perfil para 9MeV, con protector sin bolus y sin aluminio. En rojo: perfil para 9MeV sin protector.

Para la verificación experimental del tratamiento combinado de 6 y 9 MeV, se obtuvieron valores de transmisión del 5,5% a 3 mm de profundidad y del 17% a 10 mm de profundidad. Las dosis máximas obtenidas para cristalino y córnea no superaron las tolerancias establecidas.

Discusión

Se observa un incremento de dosis en las zonas próximas al protector ocular, lo que provocaría una sobredosificación de hasta un 20% en el párpado. Este porcentaje puede reducirse utilizando 1 mm de aluminio anodizado y bolus sobre el protector.

Conclusiones

El protector ocular es un buen blindaje para este tipo de tratamientos. Según las medidas realizadas, para 6 y 9 MeV ofrece una transmisión próxima al 5% cerca de la superficie. Es recomendable la utilización de bolus y de protección de aluminio para reducir la sobredosificación en las zonas próximas al protector.

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 523

Determinación del factor de corrección debido a la recombinación iónica por métodos empíricos y comparativa con el valor teórico

Autores: Cristina Ansón Marcos¹; Pablo Castro Tejero¹; DAVID HERNÁNDEZ GONZÁLEZ²; Maria Roch Gonzalez³; Alberto Viñals⁴; Roser Fayos-Solà Capilla⁵; PAULA GARCÍA CASTAÑÓN⁶; Sara Martín Juárez⁵; Leopoldo Perez Gonzalez³

¹ Hospital Universitario de La Princesa

² H.U.LA PRINCESA

³ Hospital Universitario de la Princesa

⁴ H.U. la Princesa

⁵ H.U.La Princesa

⁶ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA

Corresponding Author: pablo.castro@salud.madrid.org

Objetivo

El uso de cámaras de ionización para medidas de dosis requiere tener en cuenta el efecto de la recolección incompleta de carga debido a la recombinación iónica, tal como recomiendan los protocolos internacionales. El objetivo de este trabajo es verificar la exactitud del factor de corrección de recombinación (k_s) determinado por métodos empíricos evaluando su desviación con respecto al cálculo teórico.

Material y métodos

Las cámaras de ionización cilíndricas utilizadas son de PTW: Farmer 30013, Semiflex 31010 y Pin-Point3D 31016. Se ha usado un electrómetro MP3TANDEM y un haz de 6MV con filtro aplanador de un acelerador Clinac 2100CD (Varian).

Las medidas se han realizado en la cuba PTW MP3 Phantom Tank con geometría de haz vertical de 100 UM y tasa 300 UM/min. Las cámaras se han situado a una profundidad de 10 cm en el centro de un campo de tamaño 10 x 10 cm² con una distancia fuente-superficie de 100cm. Para cada medida de k_s se han tomado tres lecturas, con un tiempo de integración de colección de carga (Q) de 60 segundos. Se usaron nueve voltajes de polarización (V) diferentes (+50V, +100V, +150V, +200V, +250V, +300V, +350V, +400V), esperando un tiempo entre cada cambio de voltaje para la estabilización del conjunto electrómetro-cámara.

El valor de k_s se ha determinado, primero, mediante un diagrama de Jaffé (Ec. 1) ajustando $1/Q$ y $1/V$ para confirmar su linealidad, y por tanto la validez del modelo de Boag (Ec.2) para el haz y el rango de voltajes estudiados.

$$\frac{1}{Q} = \frac{1}{Q_{sat}} + \frac{c}{V} \quad (\text{Ec. 1})$$

$$k_s = \frac{Q_{sat}}{Q(V)} \quad (\text{Ec.2})$$

Un segundo valor de k_s se ha obtenido por medio del método de los dos voltajes (Ec.3) tomando lecturas a +100V y +400V. Este método asume la dependencia lineal de $1/Q$ y $1/V$.

$$k_s = \frac{\frac{V_1}{V_2} - 1}{\frac{V_1}{Q_2} - \frac{Q_1}{Q_2}} \quad (\text{Ec.3})$$

Adicionalmente, el valor de k_s se ha calculado teóricamente teniendo en cuenta los efectos de difusión, recombinación inicial y volumétrica (Ec.4)

$$k_s \cong 1 + \frac{E_i \cdot d}{V} + 2 \cdot \frac{K_B \cdot T}{V \cdot e} + \frac{1}{2} \cdot \frac{\mu \cdot d^2 \cdot \rho}{V \cdot W_e} \cdot D_{DPP,a} \quad (\text{Ec.4})$$

Resultados

En la figura 1 se muestran diagramas de Jaffé de las tres cámaras estudiadas. La cámara de ionización Farmer presenta mayor linealidad. La tabla 1 muestra los valores de k_s obtenidos para cada cámara a partir de diferentes métodos: diagramas de Jaffé, método de los dos voltajes y cálculo teórico. En el cálculo teórico, el valor más bajo de k_s es el obtenido con la cámara PinPoint, debido a que tiene la distancia entre electrodos más pequeña. Sin embargo, en los métodos empíricos, tanto el valor de k_s como la desviación es mayor para la PinPoint. Esto se puede deber a que las medidas presentan mayor inestabilidad comparadas con las cámaras más grandes.

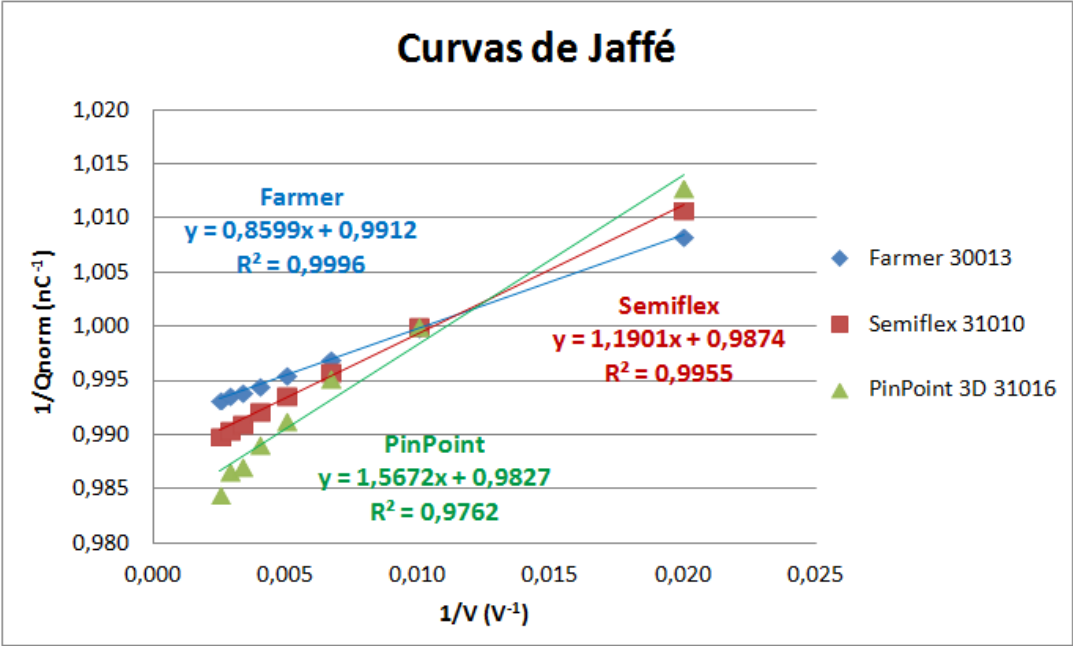


Figura 1.

Figure 179: enter image description here

	Farmer 30013		
	Modelo de Jaffé	Método de dos voltajes	Teórico
ks	1,0021	1,0022	1,0021
Diferencia respecto teórico	0,01%	0,02%	
	Semiflex 31010		
	Modelo de Jaffé	Método de dos voltajes	Teórico
ks	1,0025	1,0034	1,0016
Diferencia respecto teórico	0,09%	0,18%	
	PinPoint 3D 31016		
	Modelo de Jaffé	Método de dos voltajes	Teórico
ks	1,0019	1,0053	1,0006
Diferencia respecto teórico	0,12%	0,46%	

Tabla 1.

Figure 180: enter image description here

Conclusiones

El valor del ks es específico para cada cámara de ionización y debe estimarse para medidas de dosimetría absoluta.

El método de los dos voltajes se debería aplicar solo después de haber verificado la linealidad de 1/Q y 1/V en el rango del voltaje de polarización usado.

Para lograr una mayor exactitud en la obtención de ks debe medirse la curva de Jaffé.

Orales: Protección Radiológica en situaciones de emergencia y Seguridad de fuentes de radiación / 485

ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE UN DETECTOR DE NaI

Autores: Natalia Alegria¹ ; Fernando Legarda Ibáñez² ; Arturo Vargas Drechsler³

¹ Universidad del País Vasco

² UPV/EHU

³ Institut de Tècniques Energètiques (INTE), Universitat Politècnica de Catalunya (UPC)

Corresponding Author: natalia.alegria@ehu.eus

1. Objetivo A lo largo de última década se han desarrollado nuevos detectores que no necesitan refrigeración para efectuar espectrometría gamma con resoluciones mejoradas, entre otros, los detectores de centelleo de Bromuro de Lantano (LaBr3), Bromuro de Cerio (CeBr3) o Ioduro de Estroncio (SrI2), sin olvidar el Ioduro de Sodio (NaI).

En el proyecto Preparedness se está analizando la inclusión de alguno de estos detectores en drones, que puedan sobrevolar áreas complicadas en caso de un incidente o accidente nuclear. De manera que, además de disponer de información sobre el o los radionucleidos depositados sobre el terreno tras el accidente, se pudiera calcular el valor de la tasa de dosis de radiación gamma.

A partir de los espectros obtenidos por los detectores de espectrometría gamma se puede estimar la tasa de dosis y para ello es necesario caracterizar el comportamiento de los mismos.

Se ha hecho un estudio de la respuesta del detector de Ioduro Sódico (NaI) que permite evaluar la posibilidad de predecir su respuesta utilizando técnicas de Monte-Carlo.

1. Métodos

El estudio del detector de Ioduro de Sodio (NaI) de 2 x 2 pulgadas ha consistido en los siguientes análisis:

- Análisis experimental: calibración en energía y resolución y obtención de espectros derivados de una fuente puntual de ¹³⁷Cs. Se han realizado medidas a 0, 45 y 90°
- Simulaciones:
 - Empleando el código de Montecarlo MCNP se ha simulado el laboratorio donde se ha realizado la parte experimental, la geometría del detector y las fuentes radiactivas.
 - Empleando el mismo código se ha determinado la tasa de dosis a 1 m del suelo incluyendo la contribución de la radiación dispersada en suelo y atmósfera.

1. Resultados

Los resultados obtenidos han sido los siguientes:

En el gráfico se muestran el pico de 661.7 keV del Cs obtenido experimentalmente y mediante la simulación. Se observa que coinciden teniendo diferencias menores del 5%

En cuanto a la dosis $H^*(10)$ simulada a 1m de altura, en la siguiente gráfica se muestran los resultados para energías de 50, 100, 500, 1000, 1500, 2000 y 3000 keV, que cubren el 99% de los fotones emitidos en un accidente o incidente nuclear.

1. Conclusión

Se puede afirmar que se dispone de un detector calibrado para ser colocado a bordo de un dron y hacer frente al problema de evaluar contaminación radiactiva producida y las dosis asociadas.

Orales: Radioterapia: Garantía de calidad / 351

Caracterización de un sistema de dosimetría de luminiscencia por estimulación óptica para uso en auditoría postal de verificación dosimétrica en radioterapia

Autores: María del Carmen Pujades Claumarchirant¹ ; Cristian Candela Juan¹ ; Diego M González Castaño² ; Juan Diego Palma Copete¹ ; Ángela Soriano Cruz¹ ; Jorge Vilar Palop¹ ; Juanjo Rovira Escutia¹ ; Irene Más Muñoz¹ ; Maria Gracia Ochoa¹ ; Diego Abad Mocholí¹ ; Juan Carlos Ruiz Rodríguez¹ ; Alba Montaner Alemany³ ; Jose Manuel Martínez Masmano¹ ; Victoria Mestre de Juan¹ ; Nicolás Gómez Fernández² ; Nieves Llorca Domaica¹

¹ Centro Nacional de Dosimetría

² Laboratorio de Radiofísica - Universidad de Santiago de Compostela

³ Fundación Instituto Valenciano de Oncología (FIVO) - Centro Nacional de Dosimetría

Corresponding Author: mpuclau@gmail.com

Introducción

La auditoría postal dosimétrica en radioterapia externa permite hacer una verificación independiente de la dosimetría física, siendo una herramienta clave en el programa de gestión de calidad. Siguiendo las recomendaciones del Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA)¹, el Centro Nacional de Dosimetría (CND) está trabajando en la implantación de un sistema de dosimetría postal a nivel nacional, inexistente hasta la fecha², que permita verificar de forma externa algunos parámetros de la dosimetría física de los aceleradores lineales.

El propósito de este trabajo fue caracterizar un sistema de dosimetría de luminiscencia por estimulación óptica (OSL) para uso en auditoría postal de verificación de dosis para radioterapia externa de fotones.

Material y Métodos

El sistema dosimétrico empleado está compuesto por dosímetros NanoDot OSL y un lector microSTAR-ii de Landauer.

Se estableció un procedimiento de lectura y se determinaron las siguientes características dosimétricas: factor de corrección de sensibilidad individual, pérdida de señal por lectura, reproducibilidad de la lectura, pérdida de señal con el tiempo, falta de linealidad en la respuesta con la dosis y dependencia energética en el rango de interés.

Las irradiaciones se realizaron en el Laboratorio de Radiofísica (RPL) de la Universidad de Santiago (laboratorio secundario de calibración dosimétrica con trazabilidad a los primarios PTB y NPL). Se emplearon calidades de haz disponibles en el RPL de Cobalto 60, y rayos X de alta energía de 6 y 15 MV (Varian Clinac 2100 C/D).

Resultados

- Los factores de corrección de sensibilidad individual de 200 dosímetros variaron entre 0.92 y 1.06. La desviación estándar fue de 2.2%. La incertidumbre típica asociada fue 0.44%.
- La pérdida de señal por lectura fue $0.0437 \pm 0.0005\%$ en lecturas consecutivas.
- La reproducibilidad de 5 lecturas fue 0.42% y la incertidumbre típica fue 0.19%.
- La pérdida de señal a medio plazo fue del orden del 1% después de 30 días post-irradiación.
- Se determinó la función de dosis-respuesta en el intervalo de dosis relevante entre 1 y 3 Gy. Se observó un comportamiento supra-lineal. La corrección asociada resultó inferior al 4% respecto a 2 Gy.
- La corrección por dependencia energética resultó inferior al 3% y 4% para 6 MV y 15 MV, respectivamente, respecto a Co-60.

Discusión

En este trabajo se cuantificaron algunos de los factores de corrección que deben aplicarse a las medidas con nanoDots cuando se utilizan en haces de fotones de radioterapia. En el CND se está trabajando en mejorar la caracterización para alcanzar un objetivo de incertidumbre típica total inferior al 2% en la medida de dosis absorbida.

El sistema podría emplearse para auditoría en condiciones clínicas cuando se evalúe la anisotropía de los dosímetros.

Conclusiones

El sistema dosimétrico estudiado, con las correcciones apropiadas, puede utilizarse para auditorías postales dosimétricas de haces de fotones en condiciones de referencia en radioterapia.

Referencias

- 1 Izewska J. Guidelines for the preparation of a quality manual for external audit groups on dosimetry in radiotherapy, SSDL Newsletter No. 46, 2002, IAEA, Vienna.
- 2 OIEA. Dosimetry Audit Networks (DAN) Database, <https://dosimetry-audit-networks.iaea.org>

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 583

Evaluación del detector PTW MicroDiamond T60019 durante el comisionado de campos pequeños de un linac VersaHD. Evaluación de respuesta del detector ante variaciones en la tasa, tamaños de campo, efecto de la radiación dispersa a distintas profundidades y dependencia con la energía.

Autores: carlos baeza monedero¹ ; Nerea López Martín^{None} ; Jorge Martín Rodríguez² ; José Macías Jaén³

¹ *Hospital Universitario Virgen del Rocío*

² *Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla*

³ *Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen de la Macarena (Sevilla)*

Corresponding Author: carlosjuanbaeza@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Tras la aparición en 2018 del nuevo TRS483, se puso de manifiesto las características de nuevos detectores tipo cámara de ionización para la medida de campos pequeños.

Se presenta este estudio como una caracterización detallada del detector MicroDiamond T60019 [PTW], utilizada durante el comisioning de un Elekta VersaHD.

Se analizará la dependencia del detector con

1. Energía de fotones FFF presente en el acelerador.
2. La tasa, tomando especial importancia en los nuevos linacs sin filtro, en donde se alcanzan tasas superiores a las 2200UM/min.
3. Respuesta a distintas profundidades de medida, en las que se pone de manifiesto la importancia de la radiación dispersa en las colas de los pdds.
4. Dependencia con el tamaño de campo, especialmente importante si el acelerador va a estar dedicado para el tratamiento de campos pequeños (técnicas de SBRT, radiocirugía...).

MATERIALES Y MÉTODOS

La línea de trabajo del estudio es la mostrada a continuación.

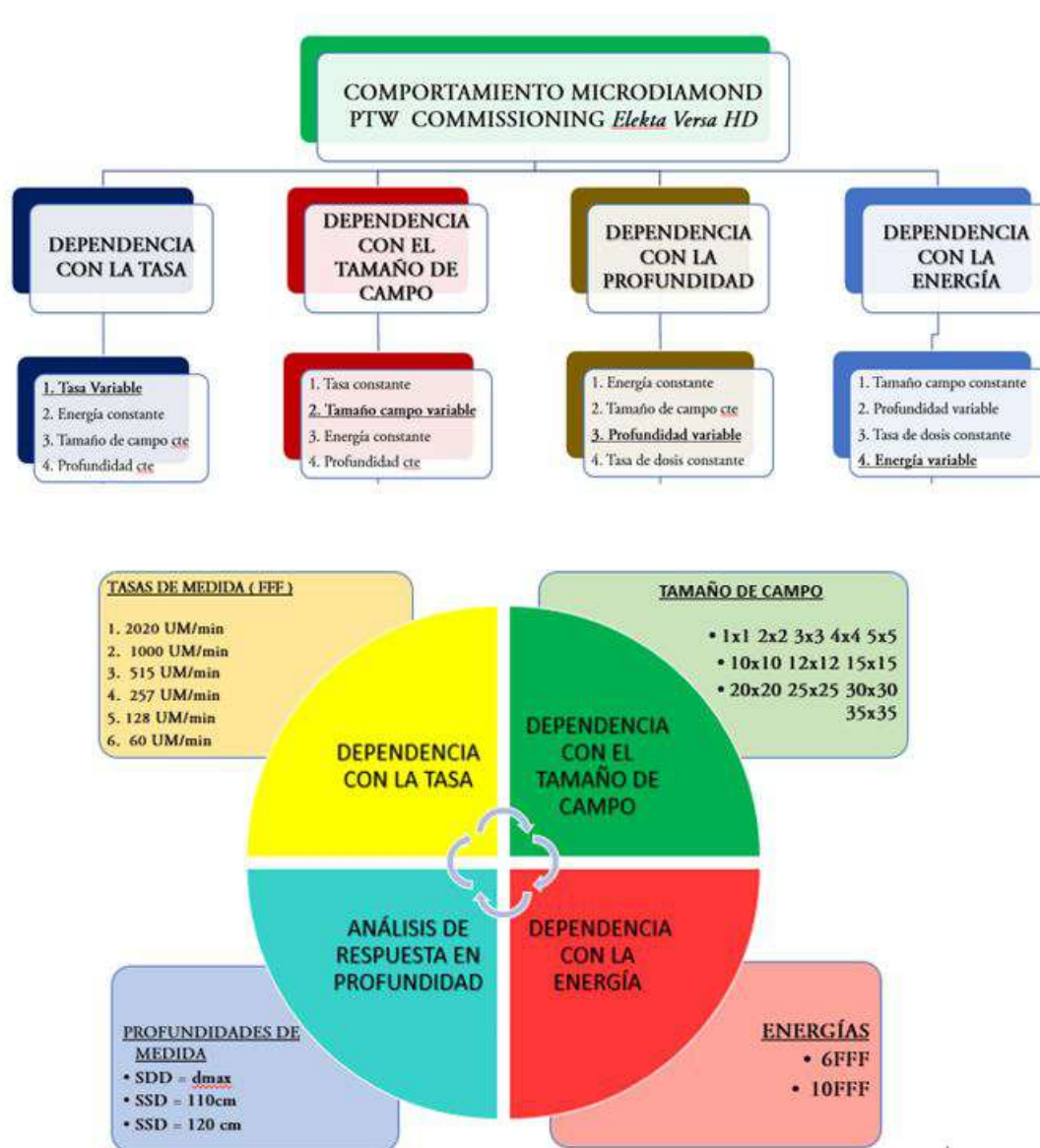


Figure 181: Análisis del estudio realizado. Diagrama de trabajo

Para todas las situaciones, se realizaron tres medidas , irradiando 200UM por medida.

RESULTADOS

Análisis de 6FFF

La desviación de medida con el detector MicroDiamond (PTW) para el caso de tasas inferiores a 128 UM/min, es de 3.90%, debido a la dificultad que tiene el acelerador en trabajar en tasas tan bajas cuando no tenemos filtro aplanador. A partir de este valor la tasa se estabiliza, disminuyendo la desviación estándar hasta un valor medio de 0.56%.

Analizando como afecta la radiación dispersa, apreciamos desviaciones inferiores al 1.5%, en las medidas realizadas a d_{max} , disminuyendo hasta alcanzar un 0.57% para $d=20cm$.

Analizando la dependencia de la tasa en función del tamaño de campo, encontramos diferencias por debajo de 1.0% en las medidas para las distintas tasas y los distintos tamaños de campo, resultado consecuente con la discusión anterior.

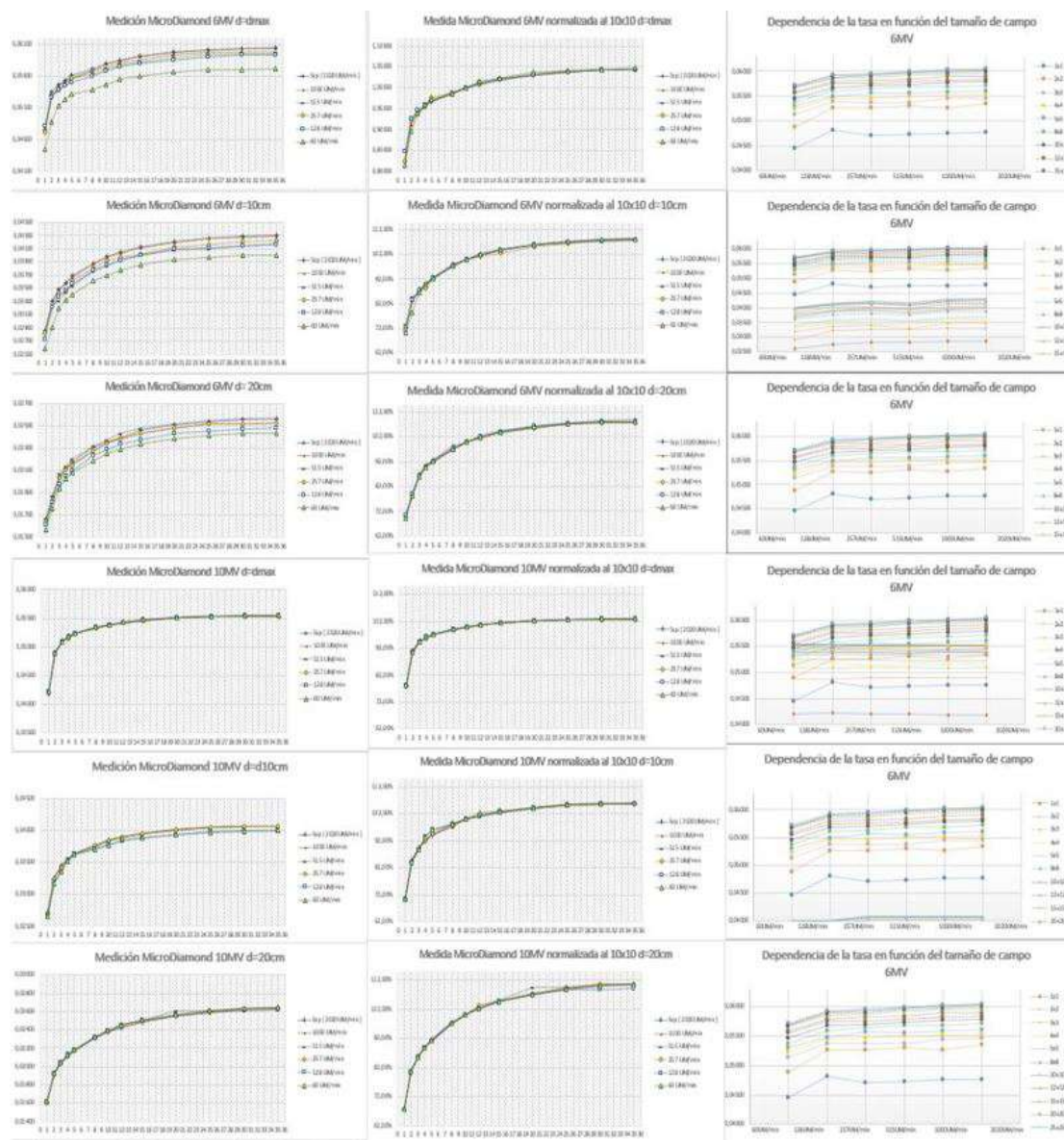
Análisis de 10FFF

Para el caso de la energía de 10FFF, las diferencias obtenidas no superan el 2.1% para ninguno tamaños de campo, disminuyendo hasta 0.41% para campos superiores a 4x4.

Para el caso de los 10FFF, no se observa una variación con la profundidad de las medidas, siendo las

curvas obtenidas completamente equivalentes y sin poder obtener una dependencia concluyente.

La dependencia de la medida con los tamaños de campo en función de la tasa se muestran inferiores a 1.7% para campos pequeños, disminuyendo a 0.9% para el caso de campos superiores a 4x4.



Preparación frente a emergencias radiológicas y nucleares: claves para la mejora

Autores: Eduardo Gallego¹ ; Borja Bravo Pérez-Tinao² ; Elisabeth Cardis³ ; Blanca García-Puerta⁴ ; Liudmila Liutsko⁵ ; Milagros Montero Prieto⁶ ; Adelaida Sarukhan³

¹ Universidad Politécnica de Madrid

² Tecnatom

³ ISGlobal

⁴ Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas

⁵ IS Global

⁶ CIEMAT

Corresponding Author: eduardo.gallego@upm.es

1.Introducción.

Los accidentes radiológicos o nucleares graves han sido pocos, pero su análisis nos ayuda a prevenir o mitigar las consecuencias de futuros sucesos, mejorando la efectividad de la preparación y respuesta frente a emergencias radiológicas y nucleares, incluida la recuperación posterior al accidente (PE&R).

2.Material y métodos.

Consciente de ello, la SEPR organizó una Jornada-Taller con la colaboración del CIEMAT, la UPM e ISGlobal, en la que se presentaron los principales resultados y recomendaciones de proyectos europeos de investigación recientes (PREPARE, SHAMISEN), así como de ejercicios realizados en el pasado (en los proyectos EURANOS y NERIS-TP) que contaron con una participación significativa de las partes interesadas, junto a proyectos en curso focalizados en aumentar la participación ciudadana (SHAMISEN-SINGS, ENGAGE) o en afrontar mejor las incertidumbres asociadas con dichas situaciones (CONFIDENCE).

En el Taller participaron alrededor de 40 representantes de un amplio espectro de organizaciones y partes interesadas involucradas en la PE&R. El objetivo era identificar fortalezas y limitaciones en la PE&R en España tanto desde un punto de vista teórico como práctico, para proporcionar elementos clave para su mejora. El trabajo en grupos y la puesta en común posterior permitieron identificar varias cuestiones que deberían tenerse en cuenta en ese sentido.

3.Resultados.

Una conclusión común fue que las emergencias radiológicas no nucleares son en general más difíciles de preparar debido a su heterogeneidad y a la dificultad de identificar a priori las áreas potencialmente afectadas.

La fragmentación de competencias entre los niveles de la administración central, autonómica y local es un posible obstáculo, y en los simulacros y ejercicios de intervención en emergencia se han revelado aspectos a mejorar en cuanto a coordinación entre los diferentes equipos actuantes. Durante la fase de emergencia es necesaria una sola cadena de mando, mientras que los niveles autonómico y local han de ser relevantes para el desarrollo y la gestión de las fases intermedia y de recuperación. Es conveniente establecer redes y coordinar el flujo de información entre los grupos involucrados.

En muchos casos se observa entre la población falta de confianza en las instituciones. Por ello es importante la interacción con las partes interesadas para considerar y priorizar aquellos temas que más les preocupan, no siempre ligados a la radiactividad o la dosis. También hay que buscar el apoyo del personal sanitario de los municipios, así como de maestros y profesores y promover la responsabilidad en los medios de comunicación y en las redes sociales, mediante campañas específicas.

4. Discusión y conclusiones.

En resumen, se han de hacer esfuerzos para aumentar la cultura de protección radiológica de los diferentes actores, las partes interesadas y la población en general, por ejemplo, mediante ejercicios periódicos y análisis de escenarios realistas de accidentes. Los expertos y las partes interesadas deben interactuar y cooperar a través de redes abiertas. Aparte de ciertos aspectos técnicos, los puntos clave para la mejora en la PE&R dependen sobre todo de la participación, motivación y compromiso de los organismos interesados y la población. Este es el gran reto.

Orales: Radioterapia: Garantía de calidad / 610

Comparación entre el SRS MapCHECK y la película radiocrómica EBT3

Autores: Néstor Chinillach Ferrando¹ ; MIGUEL GINER SALA² ; RICARDO TORTOSA OLIVER^{None} ; Julia Torres del Río³

¹ IMED Valencia

² IMED

³ Hospital IMED Elche

Corresponding Author: nchinillach@imedhospitales.com

Introducción y objetivos:

Recientemente ha salido al mercado SRS MapCHECK (San Nuclear, Melbourne, FL), se trata de una matriz de diodos especialmente diseñada para la verificación de tratamientos cuyo volumen de tratamiento sea pequeño, este es el caso de las radiocirugías.

Con el objetivo de validar el SRS MapCHECK para la verificación de radiocirugías, se pretende comparar el resultado de los planes de verificación de diez radiocirugías obtenidos empleando dicho detector en comparación con el resultado que se obtiene para esos mismos planes de verificación empleando película radiocrómica.

Material y métodos:

Se dispone de un acelerador lineal VersaHD (Elekta, Estocolmo, Suecia) con energías de 6 MV con y sin filtro aplanador, 10 MV con y sin filtro aplanador y 15 MV con filtro, con un multiláminas modelo Agility, con 80 pares de láminas, con un ancho en isocentro de 5 mm.

Se dispone de un lote de películas EBT3 calibrado para las dosis de este trabajo.

Se han calculado diez tratamientos de radiocirugía empleando la técnica de arcoterapia de intensidad modulada (VMAT). Cada tratamiento está compuesto por cinco arcos no coplanares.

Para adquirir la distribución de dosis experimental se emplea el StereoPHAN (Sun Nuclear, Melbourne, FL) el cual permite alojar tanto la película como el SRS MapCHECK sobre la mesa de tratamiento, siendo consistente en su ubicación para ambos detectores, es decir, geométricamente la película está ubicada en el mismo plano que la matriz de diodos. Además, dada su forma semiesférica, este dispositivo está especialmente diseñado para la verificación de tratamientos no coplanares.

Resultados:

Se comparan las medias adquiridas con el detector con las distribuciones teóricas calculadas con el planificador, empleando para ello el programa propio del detector y haciendo uso de la función gamma con unos criterios de 2 %, 2 mm. Y 3%, 3mm un umbral de detección del 10. Los resultados para los diez pacientes analizados pueden observarse en la tabla 1.

De igual manera se compara la distribución teórica calculada con el planificador con las adquiridas por la película radiocrómica. Se emplea para ello el programa DoseLab Pro. Los resultados para los cinco pacientes pueden observarse en la tabla 1.

	Pac. 1	Pac. 2	Pac. 3	Pac. 4	Pac. 5	Pac. 6	Pac. 7	Pac. 8	Pac. 9	Pac. 10
SRS MapCHECK (2%, 2 mm)	98,8	98,2	97,6	97,0	97,7	97,2	97,6	98,9	97,3	96,8
EBT3 (2%, 2 mm)	98,7	98,1	97,8	96,8	97,4	96,9	97,6	98,7	97,1	97,0
SRS MapCHECK (3%, 3mm)	99,9	99,8	99,6	99,9	100,0	99,5	100,0	99,6	99,7	99,3
EBT3 (3%, 3mm)	99,7	99,5	99,6	99,4	100,0	99,4	99,9	99,4	99,6	99,5

Tabla 1. Resultados de verificar diez radiocirugías empleando el SRS MapCHECK y la película radiocrómica EBT3. Usando un criterio gamma 2%, 2mm y 3%, 3mm.

Figure 183:

Conclusiones:

Una vez realizadas todas las comparaciones se pone de manifiesto que los resultados obtenidos con el SRS MapCHECK son perfectamente compatibles con los que se obtienen realizando dosimetría de película.

Esto junto con otras pruebas de caracterización de la matriz de diodos la hacen apta para su uso como herramienta de verificación de radiocirugías.

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 644

Maniquí para QA de sistemas de control respiratorio

Autor: Albert Onses-Segarra¹

¹ *Institut Català d'Oncologia*

Corresponding Author: aonses@iconcologia.net

Introducción

Los aceleradores lineales modernos suelen estar equipados con sistemas que permiten un control del movimiento del tumor durante el tratamiento debido a la respiración del paciente. El sistema RPM de Varian utiliza una cámara de infrarrojos y un cubo con marcadores reflectantes que se colocan en el tórax del paciente para registrar este movimiento.

Para el control de calidad de estos sistemas de control del movimiento existen diferentes soluciones comerciales. Hemos desarrollado un maniquí que simula el movimiento del tumor con un coste muy inferior a los diferentes sistemas que hay en el mercado.

Material y método

El maniquí consiste en una plataforma que se mueve en sentido vertical y una parte que se mueve en sentido horizontal (Figura 1).

La parte que se mueve en sentido vertical, utilizando un servomotor pequeño, se ha diseñado y imprimido en nuestro servicio utilizando una impresora 3D modelo Ultimaker 2+. Esta parte está pensada para sostener el cubo reflectante que utiliza el sistema RPM.

El movimiento horizontal se basa en un motor paso a paso acoplado a una rosca que mueve otra plataforma. Se le pueden acoplar diferentes accesorios fabricados con una impresora 3D, tanto para finalidades de control de calidad de imagen como de medida de radiación (insertos para cámara de ionización etc.).

El movimiento de ambas partes está sincronizado por una controladora de código abierto Arduino, en la cual se ha implementado una función trigonométrica que puede ser modificada.

Para evaluar el dispositivo se ha comparado el movimiento teórico con una imagen TC 4D y con una adquisición con la cámara de infrarrojos.

Resultados

En las figuras 2.A y 2.B se comparan los patrones de respiración programados en el sistema con el patrón obtenido a partir de las 10 fases de la imagen 4D. En un caso la imagen corresponde a una esfera y en el otro a un marcador radiopaco que está dentro de un cilindro sólido.

En la figura 2.C se compara el movimiento programado en marcador usado por el sistema RPM con el patrón registrado por la cámara de infrarrojos.

Discusión

Los resultados para el patrón respiratorio programado muestran buena correlación en el caso del cubo y la cámara de infrarrojos. Las imágenes tomadas en el TC 4D se ven afectadas por artefactos de movimiento lo cual afecta la amplitud medida.

El grado de sofisticación y fiabilidad que se puede conseguir con un maniquí casero como el que proponemos es claramente inferior a las especificaciones de los equipos comerciales, aún así, teniendo en cuenta estas limitaciones, su sencillez i bajo coste hace que pueda implementarse en cualquier servicio de radioterapia en el que no se contemplara la adquisición de un maniquí comercial.

Conclusiones

La rápida expansión i descenso del precio tanto de la impresión 3D como de los componentes electrónicos de código abierto, hace que para usuarios no especializados sea relativamente fácil el diseño y construcción de equipamiento propio que se adapte a sus necesidades.

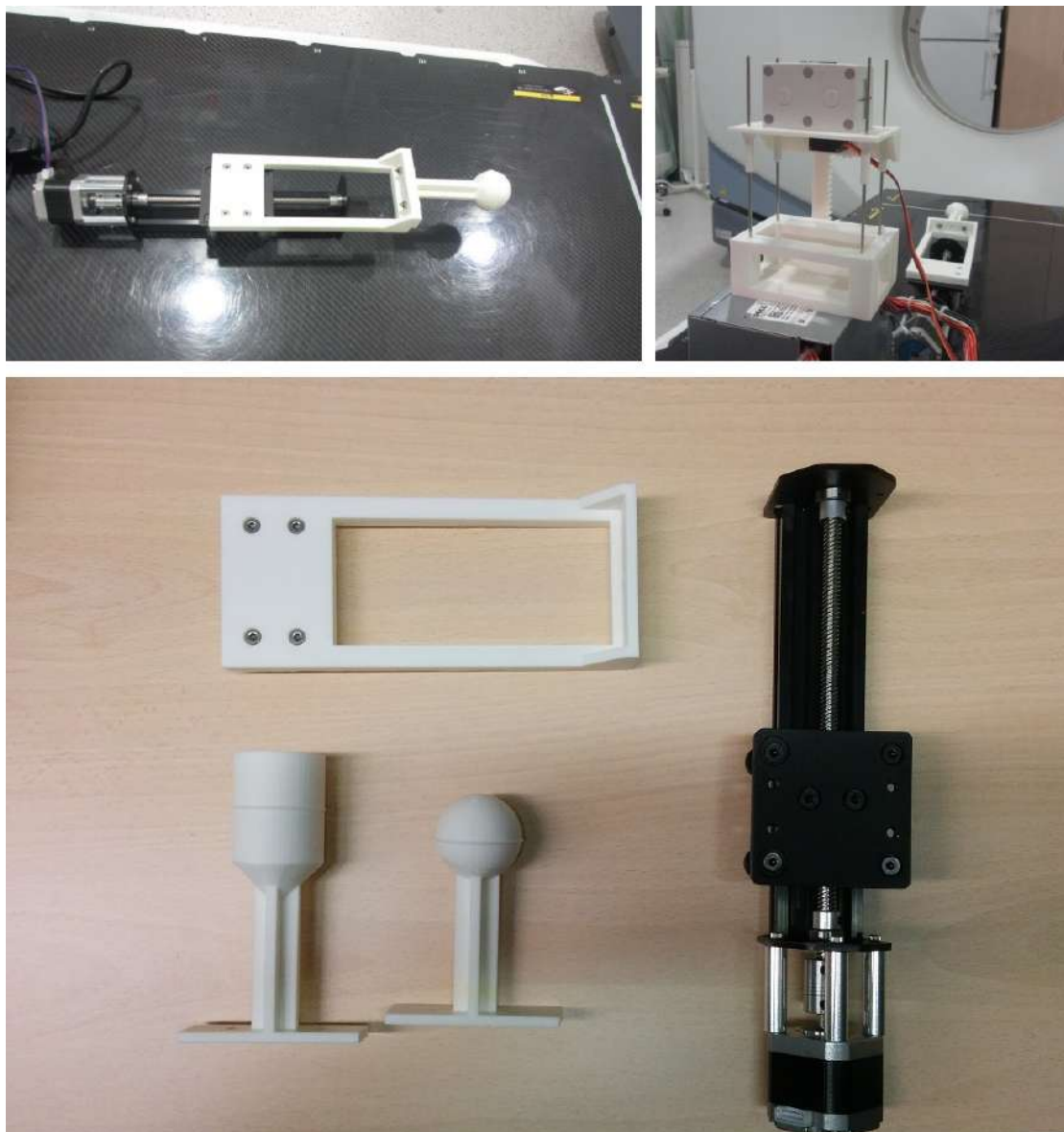


Figure 184:

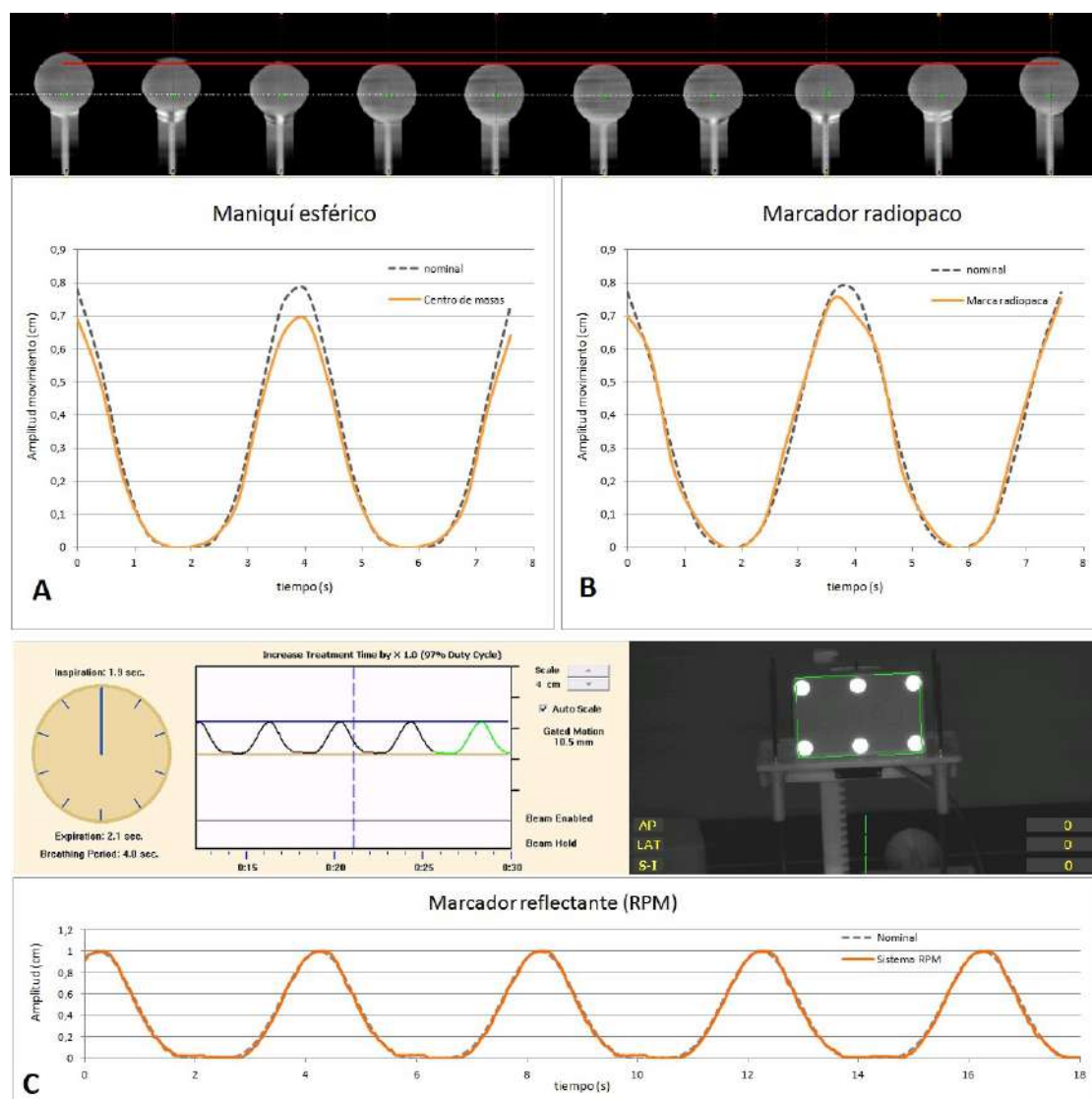


Figure 185:

Orales: Protección Radiológica en situaciones de emergencia y Seguridad de fuentes de radiación / 235

Propuesta de Mejora: Uso de Meteorología Real en los Sucesos Iniciadores de Proyección de Dosis del Plan de Emergencia Interior (PEI)

Autores: Jesús Ruiz González¹ ; Esther Yustos Illera² ; María Inés De Miguel Martínez² ; Beatriz Gómez-Arguello³

¹ Tecnatom S.A.

² Tecnatom

³ TECNATOM

Corresponding Author: bgomez@tecnatom.es

Introducción

La proyección de dosis [Figura 1] es un componente clave en la respuesta a emergencias nucleares. Los resultados obtenidos son la base para la determinación de la clasificación de emergencia según los sucesos iniciadores radiológicos del Plan de Emergencia Interior (PEI), y soportan la decisión de toma de acciones de protección del público.

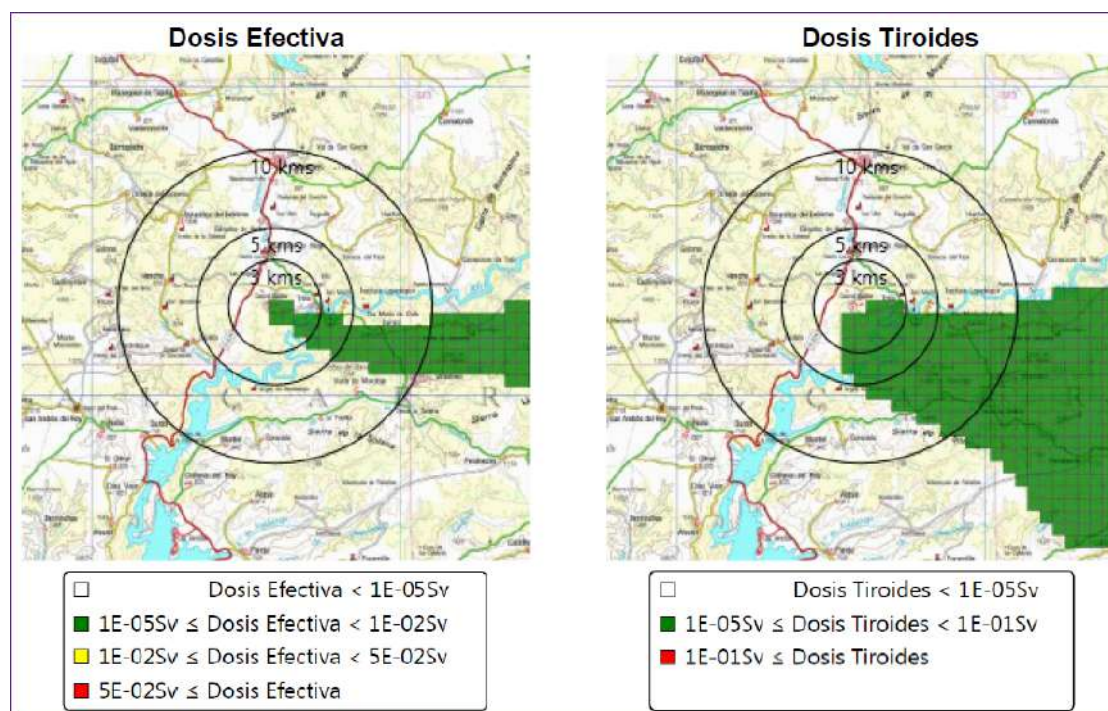


Figure 186: Proyección de dosis usando RASCAL y NERAS

Con el objetivo de la optimización del esquema de respuesta a emergencias del PEI, se plantea la simplificación del proceso de cálculo de estos sucesos iniciadores radiológicos. Se propone usar datos meteorológicos reales para todos los sucesos, aumentando la eficiencia del proceso y la consistencia entre categorías de emergencia. Este cambio estaría alineado con la metodología propuesta por el NEI.

Referencias

1. IAEA-TECDOC-955, "Generic assessment procedures for determining protective actions during a reactor accident".
2. NEI 99-01, "Development of Emergency Action Levels for Non-Passive Reactors", Rev. 6, Nuclear Energy Institute (NEI)

Resultados

La implantación de la propuesta de mejora en relación al uso de meteorología real para los sucesos iniciadores de proyección de dosis mantendría las mismas condiciones de seguridad y robustez del sistema de clasificación de emergencias del PEI.

La simplificación facilitaría el proceso de cálculo, siendo más eficiente y reduciendo la posibilidad del error humano. Este cambio permitiría la agilización de la toma de decisiones y la realización de cálculos adicionales, aumentando el valor añadido de la proyección de dosis.

Discusión

La proyección de dosis forma parte de un sistema robusto de clasificación de las emergencias del PEI. Este sistema incluye niveles de referencia para indicaciones y observaciones de distinta naturaleza (fallos en sistemas, incendios, sucesos radiológicos...), suplementándose generalmente unos a otros. Esto es, por ejemplo, que para que se superen los sucesos iniciadores de proyección de dosis, previsiblemente habrá ocurrido un evento observable a través de otras indicaciones.

Para el desarrollo de los sucesos iniciadores existen varias referencias internacionales (Ref. 1 y 2). En España, los sucesos iniciadores son revisados y aprobados de manera conjunta para todas las centrales nucleares, manteniendo consistencia entre ellas. Dentro de estos, se estableció que los de proyección de dosis [Figura 2] se calcularían con distintas condiciones meteorológicas. De acuerdo a la experiencia observada en ejercicios y simulacros del PEI, esto supone un tiempo añadido de cálculo y la posibilidad de error humano, pero el beneficio (de haberlo) es limitado.

CAT.	DESCRIPCIÓN
Cat. II	Emisión de efluentes con valores superiores a 10 veces los límites de alarma de los monitores de efluentes definidos en el MCDE [tasa instantánea de vertido que, si continuara durante 2 h y bajo <u>condiciones meteorológicas medias</u> , daría lugar aproximadamente a una dosis en el límite de la ZBCE de 10 μ Sv].
Cat. III	Detección por los monitores de efluentes o estimación basada en otros parámetros de la planta de emisiones radiactivas que puedan dar lugar a tasas de exposición bajo <u>condiciones meteorológicas adversas</u> en o más allá del límite de ZBCE de: - 0,5 mSv/h durante 30 minutos al cuerpo entero, o - 5 mSv/h durante 2 minutos al cuerpo entero, o - 5 veces los valores anteriores al tiroides.
Cat. IV	Detección por los monitores de efluentes o estimación basada en otros parámetros de la central, de emisiones radiactivas que pueden dar lugar, en o más allá del límite de la ZBCE, y bajo <u>condiciones meteorológicas reales</u> , a tasas de exposición de 10 mSv/h a todo el cuerpo o 50 mSv/h al tiroides.

Figure 187: Sucesos iniciadores de proyección de dosis del PEI

Cabe resaltar que en Estados Unidos los sucesos iniciadores han evolucionado notoriamente hasta la revisión más actual del NEI (Ref. 2). Uno de los cambios sufridos compete a la proyección de dosis, estableciendo actualmente que se realice en todos los casos con meteorología real.

Se propone por tanto la simplificación de los sucesos iniciadores de proyección de dosis siguiendo las líneas del NEI. Esto aumentaría la consistencia en el cálculo de distintas categorías y haría el proceso más eficiente, sin alterar robustez del sistema de clasificación de emergencias.

Conclusiones

La propuesta de simplificación de los sucesos iniciadores de proyección de dosis permitiría:

- Mantener la seguridad y robustez del sistema de clasificación de emergencias.
- Mejorar la eficiencia en el proceso de clasificación.
- Reducir la posibilidad del error humano.
- Agilizar la toma de decisiones.

Orales: Radioterapia: Garantía de calidad / 636

Estado de referencia inicial de las características dosimétricas de un acelerador lineal de geometría anular

Autores: David Sánchez Artuñedo¹ ; Xavier Fa Asensio¹ ; Alejandro Seoane Ramallo¹ ; César Rodríguez Alarcón¹ ; Clara Delgado Soler¹ ; Marcelino Hermida-López¹ ; Núria Anducas Santiago¹ ; Mercè Beltran²

¹ Servei de Física i Protecció Radiològica. Hospital Vall d'Hebron

² Hospital Vall d'Hebron

Corresponding Author: david.sanchez@vhebron.net

Introducción

En noviembre de 2018 se instala en nuestro hospital el acelerador Halcyon 2.0 de Varian Medical Systems. Es un acelerador con geometría en forma de anillo, diseñado para realizar principalmente tratamientos de arcoterapia modulada (VMAT). Dispone de una sola energía de fotones de 6 MV sin filtro aplanador. Con el acelerador se suministra la configuración en el sistema de planificación y cálculo Eclipse (SPC). El objetivo es mostrar los resultados de las pruebas de referencia dosimétricas iniciales del primer Halcyon instalado en España.

Material y Métodos

Siguiendo el RD 1566/1998 y guías internacionales se establece el estado de referencia inicial de los siguientes parámetros:

- Distribuciones de dosis: La figura 1 resume las medidas realizadas con el analizador automático de haces PTW BeamScan. Para los rendimientos en profundidad (PDD) se ha usado una cámara de ionización PTW TM32021 y un detector de diamante PTW TM60019 para los perfiles. Los datos se comparan con los calculados con el algoritmo AAA del SPC Eclipse v. 15.6.03. En los PDD se determina la profundidad del máximo y el porcentaje de dosis a $z=5, 10$ y 20 cm. Para los perfiles se comparan puntos de las zonas de alta dosis, de alto gradiente y fuera del haz.
- Factores de campo: Se han evaluado 18 campos entre el 2×2 cm² y el 28×28 cm², siguiendo el formalismo del IAEA TRS-483. Los campos superiores a 4×4 cm² se han medido con una cámara tipo Farmer, y los campos iguales o inferiores a 4×4 cm² con una cámara de ionización de volumen sensible 0.016 cm³.
- Dosis absorbida de referencia: Se sigue el formalismo del IAEA TRS-483, que requiere el $TPR_{20,10}(10)$ para calcular los coeficientes de calibración de las cámaras de ionización.

Resultados

- Distribuciones de dosis: La mayor diferencia en los PDD (0.8% a $z=5$ cm) se obtuvo para el campo 4×4 cm². En los perfiles, la máxima diferencia en la zona de alta dosis (0.8% a $z=20$ cm) se obtuvo para un 2×2 cm². En todos los casos, las diferencias en la zona de baja dosis son $<0.5\%$ y en la zona de penumbra mayoritariamente submilimétricas (Figura 2).
- Factores de campo: La diferencia máxima es del 2% para el campo de 2×2 cm². Para campos mayores de 4×4 cm², las diferencias son $<0.3\%$.
- Dosis absorbida de referencia: Se obtiene un $TPR_{20,10}(10)$ de 0.630.

Discusión

Las diferencias entre los datos experimentales y los calculados por Eclipse están dentro de las tolerancias establecidas en el Real Decreto y las guías. La preconfiguración del equipo en el SPC proporciona mayor seguridad y disminuye el tiempo necesario del proceso de puesta en marcha del equipo. En nuestro centro, estas verificaciones se han realizado en 7 días.

Conclusión

Los valores aportados pueden ayudar durante el establecimiento del estado de referencia inicial de un acelerador Halcyon en otros centros.

Parámetro	Tamaño campo (cm²)	Parámetro	Tamaño campo (cm²)	Profundidad (cm)
PDD	2x2	Perfiles	2x2	1.3
				10
				20
	4x4		4x4	1.3
				10
				20
	6x6		6x6	1.3
				10
				20
	8x8		8x8	1.3
				10
				20
	10x10		10x10	1.3
				10
				20
	20x20		20x20	1.3
				10
				20
	28x28		28x28	1.3
				10
				20
PDD campos rectangulares	5x20	Perfiles rectangulares	5x20	10
	20x5		20x5	10
	5x28		5x28	10
PDD DFS=100 cm	10x10	Perfiles DFS=100 cm	10x10	1.3
	5x20		5x20	1.3
PDD DFS=95 cm	10x10	Perfiles DFS=95 cm	10x10	5
	5x20		5x20	5
PDD hemicampos	10x(10,0)	Perfiles hemicampos	10x(10,0)	10
	10x(0,10)		10x(0,10)	10
	(10,0)x10		(10,0)x10	10
	(0,10)x10		(0,10)x10	10
-	-	Perfiles con offset (x=5cm, Y=5 cm)	20x20	10
		Diagonales	28x28	10
			28x28 colimador 45°	10
		Perfil colimador 90°	10x10	10
		Perfil colimador 270°	10x10	10
		Perfil colimador 45°	28x28	10
PDD gantry 20°	10x10	Perfil gantry 20°	10x10	10

Figure 188: Medidas para validar las distribuciones de dosis

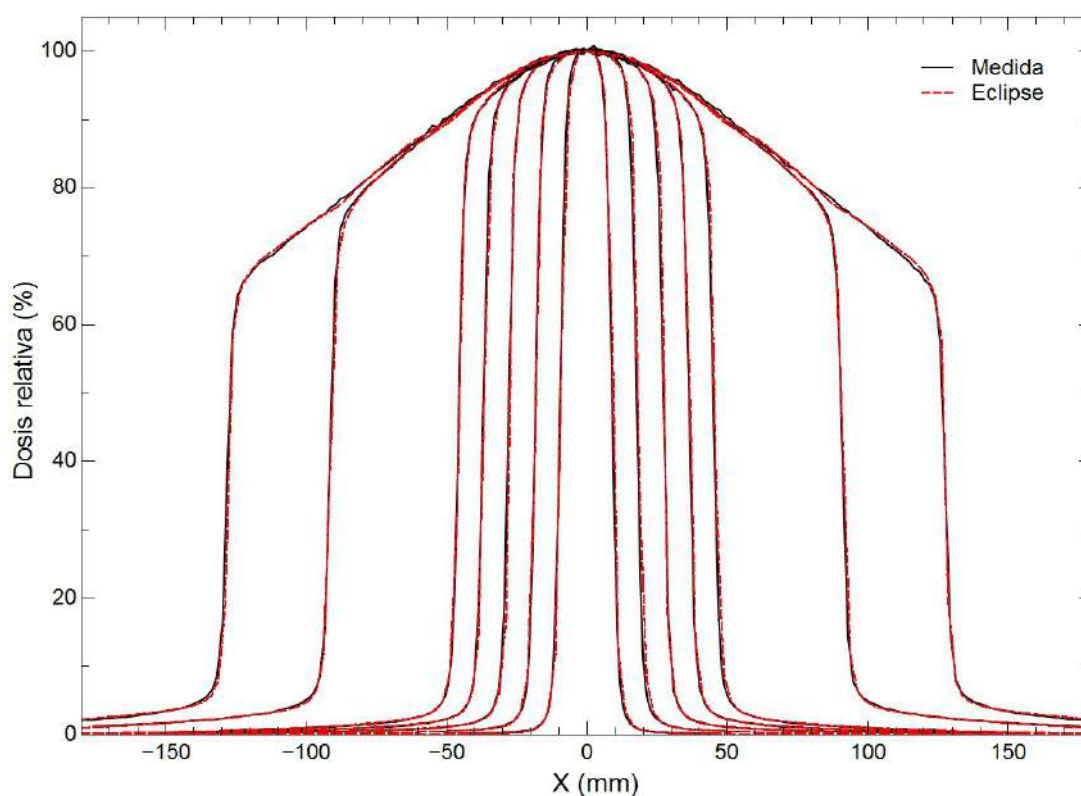


Figure 189: Perfiles medidos y calculados para diversos campos a $z = 1.3$ cm

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 668

Implementación de técnicas Montecarlo para el incremento de la precisión en la medida de emisores de baja energía mediante espectrometría gamma in situ.

Autor: Jose Antonio Victoria Fernández¹

¹ Universidad de Extremadura, laboratorio de radiactividad ambiental LARUEX

Corresponding Author:

Introducción:

Para reducir la incertidumbre en la determinación de la actividad de emisores gamma de baja energía en las medidas in situ con drones, los parámetros físicos de la medida de la muestra deben ser caracterizados con precisión. Es importante conocer las incertidumbres asociadas a la determinación del área del fotopico y la calibración en eficiencia.

Utilizando simulación Montecarlo se caracteriza la respuesta del detector a diferentes energías reduciendo y eliminando las deposiciones de energía parciales y obteniendo fotopicos mucho más definidos, conocido como método de Stripping. En combinación, también se puede simular la auto-atenuación de la muestra, así se optimizan las geometrías modelizadas para la determinación de la curva de eficiencia del detector.

Material y métodos

Geant4 es una herramienta informática usada para simular la interacción de partículas con la materia. En nuestro caso, utilizamos Geant4 para obtener la respuesta del detector ante emisiones gamma provenientes de modelizaciones de muestras reales.

Para una mejor definición de los fotopicos de baja energía se ha utilizado el método de Stripping. Éste se basa en el cálculo de la matriz de respuesta del detector, formada por todas las interacciones ocurridas en el cristal a distintas energías. Seguidamente, un algoritmo iterativo sustrae la fracción de interacciones parciales y limpia el espectro en orden descendente desde la energía más alta.

Resultados y discusión:

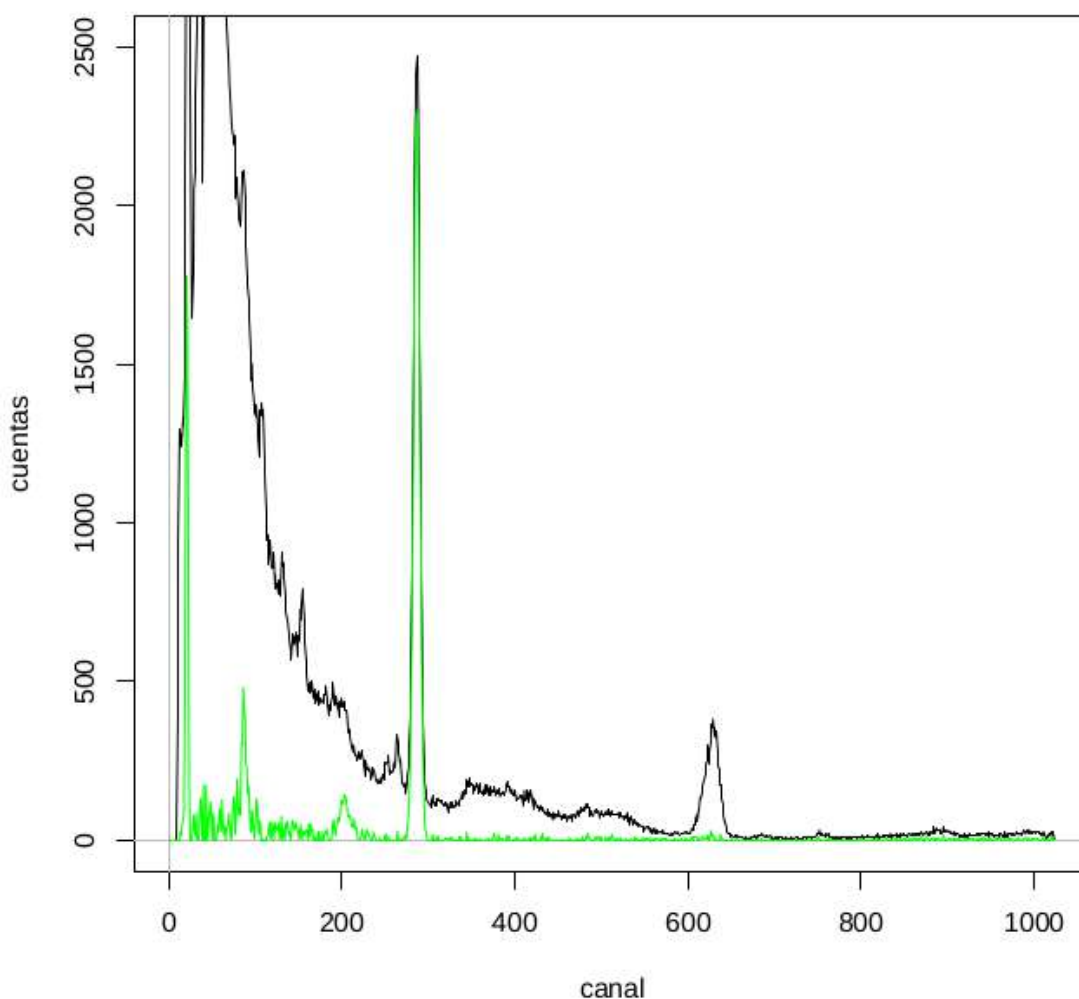


Figure 190: Método de Stripping

En la figura 1 se observa el espectro experimental (en negro) de una fuente de Cs137 y el resultante tras la aplicación del método de Stripping (en verde), eliminado del primero la contribución de los emisores de mayor energía. Una vez se ha eliminado el fondo y las absorciones parciales, se resuelve mejor el área del fotopico.

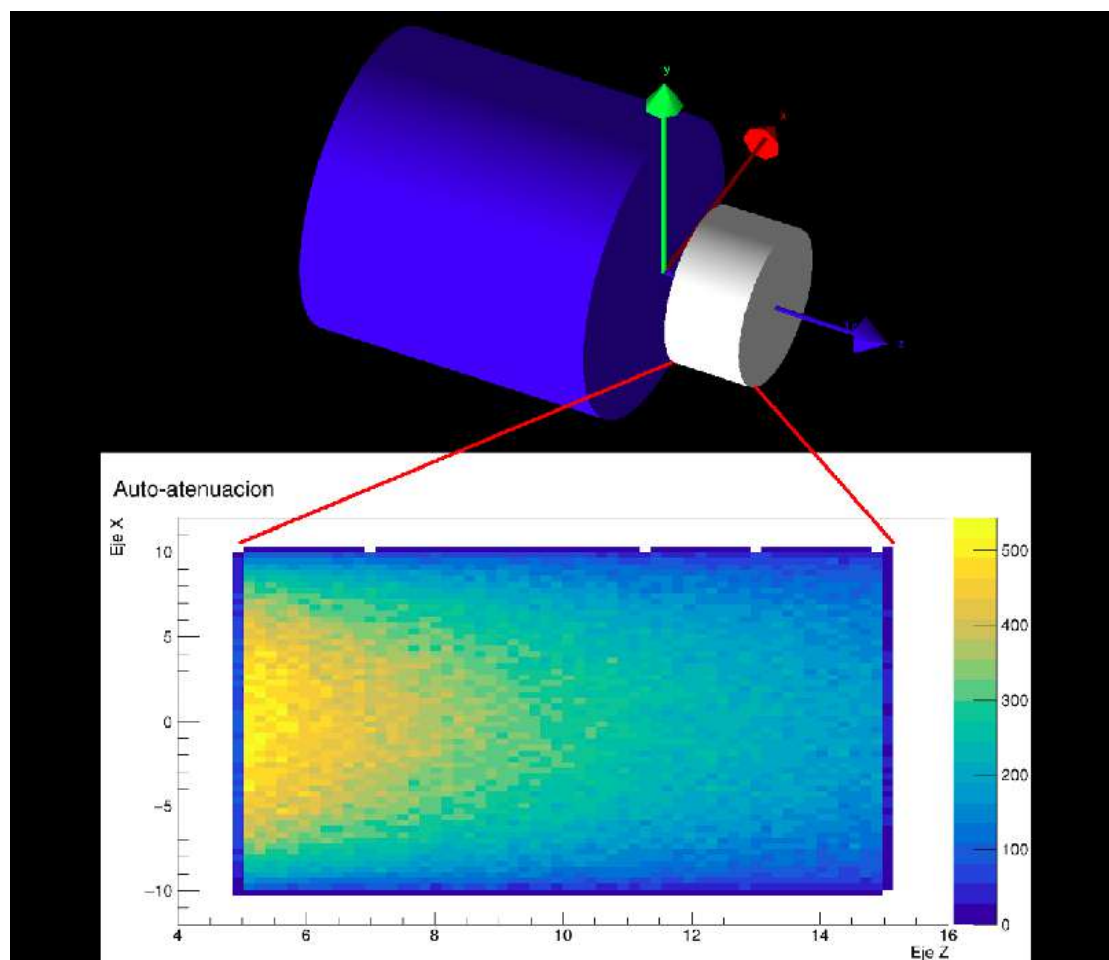


Figure 191: Auto-atenuación de la muestra

En la figura 2 se muestra el corte longitudinal de una muestra cilíndrica colocada en el eje Z de un detector de LaBr₃(Ce). Buscamos el número de fotones de 46,54 keV que han partido de la muestra y han depositado toda su energía en el detector. Existe una atenuación importante en la propia muestra. Podemos estudiar distintos cortes geométricos, integrando zonas del histograma obtenemos que el 60-70% de los fotones lo hacen desde la zona amarillenta.

Conclusiones:

Las técnicas Montecarlo suponen una ayuda a las técnicas convencionales de calibración empírica como para la determinación de la actividad. Una de las principales ventajas es que hace accesible una información a la que no es posible acceder por la vía experimental, tal y como es la auto-atenuación de una muestra. Además, facilita el entender los mecanismos de interacción de la radiación con la materia.

Agradecimientos:

Deseo agradecer a la Consejería de Economía e Infraestructuras de la Junta de Extremadura la financiación del proyecto “Desarrollo de software y adaptación de hardware para la integración de drone y de sus sistemas de detección en redes automáticas de alerta temprana para protección civil y medioambiental” - Ref: IB16165, sin el cual no hubiera sido posible el desarrollo de este trabajo.

VALIDACIÓN DEL NUEVO PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN Y MEDIDA DE LA CONTAMINACIÓN EN HERIDAS EN EMERGENCIAS. RESULTADOS DEL LABORATORIO DEL CRC (CIEMAT) EN CAMPAÑA INTERNACIONAL DE INTERCOMPARACIÓN

Autor: J.F. Navarro Amaro¹

Co-autores: B. Pérez López¹ ; M.A. López Ponte²

¹ Laboratorio del CRC (DPI) U.Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT

² Servicio Dosimetría Personal Interna. U.Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT

Corresponding Author: jf.navarro@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

El laboratorio del Contador de Radiactividad Corporal (DPI CIEMAT) debe estar preparado para cualquier emergencia o accidente que implique la contaminación de individuos del público o trabajadores expuestos. En casos de contaminación interna en heridas, las dificultades para establecer protocolos de intervención son notorias ya que no hay apenas normativa específica a nivel internacional, maniquíes homologados, procedimientos, etc. Ante esta situación, el CRC ha participado junto a varios laboratorios europeos en un ejercicio de intercalibración e intercomparación organizado por el IRSN con el fin de armonizar y validar procedimientos de calibración y medida. En este trabajo se presenta la implementación de dicho procedimiento y su validación para la calibración y medida in vivo con detectores de germanio (LEGe) de la contaminación radiactiva en heridas producidas a distinta profundidad por el depósito de radionucleidos emisores α/γ .

MATERIALES Y MÉTODOS

Sistema de detección. Maniquí de calibración simulador de piel.

Se ha utilizado un detector de germanio (3800 mm² área) de alta resolución y gran eficiencia en bajas energías alojado en una cámara blindada de bajo fondo. Para la calibración, se han utilizado fuentes radiactivas circulares de PMMA equivalente a tejido (10 cm ϕ x 0,2 cm espesor) con emisores α/γ en el rango operativo. Para simular diferentes profundidades de la contaminación en la herida se han utilizado blancos de PMMA de idénticas dimensiones que las fuentes (Fig.1)

RESULTADOS

Calibración del sistema de detección LEGe (Det1). Geometrías y curvas de eficiencia. Límite de detección (LD).

Se definieron tres geometrías de calibración en función de la profundidad de la contaminación en la herida (0, 1 y 1,8 cm) a una distancia detector-maniquí de 1 cm. Las curvas obtenidas muestran que para $E < 250$ KeV la eficiencia varía sustancialmente a distinta profundidad de la contaminación mientras que para $E > 250$ keV esta variación es menos significativa. El cálculo de los límites de detección (LD) se hizo midiendo una persona blanco en condiciones similares a la geometría de calibración obteniendo resultados en torno a 0.5-1.5 Bq.(fig.1).

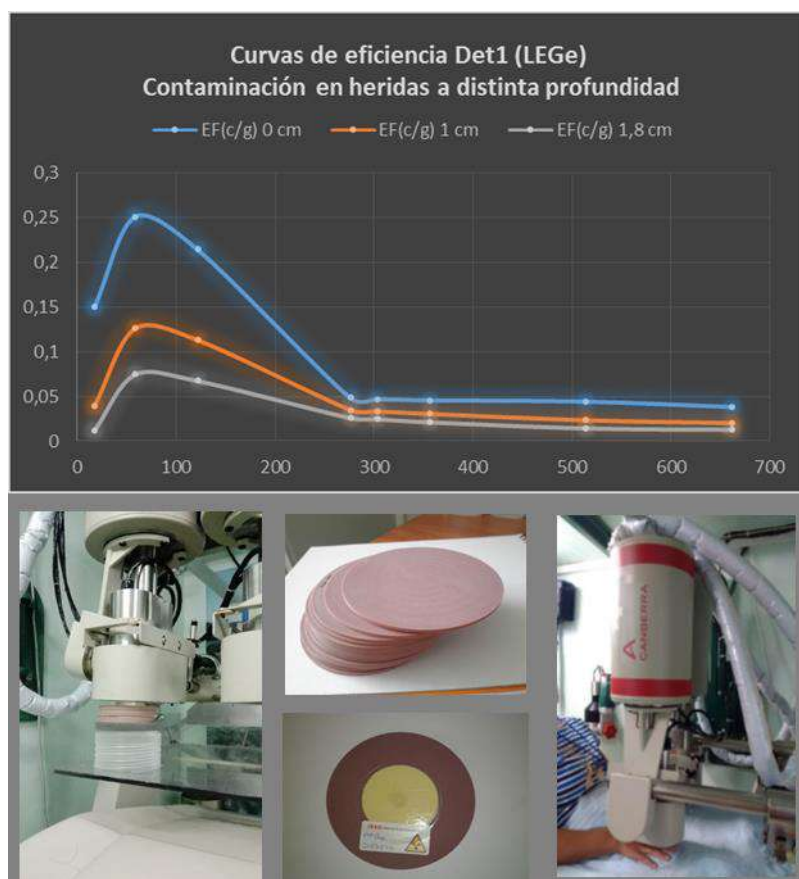


Figure 192: Maniqués y geometría de calibración y medida.

Validación del método. Resultados Intercomparación.

Para la validación de la metodología, el CRC ha participado en una intercomparación organizada por el IRSN para la medida de emisores x/γ en heridas a diferentes profundidades. El ejercicio consistió en el análisis cualitativo y cuantitativo de emisores x/γ desconocidos. Los resultados de “Exactitud” (ISO 28218) cumplieron criterio de aceptación y fueron excelentes (Bias<5%) en todas las geometrías (Tabla 1).

Tabla 1. Resultados CRC-Ciemat "Relative Bias" (ISO 28218)(*) (*)				
Criterio de aceptación "Relative Bias" [-25 %, 50 %]				
Valores de referencia		Prof. = 0 mm	Prof. = 10 mm	Prof. = 18 mm
Isótopo	A _{Ref±Inc} (Bq) K=2σ	Bias	Bias	Bias
Co-57	255 ± 6	+2,4 %	-1,8 %	+2,7 %
Am-241	970 ± 28	+2,7 %	-1,1 %	+2,9 %
Cs-137	84 ± 2	+3,0 %	+5,0 %	-4,3 %

Figure 193: Resultados CRC-Ciemat Intercomparacion IRSN

CONCLUSIONES

El CRC ha desarrollado y validado un nuevo método de calibración y medida in vivo de la contaminación interna en heridas aplicable en emergencias. Las curvas de eficiencia presentan variaciones significativas a distinta profundidad en el rango de bajas energías debido a la autoabsorción del radionucleido en el tejido contaminado. La gran sensibilidad de detección obtenida permite medir Actividades de unos pocos Bq de los radionucleidos de interés. La validación del método nos permite establecer un procedimiento armonizado con otros laboratorios europeos que podrá servir para elaborar en un futuro un protocolo técnico universal para este tipo de medidas.

Orales: Radioterapia: Garantía de calidad / 656

Desarrollo de la aplicación Sinoplan para análisis de sinogramas en Tomoterapia

Autores: Noelia Suarez Alvarez¹ ; Alvaro Antonio Fernandez Lara² ; Sofia García Repiso¹ ; Raúl Sánchez López¹ ; Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Javier García Ledesma³ ; Carlos Martín Rincón¹

¹ *Complejo Asistencial Universitario de Salamanca*

² *Hospital Universitario de Salamanca*

³ *Hospital Virgen del Puerto*

Corresponding Author: noeliasuarez@saludcastillayleon.es

Introducción

En la planificación de tratamientos de Tomoterapia el sistema de planificación almacena en forma de sinogramas los tiempos de apertura (LOT) de láminas del MLC para cada proyección: posición del conjunto gantry-mesa.

En este trabajo se describe la aplicación Sinoplan, que reconstruye los sinogramas y permite utilizar valores umbral para filtrar el número de láminas con valores de LOT determinados. En nuestro caso nos interesan las láminas con LOT por debajo de 100 ms y superior al 80% del tiempo máximo de proyección(MP). Además, muestra los resultados y algunos parámetros del plan de tratamiento por pantalla.

Material y métodos

Se ha desarrollado la aplicación Sinoplan mediante la interfaz GUIDE de Matlab R2106a. Ésta reconstruye el sinograma de planificación a través de dos vías, implementadas como dos rutinas independientes:

- A partir del RTPlan en formato DICOM. Los LOT en tanto por 1 se almacenan en puntos de control. Es necesario tener en cuenta que no incluye las láminas que permanecen cerradas durante todo el tratamiento.
- A partir de la matriz en formato binario y del archivo xml exportados desde la estación de tratamiento que contiene parámetros del plan. Se extraen el número de proyecciones y el periodo de rotación del gantry (GP) y se eliminan las N proyecciones correspondientes a los 10s iniciales del tratamiento, en los que todas las láminas permanecen cerradas.

$$N = 10s \cdot \frac{1_{rot}}{GP} \cdot \frac{51_{proj}}{1_{rot}} = \frac{510}{GP}$$

A partir de cualquiera de los dos sinogramas reconstruidos, la aplicación calcula el tiempo medio de LOT del tratamiento y los porcentajes de láminas que permanecen abiertas durante tiempos menores a 100ms y durante una fracción de tiempo superior al 80% del MP. En estos extremos del histograma de LOT es donde el modelado lineal de las latencias muestra mayor desviación de los LOT reales del MLC.

Como salida, la aplicación muestra los resultados anteriores, así como parámetros del plan de tratamiento tales como el factor de modulación (FM), el pitch, el tamaño de campo (FW) y el GP. Además, presenta la distribución del histograma de los tiempos de apertura.

Resultados

En las figuras 1 y 2 se muestran capturas de la interfaz de Sinoplan para un tratamiento de próstata y otro de cabeza y cuello, respectivamente.

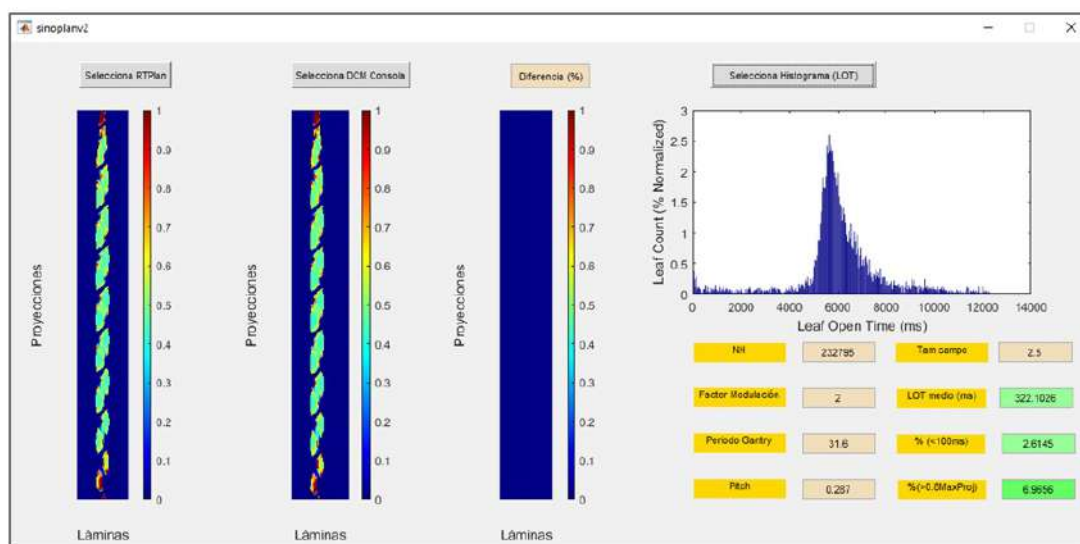


Figura 1

Figure 194: Figura1

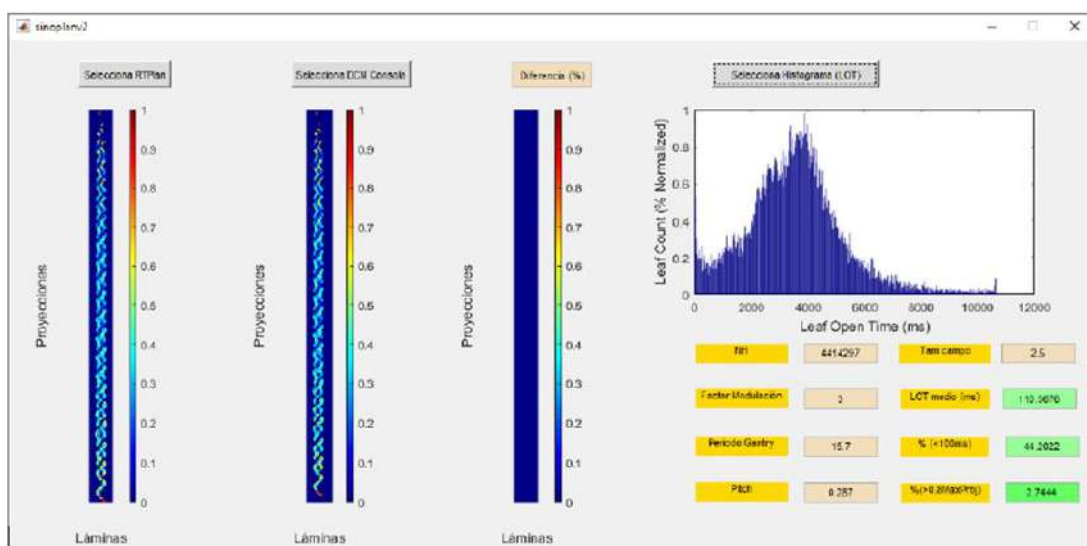


Figura 2

Figure 195: Figura2

Discusión

Actualmente sólo existen dos formas de visualizar los sinogramas del plan de tratamiento en Tomoterapia: en el informe del paciente (que no permite realizar un análisis cuantitativo) o mediante el editor de sinogramas en la estación de tratamiento (permite evaluar cuantitativamente el sinograma de forma manual, contabilizando el tiempo de apertura pixel a pixel). Así, la aplicación Sinoplan permite visualizar y analizar de forma sencilla los sinogramas.

Se puede observar en las figuras 1 y 2 cómo en el tratamiento de cabeza y cuello la modulación es mucho mayor y los LOT en el histograma se reducen respecto a los del tratamiento de próstata.

Conclusiones

La aplicación de interfaz gráfica sinoplan ha demostrado ser una herramienta útil en el análisis automatizado de los tiempos de apertura del sinograma.

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniquíes. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 687

Plataforma para el calculo dosimétrico con Monte Carlo en GPU. MCGPUTH.

Autores: Breogan Sobral Aspérez^{None} ; Breixo Carmelo Portas Ferradás^{None} ; Diego Jimenez Vegas^{None} ; Noelia Solís Preciado^{None} ; José Ángel Merino Gestoso¹ ; Abel Niebla Piñero² ; Dolores Morillas Perez² ; Manuel Rodríguez Pazos² ; Paula Rosa Menendez² ; Marta Rodríguez Portabales²

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

² Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

Corresponding Author:

INTRODUCCIÓN:

Los Monte Carlo estándar tiene partes de su programación en GPU, pero es difícil encontrar uno totalmente basado en GPU.

La programación en paralelo con GPU permite optimizar los tiempos de cálculo en planificación inversa, como IMRT y VMAT. Consiguiendo tiempos menores sin pérdida de precisión.

En el presente trabajo se ha calculado la distribución de dosis de un haz paralelo en cuba de agua, con una aplicación propia, MCGPUTH, basada en el cálculo de Monte Carlo programado en GPU.

MATERIALES Y MÉTODOS:

Todos los cálculos se han realizado en un portátil con CPU Intel i7-7500U de 8G de RAM, y GPU Intel HD graphics 620. EL lenguaje utilizado ha sido Python. Para la comparación dosimétrica se ha utilizado como estándar el EGSnrc.

Según el trabajo de Marsaglia y Zaman se ha implementado una regla de recurrencia para, a partir de dos semillas por hilo, obtener números pseudoaleatorios para cada historia. Estos han sido examinados con el test chi cuadrado, dando como resultado una distribución uniforme con un nivel de confianza del 95%.

Para el trazado de fotones se ha incorporado el algoritmo de Woodcock, teniendo en cuenta las interacciones principales: Compton, fotoeléctrico y producción de pares.

El muestreo Compton se ha calculado con el desarrollo de la sección eficaz de Klein-Nishina del artículo Everett, la interacción fotoeléctrica se ha basado en el manual del EGSnrc y la producción de pares se ha simplificado generando dos electrones.

Para el transporte de electrones se ha dividido las interacciones entre inelásticas: Bremstrahlung y electrón-electrón, e historia condensada o multi-scattering.

Se ha aplicado de nuevo el algoritmo de Woodcock para el trazado de las interacciones inelásticas y según el manual del EGSnrc se han obtenido las secciones eficaces y muestreado.

El multi-scattering o historia condensada se ha simulado para una sección eficaz de Rutheford apantallada según el artículo de Kawrakow.

La geometría utilizada ha sido una cuba de agua de 30 cm de lado, en la que incide un haz paralelo monoenergético de 6 MeV de tamaño de campo 10 cm x 10 cm, perpendicular a la cara superior.

RESULTADOS:

Para comparar dosimétricamente los resultados del EGSnrc y MCGPUTH se ha escogido la PDD y los perfiles a 10 cm de profundidad, para 3M de historias. Se ha encontrado una correlación entre los perfiles y la PDD superior a 0.998 y la desviación porcentual media está entorno al 1%.

EL tiempo de ejecución ha sido 17s para MCGPUTH, en el EGSnrc se ha tenido que calcular por separado tres veces 1M con un tiempo de 4h por millón.

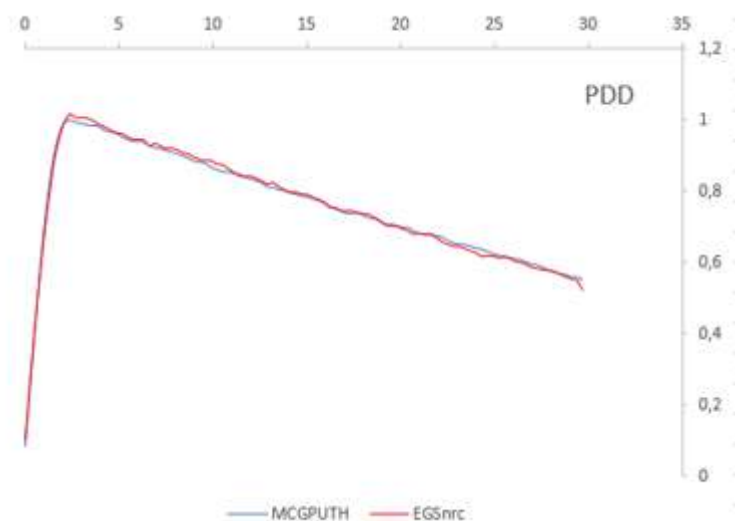


Figure 196: PDD

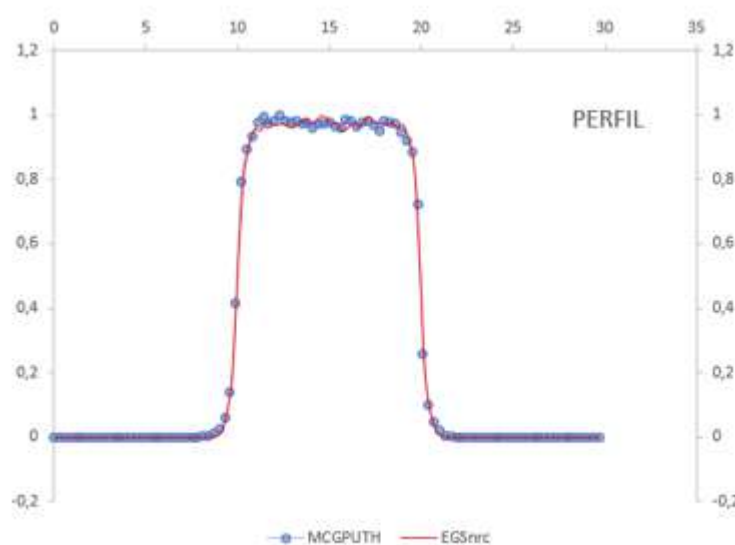


Figure 197: Perfil

DISCUSIÓN y CONCLUSIONES:

Si bien existen otras plataformas que realizan el calculo Montecarlo en GPU, MCGPUTH presenta marcadas diferencias en su arquitectura:

Reproduce un modelo simple de historia por hilo de ejecución, lo que le permite utilizar poca memoria VRAM.

AL estar programado en lenguaje PyOpencl puede utilizarse en cualquier GPU, pudiendo ser utilizado como un Monte Carlo de propósito general o para la planificación.

Orales: Protección Radiológica en situaciones de emergencia y Seguridad de fuentes de radiación / 285

Medida en cuerpo entero de emisores gamma incorporados por

población expuesta en emergencia radiológica y nuclear

Autor: Begoña Pérez López¹

Co-autores: Agustín Cerezo Fernández¹; Juan Francisco Navarro Amaro¹; M.A. López Ponte²

¹ CIEMAT

² Servicio Dosimetría Personal Interna. U.Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT

Corresponding Author: begona.perez@ciemat.es

Introducción

En una emergencia radiológica o nuclear, que suponga la contaminación del público y trabajadores expuestos, es necesaria una respuesta rápida y efectiva para evaluar la exposición interna producida. El Contador de Radiactividad Corporal (CRC) del CIEMAT ha desarrollado técnicas de medida para determinar radionucleidos emisores gamma retenidos en todo el cuerpo en personas de diferentes tamaños, niños de 1, 5, 10, 15 años y adultos (ICRP89).

Materiales y métodos

Se han utilizado dos sistemas de detección *in vivo* de la exposición interna: un contador Fastscan consistente en dos detectores NaI(Tl) de alta eficiencia, permite medidas rápidas en geometría de pie, y un sistema de detección de germanio formado por cuatro detectores de baja energía (LEGe) de alta resolución, ubicados en el interior de una cámara blindada de bajo fondo radiactivo.

El maniquí utilizado para simular un hombre adulto es tipo BOMAB (Bottle Maniquí Absortion Phantom) que cumple las especificaciones de la norma ANSI13.35, consistente en 10 piezas de polietileno rellenas de agua acidificada y fuentes radiactivas ⁵⁷Co, ¹¹³Sn, ¹³⁷Cs, ¹³⁴Cs y ⁶⁰Co. Con las piezas de este maniquí, teniendo en cuenta las dimensiones de peso y altura de cada edad, se diseñaron los maniquíes.

Se definió una geometría de calibración para cada configuración y cada equipo. En el Fastscan las geometrías son de pie, de altura variable dependiendo del maniquí, la distancia a los detectores fue 9 cm. En el sistema LEGe la posición del individuo es sentado semirreclinado bajo los detectores, la distancia es 30 cm para las configuraciones más grandes (15 años y adulto), 19 cm para las configuraciones de 5 y 10 años y 17 cm para el niño de 1 año.

Resultados

Los dos detectores NaI(Tl) de contador Fastscan fueron calibrados en todos los casos. Para las geometrías de los niños de menor edad, se utilizaron alzadores para que los detectores mejoraran en ángulo sólido obteniendo mayor eficiencia de detección. Las curvas de calibración en eficiencia para E<500 keV varían dependiendo de las alturas y volúmenes de la fuente, la tendencia para E>1000 keV es asintótica en todos los casos 1. En el caso del sistema LEGe los cuatro detectores recogían una señal similar, como resultado se obtuvieron unas curvas de calibración en eficiencia que varían dependiendo del volumen para E<300 keV y asintótica para E>500 keV 2.

Las validaciones de las calibraciones se realizaron con otro maniquí BOMAB cuyas actividades eran diferentes a las de calibración. Los resultados de la exactitud [-0.25,-0.5] y precisión [<0.4] cumplieron los criterios de aceptación en todas las geometrías de la norma ISO 28218.

Los límites de detección (LD) se calculan a partir de medidas de maniquíes blancos en geometrías similares a las de calibración. Los resultados del LD para el ¹³⁷Cs varían dependiendo del tamaño del maniquí, en el contador Fastscan entre 105-155 Bq para una medida de 300 s y en el LEGe entre 18-57 Bq para una medida de 1800 s.

Conclusiones

El laboratorio del CRC del CIEMAT ha desarrollado y validado nuevos métodos de calibración y medida *in vivo* de la contaminación radiactiva en cuerpo entero en población para utilizar en emergencias.

El contador Fastscan permite realizar medidas rápidas (5 min) de cuerpo entero y hacen posible una primera evaluación de los radionucleidos y actividades contaminantes. En el caso de contaminaciones complejas en las que hay varios radionucleidos implicados, con dificultad de ser evaluados en el Fastscan, es conveniente medirlos en el sistema LEGe, cuya alta resolución y bajo fondo radiactivo permiten evaluar de forma más realista la contaminación en cuerpo entero en emergencias.

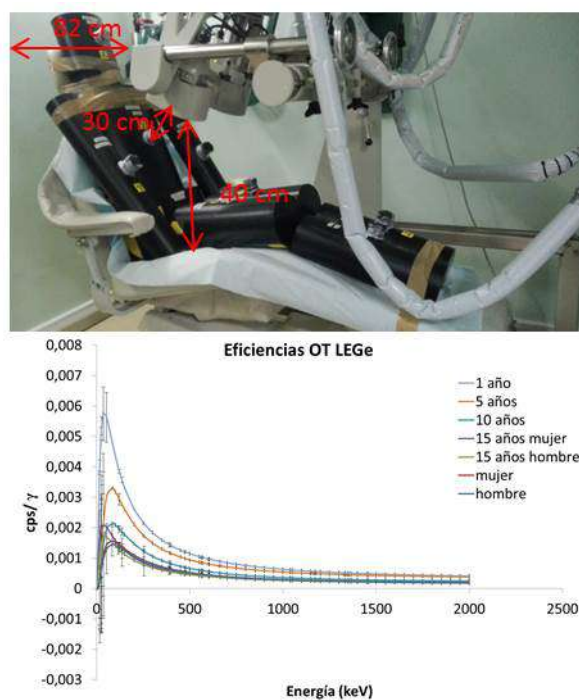


Figure 198: enter image description here

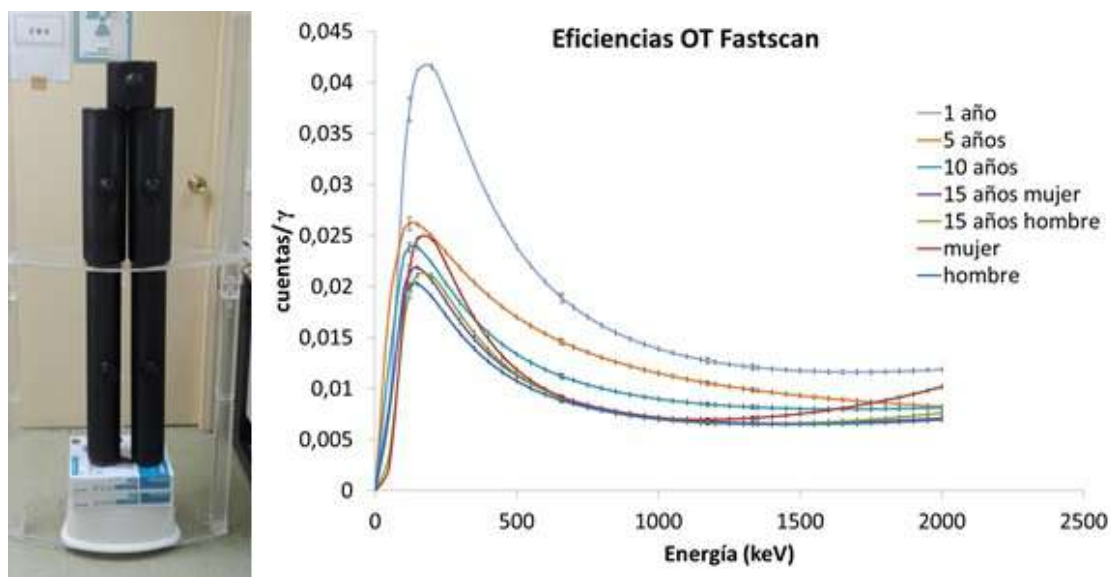


Figure 199: enter image description here

Orales: Radioterapia: Garantía de calidad / 624

Control de Calidad “end-to-end” del sistema de planificación Multiple Brain Mets SRS

Autores: Francisco Pino Sorroche^{None} ; Ismael Sancho^{None} ; Roberto Martin^{None} ; Cristina Picon^{None}

Corresponding Author: fpino@iconcologia.net

1.Introducción

El sistema de planificación Multiple Brain Mets SRS (MBM) (BrainLAB AG, Munich, Germany) comercializado recientemente permite realizar la planificación y tratamiento de múltiples metástasis craneales de forma rápida y fácil. Sin embargo, las lesiones no se encuentran en el centro del haz, como es habitual en los tratamientos convencionales, por lo que las incertidumbres en el posicionamiento y en el cálculo son más grandes.

El objetivo de este trabajo fue verificar las distribuciones de dosis, la dosis administrada y el posicionamiento utilizando un maniquí “end-to-end” para tres PTV de diferentes tamaños y posicionamientos.

2.Material y métodos

Se realizó la planificación de tres planes con tres PTV esféricos utilizando el maniquí antropomórfico STEEV, que dispone de un inserto para colocar una cámara de ionización. Se diseñó un PTV estudio colocado en el centro del inserto y de diámetro 20 mm para los planes 1 y 2, y diámetro 10 mm para el plan 3. Los restantes PTV se localizaron de forma que el PTV estudio estuviera a 30 mm del isocentro para el plan 1, y a 54 mm para el plan 2 y 3 (Figura 1(a,b,c)). Se utilizó una energía de 6FFF en un acelerador lineal TrueBeam con multiláminas HD120 con 32 láminas centrales en cada carro de 2.5 mm y 28 láminas exteriores en cada carro de 5 mm. El sistema de posicionamiento utilizado fue ExacTrac. Las medidas de dosis se realizaron para los tres planes irradiando el maniquí STEEV con una cámara pinpoint. Se recalcularon los tratamientos de los planes 1 y 3 en un maniquí I'm RT con una placa radiocrómica colocada en un plano axial que contenía el centro del PTV estudio (Figura 1(d,e)). Los dos maniquíes se posicionaron siguiendo el protocolo de posicionamiento de pacientes de radiocirugía de nuestro centro, por el que se verifica la posición del maniquí para cada arco antes de irradiarse y se reposiciona en caso de que las diferencias de posicionamiento sean superiores a 0.5 mm o bien 0.5°.

3.Resultados

La Figura 1(a,b,c) muestra los cortes sagitales de las distribuciones de dosis calculadas en el maniquí STEEV, y la Figura (d,e) muestra los cortes axiales y coronales de la dosis calculada en el maniquí I'mRT. En la Tabla 1 se observan las diferencias entre las medidas y el cálculo del centro y el ancho de los perfiles. Con los datos obtenidos, el margen que se ha de aplicar a la distribución de dosis calculada para englobar la medida es inferior a 1 mm para los dos planes. El cálculo de la γ (3%,3mm) de los planes 1 y 3 está dentro de la tolerancia para tratamientos clínicos (>95%). Finalmente, la diferencia de la dosis medida y calculada para todos los planes es inferior al 1%.

4.Conclusiones

Los resultados de distribuciones de dosis y dosis absoluta con un procedimiento “end-to-end” muestran que el sistema de planificación MBM es adecuado para su uso clínico para la planificación de tratamientos con múltiples metástasis craneales.

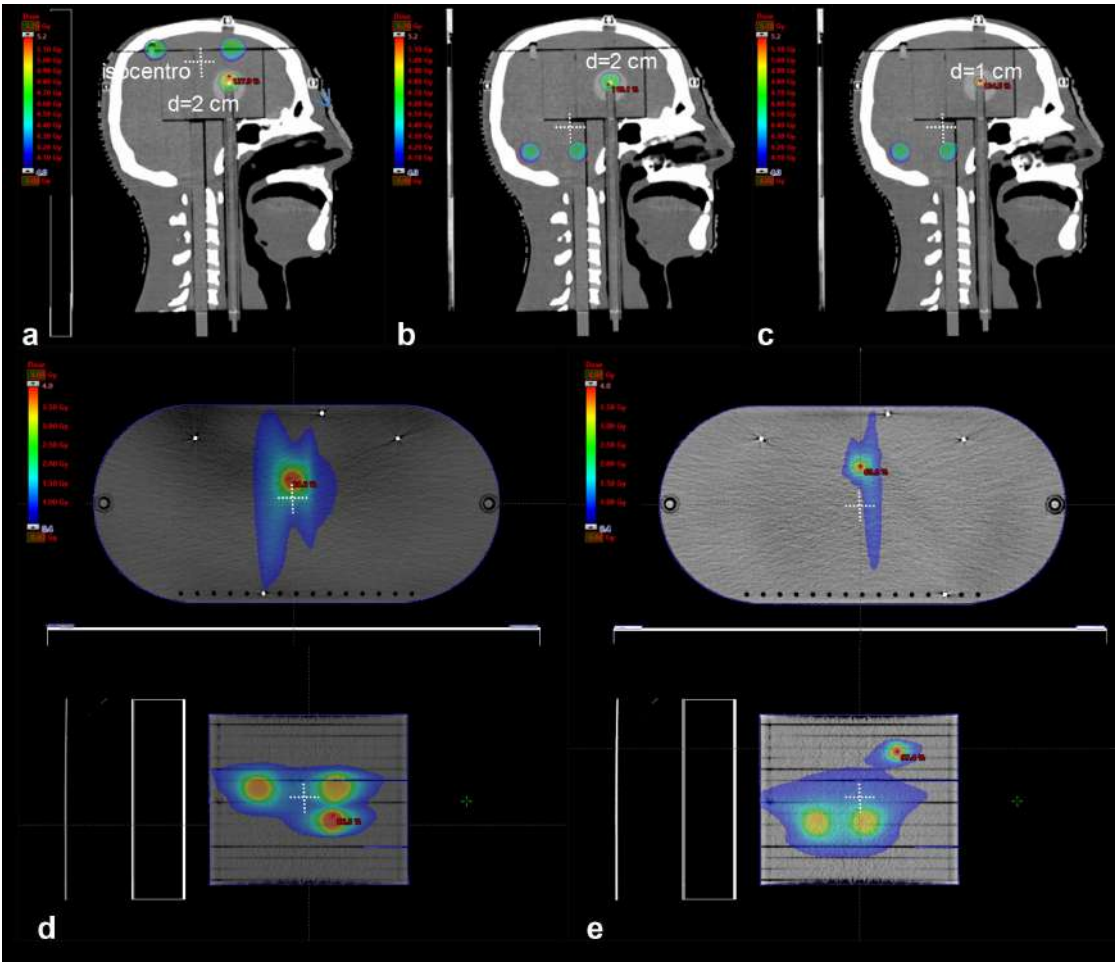


Figure 200: Figura 1

	Plan 1	Plan 2	Plan 3
Diámetro PTV _{est}	20 mm	20 mm	10 mm
Distancia del centro del PTV _{est} al isocentro	30 mm	54 mm	54 mm
Diferencia posición perfil DI med-calc	-0.21 mm		-0.63 mm
Diferencia posición perfil PA med-calc	-0.42 mm		0.23 mm
Diferencia amplitud perfil DI med-calc	1.08 mm		-0.83 mm
Diferencia amplitud perfil PA med-calc	1.07 mm		0.90 mm
γ (3%,3mm)	98.2 %		97.4 %
Diferencia dosis med-calc	0.38 %	0.26 %	-0.67 %

Figure 201: Tabla 1

Orales: Medida de la Radiación - Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 702

Pruebas de puesta en marcha del equipo de control de calidad de tratamientos OCTAVIUS-4D

Autores: José Carlos Ramírez Ros¹ ; Luis Ignacio Zamora Ardoy² ; Clara Isabel Jover Pérez¹ ; Daniel Jimena Hermosilla² ; Eduard Massana Melchor^{None}

¹ Hospital Virgen de las Nieves

² Hospital Universitario Virgen de las Nieves

Corresponding Author: jcamirezros@gmail.com

1 - INTRODUCCIÓN

El empleo de un equipo de verificación de tratamientos de intensidad modulada requiere de medidas y pruebas de control de calidad para su puesta en marcha para uso clínico. Presentamos las pruebas que hemos realizado para el equipo Octavius-4D.

2 - MATERIAL Y MÉTODOS

Hemos puesto en marcha las técnicas VMAT e IMRT en un ALE VersaHD con energías X06 y X06FFF (Elekta). La verificación dosimétrica se realiza mediante el equipo Octavius-4D con matriz 1500 (PTW). El software Verisoft requiere los PDDs para campos entre 26x26 y 2x2 cm². Los hemos corregido por ksat tanto para caracterizar la máquina (DFS=100) como para Octavius (DFS=85) (ver figura 1). La calibración diaria se realiza con tasa 300 UM/min para equilibrar la variación del output con la tasa de dosis. Ajustamos el lateral de la mesa a 0.0 cm y el tamaño de las imágenes del CT para que quepa la mesa.

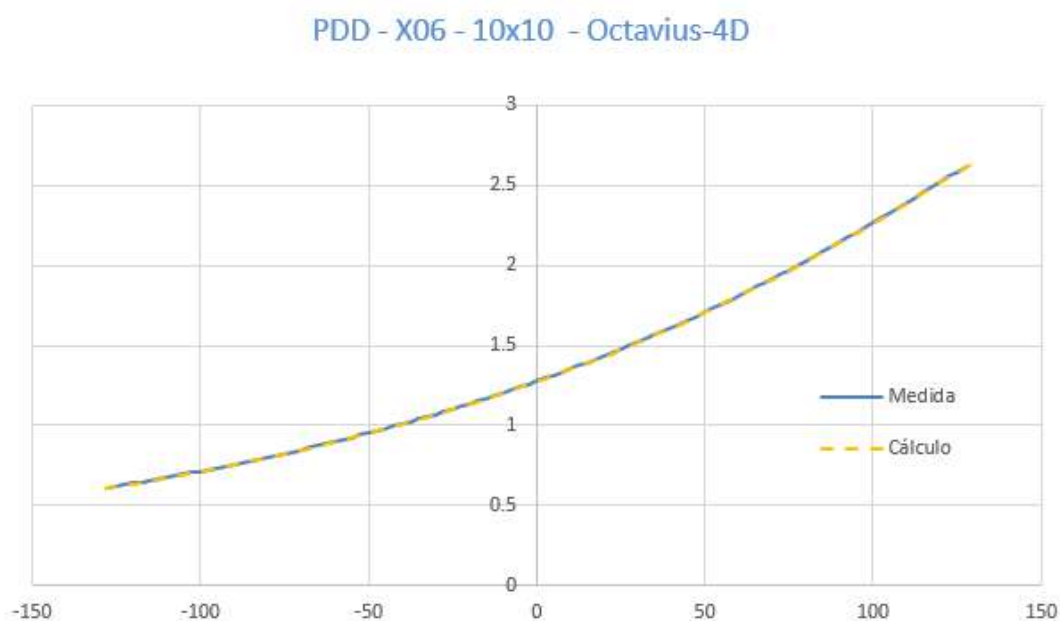


Figure 202:

3 - RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El detector presenta un efecto de aumento en su respuesta con el número de irradiaciones (mayor tasa). Ajustamos la altura del maniquí a 3.7 cm sobre la mesa de tratamiento tanto en TPS y ALE. Resumimos los resultados obtenidos:

- Linealidad con la UM: Inferior a 2% hasta 3 UM.
- Correspondencia de los Factores Campo entre TPS y medida: Menor a 1% hasta 4x4 y 2% hasta 3x3. Valor de la densidad sobrescrita del maniquí de 1 g/cm³.
- Dependencia con la tasa de dosis (UM/min): Variación menor a 1% hasta 75 UM/min.

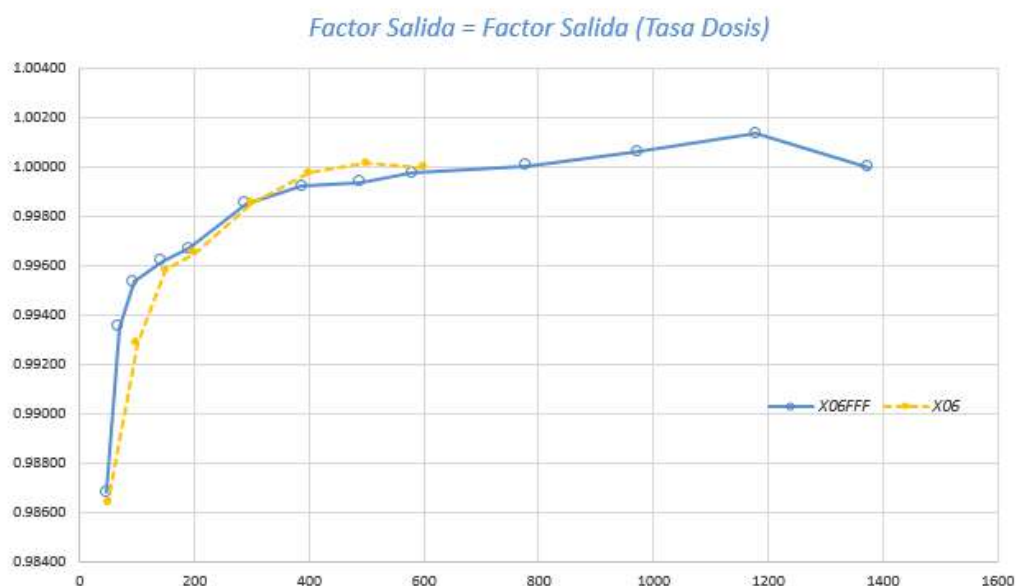


Figure 203: Dependencia con la tasa de dosis

- Transmisión de la mesa de tratamiento: Diferencia inferior a 0.3 % para X06 y 0.2 para X06FFF. Esencialmente independiente del tamaño de campo (entre 20x20 y 5x5). Los valores de densidad de la mesa de tratamiento son 0.6 g/cm³ (parte externa de fibra de carbono) y 0.08 g/cm³ (parte interna de foam).
- Correspondencia entre el ángulo del inclinómetro y el del Gantry: La discrepancia aumenta con el ángulo de Gantry. Hacia 180° CC el inclinómetro presenta un valor menor al del Gantry (hasta -0.8°) y hacia 180° CW presenta un valor mayor (hasta 1.3°).
- Corrección del ángulo del inclinómetro: La discrepancia se puede minimizar realizando un ajuste lineal con ordenada en el origen igual a cero. Hemos realizado un plugin de imageJ en Java que lee los ficheros .xcc de Octavius y corrige el ángulo del inclinómetro.
- Efecto del borde de la mesa: Verificación de campos de MLC asimétricos fuera de eje pasando por el borde de mesa (gantry 130°).
- Medida de campos asimétricos fuera de eje.
- Medida de campos y de planes sencillos.
- Medida de arcos asimétricos fuera de eje.
- Medida de planes de tratamiento de VMAT/IMRT.

4 – CONCLUSIONES

El dispositivo de verificación Octavius-4D presenta un buen comportamiento para diferentes situaciones y variaciones de menos del 2% para campos de hasta 3x3 y 3 UM y de menos de un 1% hasta 75 UM/min.

Orales: Protección Radiológica en situaciones de emergencia y Seguridad de fuentes de radiación / 131

Dosi-app: Aplicación móvil del CSN para la gestión del control dosimétrico en emergencias

Autor: ANTONIO ORTIZ OLMO¹

Co-autores: MIGUEL CALVIN CUARTERO ¹ ; MILAGROS GUERRA MARTINEZ ¹ ; ARANZASU GARCIA MONEDERO ¹ ; PILAR GOMEZ SOTERO ²

¹ *CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

² *Consejo de Seguridad Nuclear*

Corresponding Author: aoo@csn.es

La evaluación de las dosis individuales recibidas por el personal de intervención en las labores de respuesta a una emergencia nuclear o radiológica es un requisito establecido tanto en las recomendaciones internacionales como en la normativa nacional.

Así, el artículo 53 de la Directiva 2013/59/Euratom establece obligaciones asociadas a la exposición ocupacional en emergencia, el requisito 11 del GSR parte 7 del OIEA indica que se deben adoptar las disposiciones necesarias para evaluar lo antes posible las dosis individuales recibidas en las labores de respuesta a una emergencia nuclear o radiológica, el título II del Plan Básico de Emergencia Nuclear exige el control dosimétrico del personal que intervenga en el área afectada por una emergencia nuclear desde el momento en que comience su intervención y disposiciones similares encontramos en la Directriz Básica de planificación de Protección Civil ante el riesgo radiológico.

Para hacer frente a estas exigencias, el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) definió en su momento la operativa y los procedimientos técnicos necesarios para la asignación a cada actuante de dos dosímetros: un dosímetro de termoluminiscencia durante toda la emergencia y un dosímetro de lectura directa para su uso durante cada intervención.

La aplicación móvil Dosi-app desarrollada durante el año 2018 por el CSN es parte de un nuevo sistema de gestión del control dosimétrico en emergencias que incluye el uso de tabletas digitales y tarjetas NFC para la toma de datos y su posterior envío por diferentes vías a la Sala de emergencias del CSN (SALEM) para su evaluación. El sistema asegura el conocimiento de las dosis individuales recibidas durante toda la emergencia, aun en el caso de que la transmisión de información a la SALEM no haya sido posible por pérdida de las comunicaciones.



Figure 204: App Dosi-app

Simposio Técnicos / 778

Radioterapia Guiada por superficie

Autores: Benigno Barbés Fernández^{None} ; MARTA GURPEGUI AZCARATE¹

¹ *Clínica Universidad de Navarra*

Corresponding Authors: bbarbes@unav.es, mgurpeguia@unav.es

El posicionamiento del paciente y sus movimientos son factores clave en la radioterapia externa, especialmente con técnicas avanzadas como IMRT-VMAT: precisan un sistema de guiado.

El seguimiento por superficie presenta ventajas indudables: no utiliza radiaciones ionizantes, es preciso y cómodo. Su limitación principal es la dificultad en posicionar tejidos internos con rastreo superficial.

Usos: a. posicionamiento del paciente, mejorando la precisión: se discute como alternativa al CBCT; b. rastreo a tiempo real del paciente durante el tratamiento; c. seguimiento del ciclo respiratorio.

Papel clave del TER: conocimiento de la técnica y sus limitaciones. Protagonista de la puesta en marcha.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (2) / 314

Análisis de la calidad de imagen dinámica en equipos fluoroscópicos

Autor: Kefrén Sánchez Noriega¹

¹ Hospital Universitario Príncipe de Asturias

Corresponding Author: kefren.sanchez@salud.madrid.org

Introducción

La calidad de imagen de los equipos fluoroscópicos se centra habitualmente en la imagen estática, a pesar de que sus aplicaciones clínicas pueden requerir visualización de estructuras en movimiento y de que algunos algoritmos de reducción del ruido pueden perjudicar la imagen dinámica. A continuación se caracteriza la calidad de imagen en movimiento en equipos fluoroscópicos.

Material y métodos

Se analizó la resolución espacial de dos angiógrafos (hemodinámica y radiología vascular), un telemando y seis arcos quirúrgicos. Para ello se situó un patrón de barras (0,6 pl/mm - 5 pl/mm) sobre un plato giratorio con velocidad angular fija, desplazándose perpendicularmente al radio de giro las líneas a discriminar con velocidades entre 7 cm/s y 17,5 cm/s, siendo del orden del movimiento de ciertas estructuras cardiacas. Estas medidas se realizaron sobre espesores de 10 y 20 cm de PMMA.

Resultados

Los equipos sufrieron un emborronamiento respecto a la imagen estática, incrementándose con la velocidad, v (ver fig. 1), y la duración del pulso de radiación, t_p .

Los angiógrafos presentaron las mejores resoluciones dinámicas, llegando hasta 1,8 PL/mm y 1,2 PL/mm a 7 cm/s (frente a resoluciones estáticas de 2,5 PL/mm y 2,2 PL/mm) para 20 cm de PMMA en el equipo de hemodinámica y de radiología vascular, respectivamente.

Los modos de fluoroscopia de los arcos quirúrgicos no permitieron discriminar ningún test de resolución, excepto el modo de impulso cardiaco de uno de ellos.

La resolución dinámica del telemando se encontró entre la de los angiógrafos y los arcos, mostrando el modo cine una calidad superior a la fluoroscopia.

La resolución espacial dinámica obtenida para 10 cm de PMMA mejoró los resultados anteriores, especialmente para el telemando.

La visualización nítida de la hélice corresponde aproximadamente a 0,9 PL/mm del test de resolución.

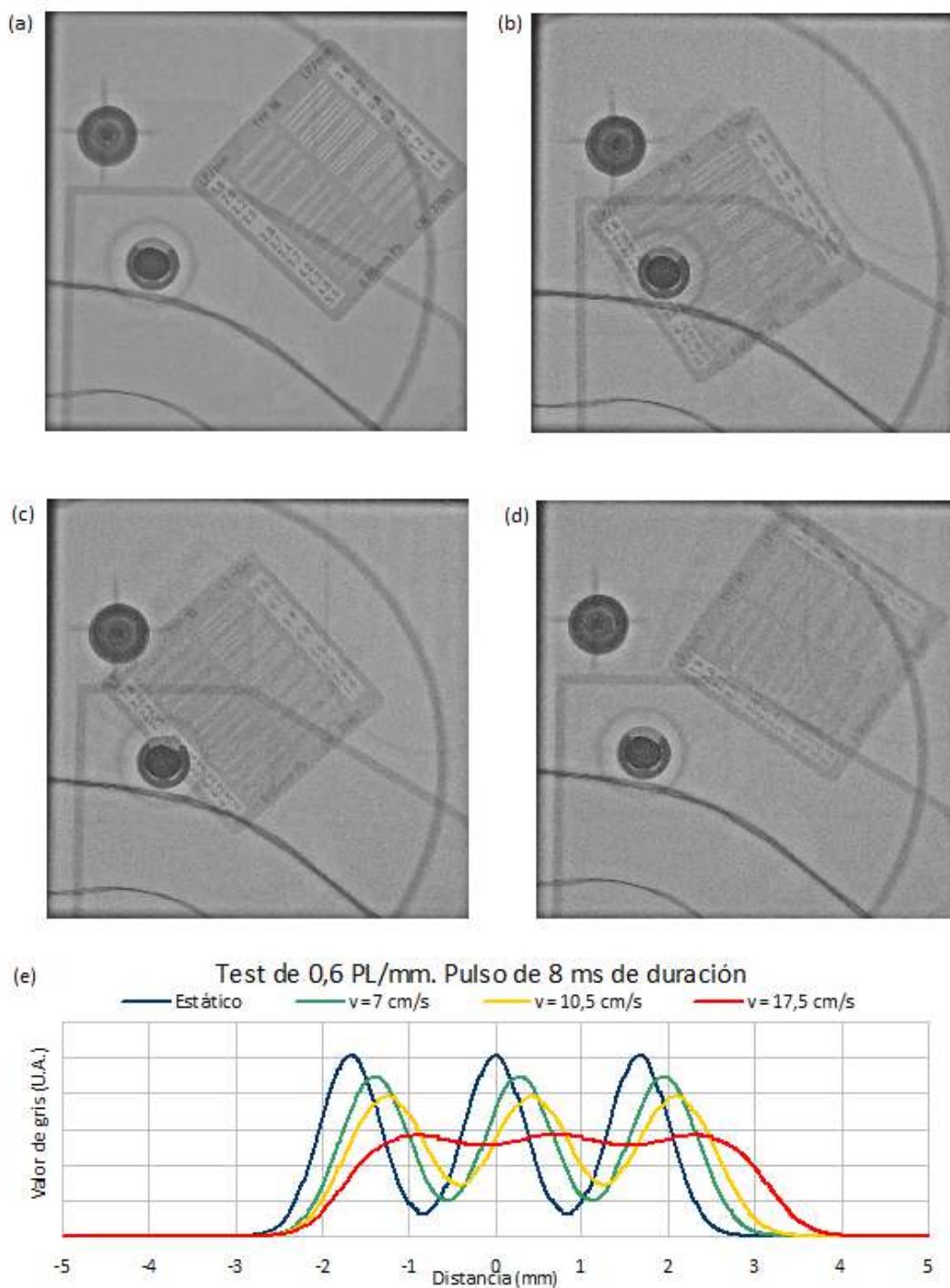


Figure 205: Fluoroscopia estática (a) del equipo de radiología vascular y a velocidades de 7 (b), 10,5 (c) y 17,5 cm/s (d). (e) Simulación del efecto de dispersión del movimiento sobre el grupo de 0,6 PL/mm.

Discusión

Es posible implementar una prueba de control de calidad en la que, para un modo, espesor y velocidad determinados, se debería mostrar una resolución espacial similar a la del estado de referencia. Siguiendo criterios de la prueba estática, parece razonable fijar una tolerancia del 20%.

Puesto que el mínimo espesor observable en el patrón de barras, e , varía linealmente con el producto $v * t_p$ (ver fig. 2), conocido t_p también se podría plantear una prueba de aceptación para equipos de

intervencionismo donde se verifique $e(v) \leq e_0 + v * t_P$ y la ausencia de imagen remanente.

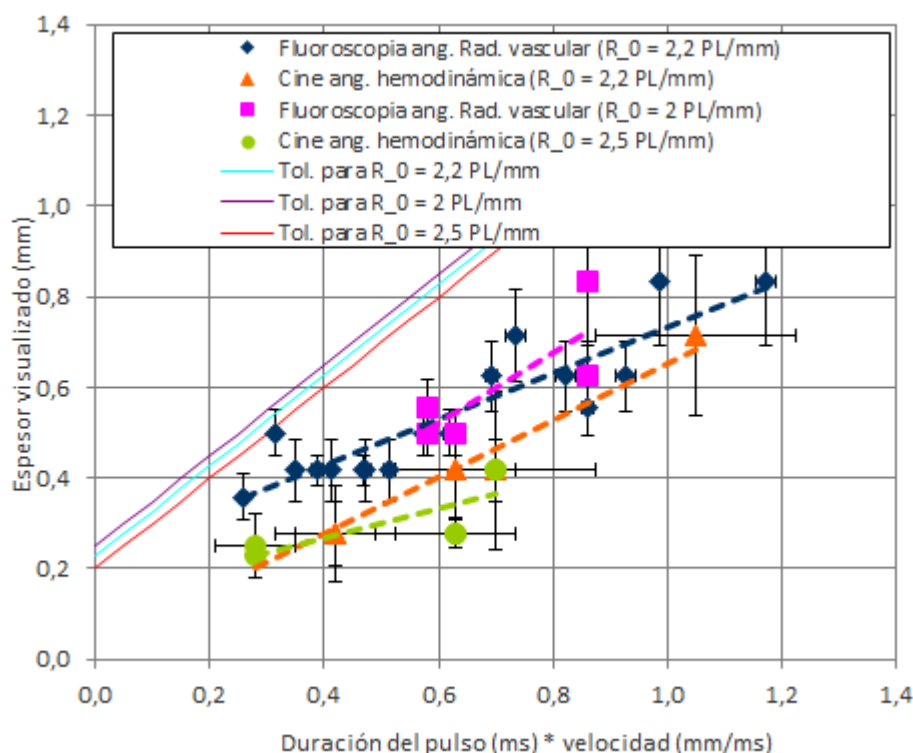


Figure 206: Resolución espacial dinámica evaluada mediante e en función del producto $t_p * v$ obtenida para fluoroscopia del equipo de radiología vascular y cine del equipo de hemodinámica. Nótese que los puntos incluidos comprenden variaciones en el modo seleccionado, velocidad, espesor de PMMA, etc.

Conclusiones

Se caracterizó con éxito el comportamiento de la resolución dinámica en los distintos equipos fluoroscópicos. Esto ha permitido proponer pruebas que evalúen si la calidad de imagen dinámica es adecuada para sus aplicaciones clínicas.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 80

Relevancia del análisis de outliers en la optimizaciones de protocolos de TAC

Autores: Alfredo Serna Berna¹ ; David Ramos² ; Enrique Garcia Angosto³ ; Antonio Garcia-Sanchez⁴ ; Maria Angeles Chans² ; Jose Manuel Benedicto² ; Vicente Puchades^{None} ; Fernando Mata-Colodro^{None}

¹ Hospital General Universitario Santa Lucia

² Hospital GU Santa Lucia

³ General Electric. Universidad Politecnica Cartagena

⁴ Universidad Politecnica de Cartagena.

Corresponding Author: asernaberna@gmail.com

Introducción

Una de las herramientas que ha mostrado su valor en la optimización de las exploraciones radiológicas es el Nivel de Dosis de Referencia Diagnóstico (DRL). Esta herramienta es útil para evaluar de

forma global la optimización del protocolo de exploración, pero no puede emplearse para estudiar la optimización en pacientes individuales. El uso de distribuciones de dosis a la población nos permite identificar estadísticamente datos anómalos en pacientes individuales (outliers).

Proponemos en este trabajo una nueva metodología de optimización de las exploraciones radiológicas basada en la identificación de outliers.

Material y métodos

Hemos empleado TC Siemens Somatom Definition AS+, 128 cortes, con modulación de corriente de tubo y selección automática de kilovoltaje, y el protocolo Adult Head Routine.

Identificamos los outliers empleando una modificación del procedimiento clásico boxplot de Tukey, teniendo en cuenta la forma específica de la distribución del parámetro analizado. Hemos empleado medcouple (MC) para la determinación robusta del sesgo de la distribución. Los límites para la clasificación de outliers

$MC \geq 0 [Q_1 - 1.5 e^{(-4 MC)} IQR; Q_3 + 1.5 e^{(3 MC)} IQR]$

$MC < 0 [Q_1 - 1.5 e^{(-3 MC)} IQR; Q_3 + 1.5 e^{(4 MC)} IQR]$

IQR el rango intercuartílico, Q1 y Q3 el primer y tercer cuartil de la distribución y MC el parámetro medcouple.

Los outliers identificados son analizados en el Comité de Dosis del hospital, formado por radiofísicos, radiólogos, técnicos de radiodiagnóstico, para identificar las causas.

Resultados

Durante el estudio se registraron 1251 exploraciones, de las cuales el 5% (68) fueron marcadas como outliers. En la tabla figuran el resumen de los datos estadísticos extraídos de la distribución de CT-DIvol, DLP, mAs efectivos y longitud del estudio.

Parámetro	Primer cuartil (Q1)	Segundo cuartil (Q2)	Tercer cuartil (Q3)	Medcouple (MC)	Umbral outlier inferior	Umbral outlier superior
CTDIvol, mGy	40	42	45	0.050	33	58
DLP, mGy cm	610	664	724	0.111	500	1081
mAs _{eff}	250	265	281	0.032	210	354
Longitud estudio, cm	150	155	165	0.200	140	226

Figure 207: Tabla

Los outliers superiores de CTDIvol se clasificaron en 3 grupos: Selección inadecuada del protocolo de examen (65%); Brazos u objetos en el Field-of-View (20%); Diámetro anómalo en la región de exploración (15%), mostrados en Figura 2.

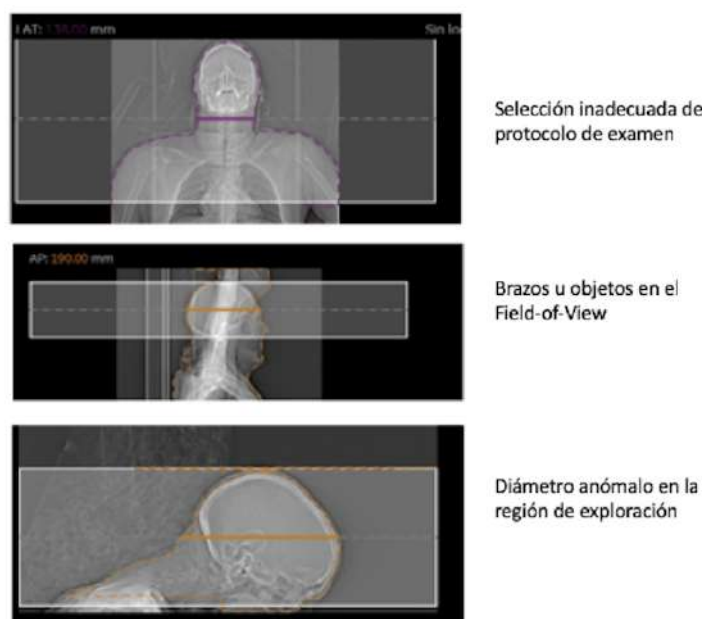


Figure 208: Figura 2

Por otro lado, la principal causa de aparición de outliers inferiores de CTDIvol (90%) fue debido a la adición de nuevas series de exploración correspondientes a otras partes del cuerpo sin cerrar el protocolo inicial de Cabeza abierto para el estudio principal.

Discusión

El uso de DRL exclusivamente para la optimización de los protocolos de TC, aunque de utilidad para la población en general, no es suficiente para identificar el uso inadecuado del TC en determinadas situaciones. Puesto que el número de outliers es normalmente bajo (en nuestro estudio del 5%), no repercuten sobre el valor del DRL, pues se calcula a partir de la mediana de la distribución. Además, en la literatura no existe un procedimiento claro de cómo continuar el proceso de optimización una vez que hemos encontrado que nuestro TC se adecua a los DRLs publicados.

Conclusiones

La identificación y análisis de outliers es una interesante herramienta adicional al uso de DRL para la optimización de los protocolos de exploración radiológica, debiendo tener en cuenta la forma específica de la distribución de dosis para evitar un marcado excesivo de datos a analizar.

Orales: Protección Radiológica del público y del medio ambiente; Vigilancia radiológica ambiental / 659

Desarrollo de un sistema de purificación de agua para la medida de H-3 in situ en tiempo real

Autores: A. Baeza^{None}; J.A. Corbacho^{None}; Y. Miralle¹; F. Guillén^{None}; M.A. Ontalba²; J.F.C.A. Veloso^{None}; C.D.R. Azevedo³; J. Díaz^{None}; M. Martínez-Roig^{None}; N. Yahlali^{None}; C. Roldán⁴; J. Domange^{None}; C. Marquet^{None}; F. Piquemal^{None}; E. Chauveau⁵; J.M. Gil^{None}; A. Moreno^{None}; J. Rodríguez⁶

¹

² Universidad de Extremadura, Laboratorio de Radioactividad Ambiental. Servicio de apoyo a la investigación, Cáceres, Spain

³ I3N - Departamento de Física da Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal

⁴ Universidad de Valencia. Departamento de Física atómica, molecular y nuclear. Burjassot. Spain

⁵ Université de Bordeaux and CNRS, CENBG, Gradignan Cedex, France.

⁶ Junta de Extremadura, Plaza del Rastro s/n. 06800, Mérida, Spain.

Corresponding Author:

Introducción:

En el proyecto TRITIUM se está desarrollando un sistema de monitorización in situ para la medida de niveles de tritio en agua en concentraciones del orden de los niveles de referencia establecidos en las Directivas. Los sistemas de detección que se están diseñando se basan en el empleo de fibras centelleadoras. La emisión beta del H-3 es muy débil, esto implica que su recorrido medio es muy corto (1 μm) y puede quedar atenuada por las impurezas presentes en el agua. Por lo tanto, uno de los requisitos indispensables es la eliminación de estas impurezas mediante un proceso de filtración. Por todo ello, se ha desarrollado un sistema de tratamiento del agua a monitorizar que cumple las siguientes condiciones: El agua obtenida tiene una calidad equivalente al agua desionizada. El sistema trabaja automáticamente y es monitorizado de forma remota.

Material y métodos

El sistema de obtención de agua pura desarrollado se ha instalado en la estación de monitorización de aguas de la RARE junto al canal de descargas líquidas de la C.N. de Almaraz en el río Tajo. Este sistema consta de dos etapas de filtración de aguas que trabajan en paralelo. Inicialmente, el agua se clora para eliminar la materia orgánica. Después, se realiza el desbaste con un filtro de sílex-antracita y otro de granate. A continuación, cada línea de filtración dispone de un filtro autolimpiante de 20 μm . Seguidamente, el agua circula por un filtro de carbón activo. Finalmente, el agua pasa a través de un filtro de polietileno de 1 μm . Para la eliminación de las sales en disolución se emplea un sistema de doble ósmosis configurable. El agua de rechazo de la ósmosis contiene las sales retenidas y es enviada a un depósito de 1 m³. El agua pura producida primero pasa por los detectores de fibra centelleadoras y después es enviada a otro depósito de 1 m³.

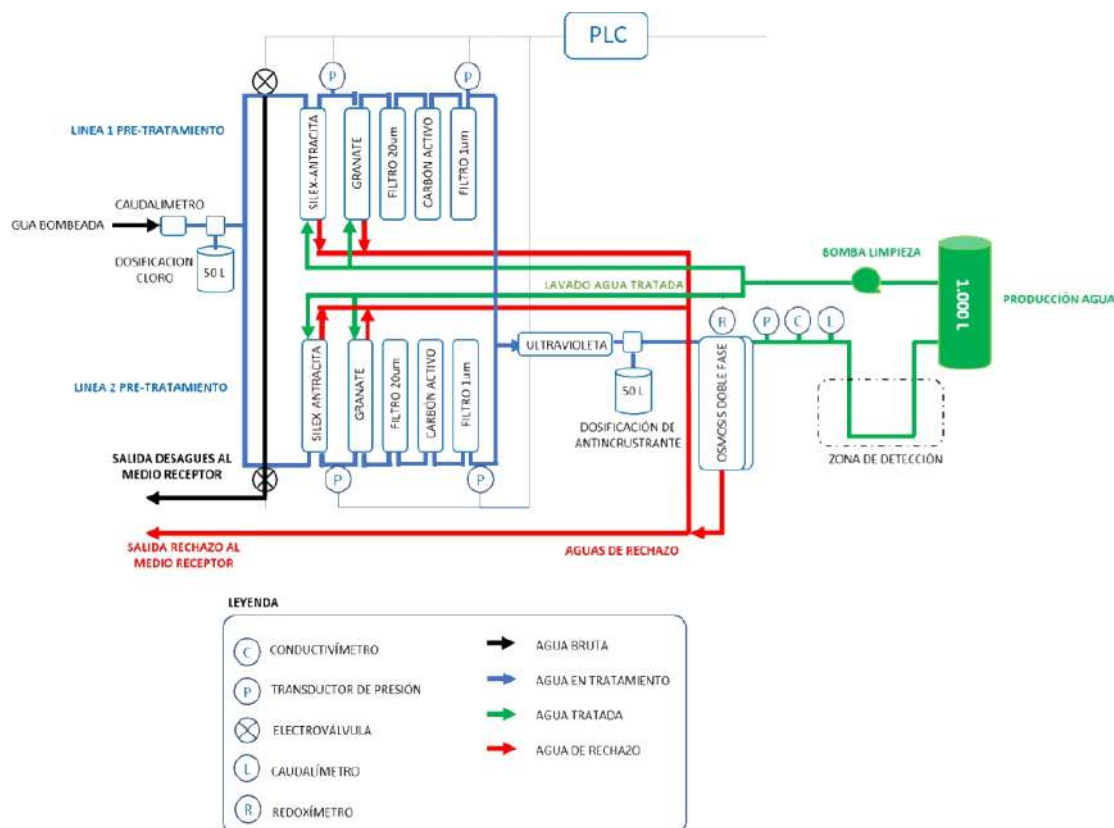


Figure 209: Esquema de la planta

Resultados y discusión:

En la tabla 1 se muestran los resultados de conductividad y los niveles de actividad de H-3 medidos

en el agua de entrada y en las aguas de rechazo de ósmosis y producción realizados en varios test. Como se puede apreciar, existe una significativa reducción de la conductividad del agua hasta valores equivalentes a un agua desionizada. Por otro lado, como era de esperar, los niveles de actividad de H-3 se mantienen constantes, puesto que la planta no realiza modificación alguna en la concentración de este radionucleido.

Test	Conductividad ($\mu\text{S/cm}$)		
	Agua Bruta	Agua rechazo	Agua Purificada
1	958	1632	11,8
2	966	1725	12,04
3	980	1702	17,5
4	987	1692	10,1
Niveles de actividad de H-3 (Bq/L)			
1	24 ± 3	26 ± 4	26 ± 4

Figure 210: Valores de conductividad

Conclusiones:

La planta de obtención de agua pura desarrollada en el marco del proyecto TRITIUM cumple satisfactoriamente con las especificaciones requeridas de calidad de agua para la monitorización in situ de los niveles de actividad de H-3.

Agradecimientos:

Este trabajo ha sido posible llevarse a cabo gracias a la financiación recibido del programa Interreg-SUDOE el proyecto titulado "Diseño, construcción y puesta a punto de estaciones automáticas para el monitoraje en tiempo real de bajos niveles radiactivos de tritio en aguas" o TRITIUM.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (2) / 474

Pruebas de aceptación de conectividad DICOM en equipos de Radiología Digital Directa

Autores: Javier Lupiani Castellanos¹ ; Julio Almansa López² ; Daniel Jimena Hermosilla²

¹ Hospital de Jerez, Cádiz

² Hospital Virgen de las Nieves. Granada

Corresponding Author: jlupianic@gmail.com

Introducción

En el Protocolo Español de Garantía y Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD) se encuentran descritas las pruebas de aceptación, constancia, y a realizar tras cambios en los diferentes equipos de imagen radiológica.

En particular se contemplan diversas pruebas a realizar sobre el PACS que se pueden asociar, en algunos casos, como necesarias a realizar en un equipo tras su instalación o modificación (por ejemplo: actualización de software de una modalidad).

Creemos que el alcance de estas pruebas es insuficiente además de ser conscientes de su escaso cumplimiento (realización).

Por ello pretendemos describir las pruebas realizadas en la aceptación de varios equipos de radiología digital directa así como las principales incidencias detectadas en los aspectos asociados al funcionamiento básico de interoperabilidad/interconexión.

Material/Métodos

Las pruebas se han realizado consistentemente en las pruebas de aceptación de 11 equipos Polyrad SE (Radiología SA) utilizando únicamente la modalidad, el PACS corporativo del SAS (Carestream) y las herramientas ImageJ y dcmk.

Pruebas realizadas:

- **PA001.- Calidad de imagen.** Consistencia en la presentación de las imágenes entre la modalidad y el PACS.
- **PA003.- Control de calidad de la herramienta ROI.** Consistencia entre los valores obtenidos para distintas ROIs en la Modalidad y el PACS.
- **PA004.- Control de calidad de las herramientas geométricas.** Correcta medida en el PACS de las dimensiones de objetos físicos radiografiados.
- **PA005.- Verificación de la integridad de las cabeceras DICOM.** Consistencia en la información generada por la modalidad y la almacenada en el PACS (tags DICOM)
- **PA006.- Verificación de la recepción de estudios en el PACS.** Correcto archivado de todas las imágenes generadas y recuperación desde el PACS.
- **PA007.- Verificación de compresión y transmisión de imágenes.** No degradación de la imagen al ser archivada
- **Lista de Trabajo (WL):** Correcta recepción, interpretación de datos personales e incorporación / mapeo del procedimiento solicitado al equipo.
- **Informes Estructurados de Dosis (RDSR):** Generación y almacenamiento de los mismos en el PACS. Consistencia de la información contenida en estos con la generada por la modalidad.
- **Soporte de funcionalidades:** Imagen “for processing”, ...

Resultados

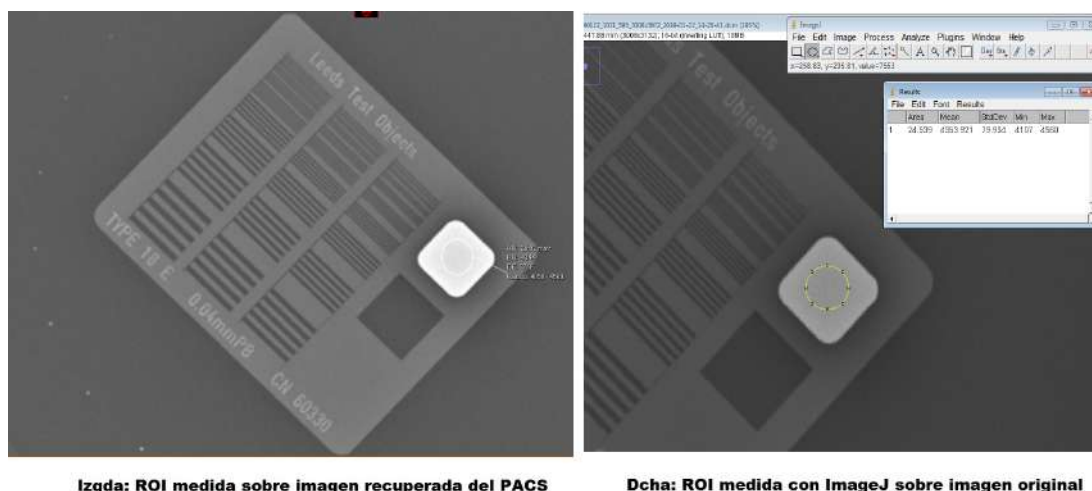


Figure 211: Ejemplo de realización de PA003

Se han detectado durante las pruebas distintas incidencias. Las principales han sido:

- Incorrecto mapeo de pruebas solicitadas (WL).
- Imágenes generadas con información numérica sobreescrita.
- No entrega de las imágenes al PACS. Problemas de “timeout”.
- No activación de la funcionalidad para generar los RDSR.
- No generación de RDSR. Errores en la construcción de los mismos.
- Inconsistencia en la configuración DICOM entre equipos (Station Name, ...)

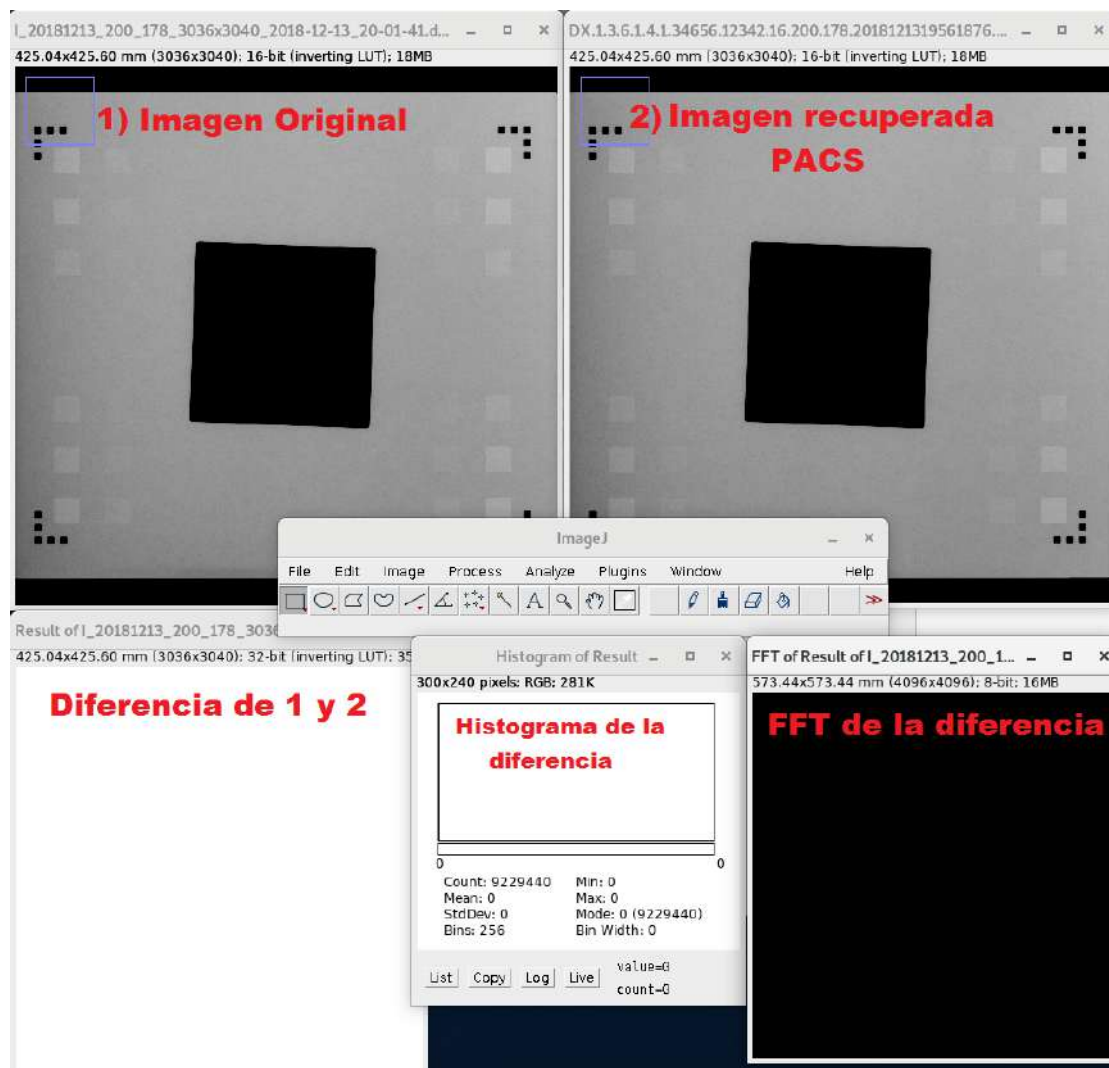


Figure 212: Ejemplo de realización de PA007

Conclusiones

Ante las incidencias detectados creemos conveniente insistir en la necesidad de la realización de controles de la conectividad DICOM en los nuevos equipos a instalar, e incluso revisar los ya instalados, para evitar pérdida de información útil y asegurar el pleno cumplimiento del RD 1976/1999.

Es de destacar la no necesidad de adquisición de material al poder realizarse todas las pruebas exclusivamente con software gratuito.

Nueve años registrando y analizando incidencias en Radioterapia externa

Autores: Mercè Beltran¹ ; Andrea Varo Curbelo²

¹ Hospital Vall d'Hebron

² Servei de Física i PR. Hospital Vall d'Hebron

Corresponding Author: mbeltran@vhebron.net

Introducción

Con el objetivo de mejorar la seguridad de los pacientes que reciben Radioterapia (RT), en el año 2009 se implementó un sistema de notificación de incidencias (SNI) interno. En este trabajo se explica nuestra experiencia y se analizan las incidencias registradas a lo largo de estos años.

Metodología

Inicialmente se constituyó un Grupo de Seguridad en Radioterapia constituido por diferentes profesionales que intervienen en el proceso de RT. Se desarrolló un SNI específico para RT, basado en el registro de incidencias Radiation Oncology Safety Information System (ROSIS), de la Sociedad Europea de Radioterapia y Oncología (ESTRO). Se utilizó la base de datos Acces de Microsoft.

Las funciones de los miembros del grupo son la gestión y análisis de las incidencias notificadas en el SNI y proponer acciones que reduzcan la frecuencia y gravedad de los incidentes.

Resultados

Se han registrado 1708 incidencias. Los técnicos de RT son los profesionales que más eventos reportan, seguidos de los especialistas en RT y de los técnicos de Física. La distribución de las incidencias agrupadas según los tipos errores que las provocan se muestra en la figura 1. El número de incidentes relacionados con el mal funcionamiento del equipo o de la red informática es inferior al 0.5%, el resto de sucesos se producen por errores humanos.

Se registraron 43 incidentes que afectaron a la seguridad del paciente, donde una o más fracciones del tratamiento no se administraron tal como se habían prescrito o planificado. Se identificaron 130 sesiones administradas incorrectamente. En la figura 2 se distribuyen los tipos de fallos en función del número de pacientes afectados y de las sesiones administradas incorrectamente. Se observa que la colocación del bolus, la posición del paciente, el uso incorrecto de un inmovilizador o la programación del tratamiento en la red son eventos poco frecuentes y afectan a pocos pacientes pero son difíciles de detectar y repercuten en varias sesiones. Otros incidentes, como el error en la posición del isocentro, son más frecuentes pero gracias a los protocolos de radioterapia guiada por imagen (IGRT) se detectan entre las primeras sesiones.

Las acciones de mejora implantadas han sido ; actualización de protocolos, listas de verificación y acciones formativas.

Discusión

Los eventos que han afectado a la seguridad del paciente reportados en ROSIS son un 50% en cambio en nuestro SNI representan 2.5 % del total de sucesos. Indicando que en SNI no solo se comunican errores que repercuten a la seguridad del tratamiento sino que, adicionalmente, se notifican problemas como la comunicación interna o mala ejecución de protocolos que de no ser tratados podrían repercutir a la seguridad.

Muchos hospitales disponen de sistemas de notificación de incidencias genéricos pensados para notificar caídas, errores en medicación...en estos sistemas es posible reportar incidentes en RT pero generalmente la explotación de los datos es externa y limitada.

Conclusión

Los incidentes que afectan a la seguridad del paciente son en su mayoría errores humanos relacionados con la ejecución de las diferentes fases que constituyen el proceso de la RT.

Un SNI permite registrar y analizar los fallos que se producen en los procedimientos y aporta información sobre los puntos críticos donde se debe actuar para mejorar la seguridad del paciente. La implementación de un SIN requiere de la implicación y formación en la cultura de la seguridad de todos los profesionales que intervienen en las distintas etapas de la RT.

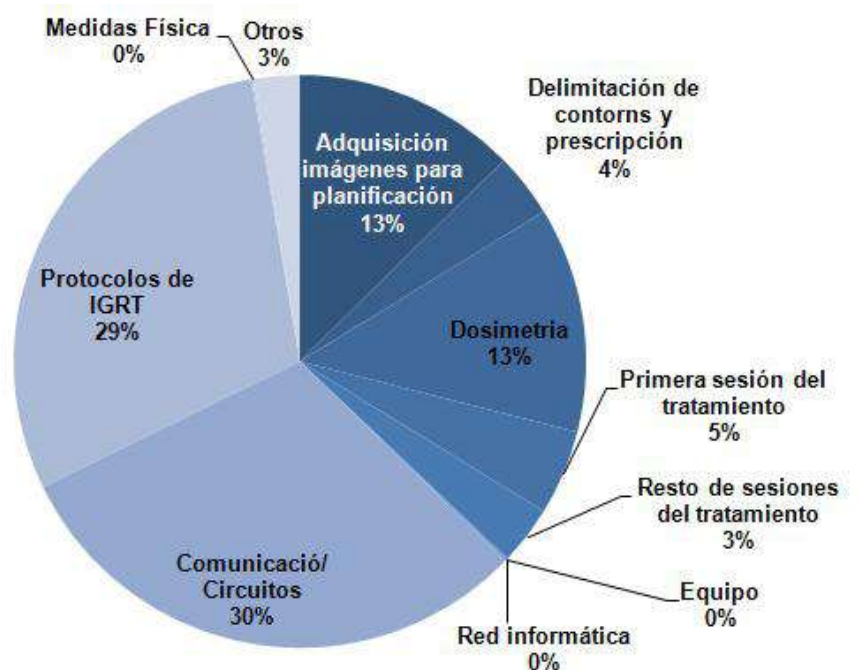


Figure 213: Tipos de errores que causan incidentes en radioterapia

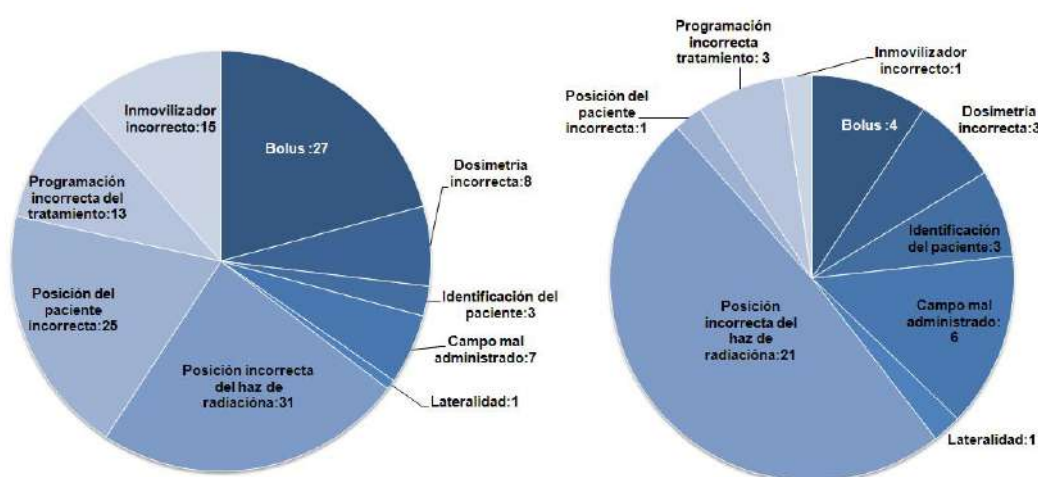


Figure 214: Izquierda. Número de sesiones administradas incorrectamente . Derecha. Número de pacientes con sesiones administradas incorrectamente

Orales: Protección Radiológica del público y del medio ambiente; Vigilancia radiológica ambiental / 423

MÉTODO ANALÍTICO PARA DETERMINAR LA CONCENTRACIÓN DE ACTIVIDAD DE RADIONÚCLIDOS DE PERIODO CORTO

Autores: Saroa Rozas Guinea¹ ; Raquel Idoeta Hernandorena² ; Margarita Herranz³ ; Fernando Legarda Ibáñez¹

¹ UPV/EHU

² *Universidad del País Vasco UPV/EHU*³ *UPV***Corresponding Author:** raquel.idoeta@ehu.eus**Introducción**

La medida de radionucleidos de periodo corto en una cadena radiactiva mediante la técnica de espectrometría gamma puede conducir a valores erróneos de actividad debidos a que éstas están variando mientras se lleva a cabo el recuento en el espectrómetro. En estos casos, los programas de análisis de espectros comerciales permiten considerar la desintegración radiactiva durante el recuento mediante la ley de desintegración radiactiva de forma exponencial negativa. El usuario de estos programas de análisis solo puede seleccionar el periodo de semidesintegración que va a usar en dicha función para el radionucleido en cuestión, que puede ser la del propio radionucleido o la de su progenitor en la cadena radiactiva, dependiendo de si se puede asumir equilibrio radiactivo. Pero esta suposición no siempre es fácil de realizar. Por ejemplo, cuando se determina la concentración de actividad en aire a través de la medida de los radionucleidos recogidos en un filtro, los productos de vida corta como el Pb-214 y Bi-214 están evolucionando durante el recuento, y su progenitor, el Rn-222 está sólo parcialmente recogido en el filtro.

Método

El método analítico que se propone es la aplicación de las ecuaciones de desintegración y crecimiento radiactivo a las cuentas registradas bajo los fotopicos observados en la espectrometría gamma, resolviendo dichas ecuaciones considerando condiciones iniciales según la situación y obteniendo las actividades verdaderas de cada radionucleido de la serie radiactiva.

Resultados y conclusiones

Hemos aplicado el método propuesto para determinar la concentración de actividad de los isótopos de periodo corto productos del radón medidos en filtros de aire obteniendo resultados acordes a los obtenidos en la literatura. Asimismo, se ha aplicado el método a muestras de un ejercicio de intercomparación de la OIEA dedicado al análisis de emisores de periodo corto, obteniendo resultados satisfactorios.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 261

Determinación de la dosis paciente en radiología intervencionista y cardiología intervencionista mediante el programa de Monte Carlo de transporte de radiación MC-GPU

Autores: David Fernández Bosman¹ ; Víctor García Balcaza² ; Merce Ginjaume³ ; Clara Delgado Soler⁴ ; María Amor Duch Guillén⁵

¹ *Universitat Politècnica de Catalunya*² *Universitat Politècnica de Catalunya*³ *Universitat Politècnica de Catalunya*⁴ *Hospital Vall d'Hebron*⁵ *UPC***Corresponding Author:** david.fernandez.bosman@upc.edu**Introducción**

La Directiva 2013/59-EURATOM establece normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a las radiaciones ionizantes. En el artículo 60, se especifica que el equipo utilizado para radiología intervencionista y cardiología debe informar de los parámetros relevantes para evaluar la dosis del paciente. Este estudio presenta la validación preliminar del código de Monte Carlo MC-GPU (Badal y Badano, 2009) que permite determinar en tiempos del orden de 1-2 minutos la distribución de la dosis en la piel para procedimientos intervencionistas simples. El trabajo se está desarrollando en el marco del proyecto europeo MEDIRAD H2020.

Material y métodos

El nuevo código MC-GPU se ha empleado para calcular la distribución de dosis en un paciente para

varias proyecciones de rayos X. El código MC-GPU implementa un algoritmo de simulación Monte Carlo de múltiples subprocesos para el transporte de rayos X en una geometría voxelizada y se ejecuta en GPU NVIDIA, que aceleran considerablemente la simulación con respecto a la ejecución en una sola CPU.

El estudio que se presenta incluye una primera verificación comparando los resultados de MC-GPU con los resultados del programa de simulación de Monte Carlo, bien validado, PENELOPE /PenEasy. La comparativa se ha llevado a cabo en geometrías simples y en el maniquí antropomórfico Duke, que corresponde a un hombre de 34 años de la Familia Virtual. Los cálculos con MC-GPU se han realizado utilizando una tarjeta gráfica GeForce GTX 1080Ti y en el caso de PENELOPE/penEasy un procesador Intel® Core™ i7-3820 CPU.

La segunda parte del estudio consiste en la validación del programa comparando los resultados de simulación con medidas de dosimetría termoluminiscente efectuadas en el Departamento de Hemodinámica del Hosp. Vall d'Hebrón de Barcelona utilizando maniqués en forma de bloque de material equivalente a agua, pulmón y hueso. Las irradiaciones se han realizado con el equipo de rayos X Philips Allura Clarity FD10.

Resultados

Los resultados de simulación muestran muy buena concordancia, con diferencias por debajo del 1% para geometrías simples y dentro de incertidumbre para el maniquí antropomórfico. Además, ambos códigos identificaron la dosis máxima en la misma posición. Uno de las principales ventajas de MC GPU es la reducción en los tiempos de computación. El tiempo de ejecución de PENELOPE en una sola CPU llevó de 100 a 1000 veces más que la misma simulación implementada en MC-GPU con una única tarjeta gráfica.

Para la comparación de los resultados de simulación con las medidas mediante dosímetros termoluminiscentes se han normalizado los cálculos con las medidas de producto kerma área registradas en el equipo de rayos X. Las diferencias para las distintas configuraciones ensayadas han sido en general inferiores al 10%.

Conclusiones

Se ha verificado que MC-GPU es una buena herramienta para las estimaciones de las dosis en órganos y para la determinación de la dosis máxima en piel en pacientes de radiología intervencionista. Los tiempos de cálculo permiten obtener la información dosimétrica en tiempos cortos (del orden de minutos) una vez finalizado el procedimiento. Actualmente, se está trabajando para poder simular procedimientos más complejos con varias proyecciones y también para disponer de una herramienta que permita disponer en tiempo real o al acabar el procedimiento de los datos radiológicos de la consola de rayos X.

Este estudio ha recibido financiación del programa de investigación y formación 2014-2018 de EURATOM en virtud del acuerdo de subvención nº 755523.

Orales: Protección Radiológica del público y del medio ambiente; Vigilancia radiológica ambiental / 413

¿Es suficiente el uso de organismos de referencia en las evaluaciones del impacto radiológico para proteger a todas las especies de un determinado entorno?

Autores: Juan Carlos Mora Cañadas¹; Benoit Charrasse²; Amanda Anderson³; Justin Smith⁴; Emilie Cohenny²; Ari T.K. Ikonen⁵; Ville Kangasniemi⁵; Benjamin Zorko⁶; Yuri Bonchuk⁷; Lea Beaumelle⁸; Nipun Gunawardena^{None}; Valeria Amado⁹; Ludovit Liptak¹⁰; Elizabeth Leclerc¹¹; Diego Telleria¹²

¹ CIEMAT

² CEA

³ DoE

⁴ PHE

⁵ Envirocase

⁶ JSI

⁷ RPI⁸ IDIV⁹ ARN¹⁰ ABMerit¹¹ ANDRA¹² OIEA**Corresponding Author:** jc.mora@ciemat.es

Introducción

El riesgo radiológico sobre la biota no humana se evalúa, para cualquier situación de exposición, utilizando organismos de referencia (ROs) o Animales y Plantas de Referencia (RAPs). Sin embargo, todavía se considera abierto el problema de si el uso de un mayor número de especies mejoraría la capacidad de demostrar la protección del medio ambiente.

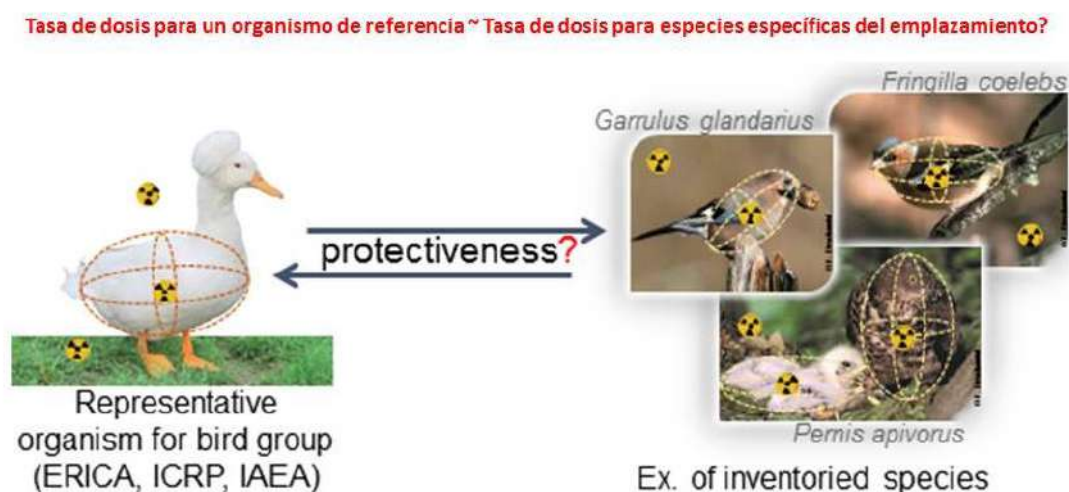


Figure 215: ¿Es suficiente llevar a cabo la evaluación sobre los organismos de referencia?

Dentro del proyecto internacional del OIEA MODARIA II se realizó este trabajo, donde se estudió la representatividad sobre una lista más amplia de fauna, en términos de características geométricas y de hábitos, para las evaluaciones de riesgo radiológico en descargas rutinarias desde una instalación nuclear: el Centro de Cadarache.

Materiales y métodos

Se evaluó una lista de especies animales terrestres, recopilada a partir de inventarios ecológicos realizados alrededor del centro de Cadarache.

Un primer estudio alrededor del centro realizó un inventario de más de 400 especies de fauna terrestre, que luego se filtraron para reducir el número a 28, para las cuales se realizaron las evaluaciones de dosis. A pesar de las diferencias entre geometrías entre las especies inventariadas y las ROs, las tasas de dosis absorbidas calculadas para ambas fueron muy próximas (un factor dos). Independientemente del organismo estudiado, las tasas de dosis absorbidas calculadas para el escenario de descarga estaban relacionadas, principalmente, con la exposición interna, en particular para el tritio (³H) y el carbono 14 (¹⁴C), demostrando que existiría una diferencia de tasas de dosis aceptable entre especies del mismo grupo de organismos.

Además, se llevaron a cabo análisis de sensibilidad para determinar si el uso de ROs genéricos predefinidos era suficiente para asegurar una protección de las especies en peligro de extinción adecuada. Se observó que por cada radionúclido la diferencia entre las evaluaciones para las especies específicas del sitio y las ROs es poco probable que superen un factor 3.

Resultados y Conclusiones

El resultado de esta evaluación indica que el uso de ROs genéricos para evaluar el riesgo radiológico de la biota no humana cubre de forma suficientemente conservadora el de otras especies, incluidas las que están en peligro de extinción.

Este trabajo da consistencia a las aproximaciones recomendadas actualmente por los organismos internacionales, demostrando que cualquier especie de fauna, incluidas las especies en peligro de extinción, estarán protegidas si una evaluación sobre los Ros indica que las tasas de dosis absorbidas se encuentran por debajo de los valores de referencia, en el caso de vertidos rutinarios a la atmósfera. Trabajos posteriores deben confirmar que estos resultados son también válidos para un rango más amplio de radionucleidos, incluyendo a los gases nobles, el efecto de la descendencia de radionucleidos y otras vías de exposición, extendiendo el estudio a la flora y a otros ecosistemas.

REFERENCIAS

ICRP, 2003. *A framework for assessing the impact of ionising radiation on non-human species*. ICRP publication 91. Ann. ICRP 33 (3).

ICRP, 2014. *Protection of the environment under different exposure situations*. ICRP publication 124. Ann. ICRP 43 (1).

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (2) / 512

Ajuste del Índice de Exposición en una sala de radiografía digital con paneles planos de CsI. Aplicaciones.

Autores: Víctor Raposo¹; Santiago Miquélez¹; Aitor Fernández¹; Daniel Martínez¹; Fernando Caudepón¹; Naiara Fuentemilla¹; Santiago Pellejero¹; Fernando Mañeru Cámara¹; Laura Bragado¹; Rocío Estrada García¹; Anastasio Rubio¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

Corresponding Author:

Introducción:

Hasta la estandarización del Índice de Exposición en el documento IEC 62494-1 cada fabricante de equipos de diagnóstico médico empleaba su propio indicador de dosis. Cada indicador venía definido para diferentes condiciones de exposición y relaciones con respecto a la exposición o kerma en aire, lo que suponía dificultades en su uso. La idea inicial para el uso de los indicadores de dosis era la de constatar la radiación que alcanzaba en cada exposición el receptor de imagen, lo que permitía decidir si las condiciones de exposición eran óptimas. Con una magnitud normalizada su utilización en el ajuste del control automático de exposición es más sencilla.

Material y método:

Ajuste del Índice de Exposición

Siguiendo el protocolo del fabricante se introduce el factor de conversión de valor de píxel a kerma en condiciones RQA5 definidas en el documento IEC 61267. En un sistema con dependencia lineal, la relación entre valor de píxel de una ROI tomada en una imagen producida por un kerma en aire a la entrada del receptor Ka es $PV=a \cdot Ka+b$. Como la definición del EI en condiciones RQA5 es $EI=100 \cdot Ka$ el sistema obtiene el valor de EI que indica a partir del valor de píxel de una ROI mediante la expresión

$$EI = 100 \cdot \frac{PV - b}{a}$$

Figure 216:

,dónde PV, es una medida de tendencia central.

Condiciones diferentes a RQA5

Existe una respuesta no plana del receptor de imagen con la energía del haz. El error en la estimación del kerma, utilizando un rango de espesores de PMMA de 5 a 25cm y de kilovoltaje de 40 a 130kV en condiciones similares a las clínicas, puede ser superior al 75% para espesores y kilovoltajes bajos, siendo siempre inferior al 25% para espesores superiores a 10cm de PMMA y 70kV.

Ajuste del CAE

Para un rango de PMMA y kilovoltajes se obtienen los coeficientes que relacionan en cada combinación el Ka incidente con el EI indicado

$$EI_{PMMA,kV} = C_{PMMA,kV} \cdot K_a$$

Figure 217:

(tabla 1). El uso de estas ecuaciones permite determinar el funcionamiento del CAE del equipo en las condiciones reseñadas, no obstante se puede hacer una parametrización de manera que se puede estimar el Ka a partir de cualquier valor de kV y espesor de PMMA dentro del rango de valores empleados. La parametrización consiste en obtener los coeficientes que definen un polinomio de grado 3 en las variables kV y PMMA (tabla 2).

Resultados:

kV	PMMA	C	kV	PMMA	C
40	5	0.303	130	15	1.124
60	5	0.474	60	20	0.781
80	5	0.847	90	20	1.105
50	10	0.550	110	20	1.169
90	10	1.022	130	20	1.114
120	10	1.113	60	25	0.782
40	15	0.400	80	25	1.031
80	15	1.000	110	25	1.154
100	15	1.131	130	25	1.074

Tabla 1. Valores de $C_{PMMA,kV}$ para diferentes combinaciones de PMMA y kV normalizados a $C_{15cm,80kV}$

Figure 218:

variable	Cte.	kV	PMMA	KV ²	PMMA ²
Coeficiente	-0.629	0.025	$7.68 \cdot 10^{-3}$	$-1.11 \cdot 10^{-4}$	$-7.51 \cdot 10^{-4}$
Variable	kV·PMMA	kV ² ·PMMA	kV·PMMA ²	kV ³	PMMA ³
coeficiente	$5.14 \cdot 10^{-4}$	$-2.68 \cdot 10^{-6}$	$-2.72 \cdot 10^{-6}$	$6.14 \cdot 10^{-8}$	$8.23 \cdot 10^{-6}$

Tabla 2. Valores de los coeficientes de un polinomio de grado 3 en kV y PMMA. Cada coeficiente está asociado a su variable.

Figure 219:

Conclusiones:

El EI es una herramienta que permite, además de indicar la dosis en el receptor de imagen, verificar el ajuste del CAE. Para minimizar los errores en la tarea se pueden obtener las relaciones entre EI y Ka en distintas condiciones de exposición, o parametrizar los resultados aumentando las posibilidades en lo que al empleo de diferentes espesores de PMMA y kV se refiere obteniéndose unos resultados con errores inferiores al 8% en combinaciones no extremas de kV y PMMA.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 308**Estimación de dosis en cristalino de pacientes pediátricos en el tratamiento de retinoblastoma****Autor:** Alba Obesso de Diego¹**Co-autores:** Luis Alejo Luque² ; Carlos Huerga Cabrerizo ; Eva Corredoira Silva²¹ *Looking for internet*² *Hospital Universitario La Paz***Corresponding Author:** albaobesso@gmail.com

Introducción: El retinoblastoma representa el 3% de los cánceres en niños menores de quince años. El tratamiento pediátrico estándar para salvar el ojo afectado es la quimioterapia intra-arterial supras-electiva realizada en salas de neurorradiología intervencionista. El objetivo de este estudio fue determinar el Nivel de Referencia Diagnóstico (NRD) correspondiente al procedimiento (valor típico), estimar la dosis absorbida en cristalino de los pacientes pediátricos y estudiar la relación entre los indicadores de dosis y la dosis en cristalino.

Materiales y métodos: En el hospital Universitario la Paz se cuenta con dos salas intervencionistas en las que se realizan tratamientos de retinoblastomas utilizando quimioterapia intra-arterial supras-electiva. En las salas se ha instalado un software de gestión de dosis que trata estadísticamente los indicadores de dosis proporcionados por el equipo, en términos del producto dosis área (P_{KA}) y del kerma en aire en el punto de referencia intervencionista ($K_{a,r}$). El valor típico se obtiene calculando la mediana de las distribuciones de dosis correspondientes. La estimación de la dosis absorbida en cristalino, en términos del kerma en aire en la superficie de entrada ($K_{a,e}$), se obtiene con dosímetros fotoluminiscentes colocados en los párpados del paciente en las intervenciones.

Resultados: Los valores típicos de P_{KA} y $K_{a,r}$ fueron $16 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ y 130 mGy , respectivamente ($n=35$). En el ojo izquierdo, la dosis media absorbida fue de $37.94 \pm 0.85 \text{ mGy}$, y $10.85 \pm 0.25 \text{ mGy}$ en el ojo derecho ($n=10$). Hubo una buena correlación entre la dosis en cristalino por procedimiento y los indicadores de dosis, con un $R^2 > 0.65$ para ambos ojos.

Discusión: Teniendo en cuenta la limitada bibliografía existente sobre NRDs en neurorradiología intervencionista pediátrica, es posible considerar nuestro resultado local como una primera aproximación a estos valores. La buena correlación entre los indicadores de dosis y la dosis en cristalino permite deducir que es posible superar el límite de aparición de cataratas radio-inducidas en aproximadamente 10 sesiones de quimioterapia intra-arterial guiada con escopia.

Conclusión: Se ha obtenido un valor de dosis típico para los procedimientos intervencionistas de quimioterapia intra-arterial pediátrica. Además, se ha demostrado que es posible obtener una buena estimación de la dosis en cristalino utilizando los indicadores de dosis proporcionados por el equipo intervencionista. Utilizando esta información, se concluye que el umbral de aparición de cataratas radio-inducidas puede superarse en más de 10 sesiones de tratamiento.

Orales: Protección Radiológica del público y del medio ambiente; Vigilancia radiológica ambiental / 325**FACILITAR EL ACCESO Y DAR VISIBILIDAD A LAS INFRAESTRUCTURAS PARA HACER I+D EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA: AIR² Y AIR²D²****Autores:** Almudena Real Gallego¹ ; Maria Panagiotopoulou² ; Jean-Michel Dolo² ; Laure Sabatier² ; Miembros del WP6 de CONCERT* None¹ *Centro de Investigaciones Energéticas Medio Ambientales y Tecnológicas (CIEMAT),*² *Commissariat à l'Energie Atomique et aux Energies Alternatives (CEA)*

Corresponding Author: almudena.real@ciemat.es

Introducción

En 2009, el informe del HLEG (High Level Expert Group) destacó la necesidad específica de centrarse en las infraestructuras en protección radiológica. Desde entonces, los grandes proyectos de Euratom (DoReMi, OPERRA, STAR, etc.) han dedicado tareas específicas a las infraestructuras, llegando a la conclusión de que si bien las infraestructuras más necesarias para realizar I+D en protección radiológica ya están disponibles, los usuarios en muchos casos no tienen acceso a la información, siendo el acceso a dichas infraestructuras una limitación importante. Esto ha llevado a que en el proyecto EJP-CONCERT (European Joint Programme for the Integration of Radiation Protection Research), el paquete de trabajo 6 - Acceso a Infraestructuras (WP6), se centre en aumentar la visibilidad de las infraestructuras de alta calidad disponibles para realizar I+D en cualquiera de las disciplinas de protección radiológica, y facilitar el acceso de investigadores y estudiantes a dichas instalaciones. El término “infraestructuras” comprende las denominadas grandes infraestructuras que incluyen: plataformas de exposición (para irradiación externa e interna), cohortes epidemiológicas, bancos de muestras, bases de datos, plataformas analíticas (e.g. instalaciones de dosimetría biológica y laboratorios ómicos) e infraestructuras de cálculo (e.g. modelos y herramientas).

Materiales y métodos

Para dar visibilidad a las infraestructuras que permiten realizar I+D en protección radiológica, el WP6 del EJP-CONCERT ha implementado dos herramientas: la base de datos AIR²D² (Access to Infrastructures for Radiation protection Research Documented Database) y el boletín mensual AIR² (Access to Infrastructures for Radiation protection Research).

Resultados y conclusiones

La base de datos AIR²D² (<http://www.concert-infrastructures.eu>) es una herramienta de comunicación y difusión fácil de usar, que sirve como un portal web para guiar a los investigadores en su elección de infraestructuras (98 enumeradas hasta la fecha). Para ayudar en la búsqueda hay disponibles mapas dinámicos y funciones de filtro para cada una de las subcategorías de infraestructuras mencionadas anteriormente, así como un mapa global con criterios comunes (detalles de contacto, dirección, etc.), que ofrece una visión global de todas las Infraestructuras incluidas en AIR²D². Los resultados de una búsqueda se pueden exportar a un archivo csv o Excel. Está previsto añadir diversos tipos de material de apoyo (imágenes, tablas, folletos, etc.) con el fin de transformar AIR²D² en una “base de datos documentada”. Se invitará a los usuarios a dar su opinión sobre las infraestructuras incluidas.

El boletín AIR² (publicado desde octubre de 2015), presenta toda la información disponible sobre las infraestructuras relacionadas con la investigación en protección radiológica, habiendo alcanzado su número 33 con 99 infraestructuras presentadas. La lista de distribución de AIR² comprende más de 1.000 personas y está creciendo día a día, gracias a los blogs, boletines y sitios web que presentan el boletín y ofrecen enlaces a los números publicados. Al final del EJP-CONCERT, todas las páginas con las infraestructuras de AIR² se organizarán en un manual web que enumera las 120 infraestructuras publicadas durante los 5 años del proyecto. Un primer borrador (D6.4) está actualmente disponible en <http://www.concert-h2020.eu/en/Publications>. Este proyecto ha recibido financiación del programa de investigación y formación 2014-2018 de Euratom en virtud del acuerdo de subvención n° 662287.

*L. Ainsbury, MA. Benotmane, A. Bohnstedt, J.F. Bottollier, N. Chobanova, F. Dekkers, T. Duranova, V. Hadjidekova, S. Haghdoost, L. Hanušovský, M. Harms-Ringdahl, W. Hempel, U. Kulka, O. Laurent, K. Lumniczky, B. Madas, E. May, M. Muikku, A. Ottolenghi, D. Oughton, E. Pajuste, L. Piqueret, W. Raskob, B. Salbu, S. Salomaa, P. Schofield, V. Smyth, M.A. Tabocchini, S. Tapio, H.C. Teien, A. Wojcik

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (2) / 513

Imagen por contraste de fase: Simulación y Experimento

Autores: Diego García Pinto¹ ; Sara Heras Quílez^{None} ; María Castillo García¹

¹ *Universidad Complutense de Madrid*

Corresponding Author: garcia.pinto@med.ucm.es

Objetivo: El objetivo del presente trabajo es la validación del código de simulación desarrollado por miembros del Grupo de Física Médica de la UCM, comparando imágenes simuladas con las adquiridas en el Laboratorio de Imagen por Rayos X

Introducción: Las imágenes de atenuación de rayos X presentan un alto contraste entre tejidos que posean grandes diferencias en el número atómico, pero muy bajo entre tejidos con similar número atómico. Para mejorar dicho contraste, se empezó a analizar el hecho de que cuando un haz de rayos X atraviesa un material sufre un cambio en su fase que depende del material. Este cambio puede llegar a ser mucho mayor que el correspondiente en la intensidad, siendo más pronunciados en las superficies de separación entre tejidos (denominado realce de borde). Las imágenes en las que el contraste está determinado por las variaciones en la fase de los rayos X se denominan imágenes por contraste de fase y existen diversas técnicas para su obtención, siendo la más simple la denominada contraste de fase en línea.

Materiales y métodos: El algoritmo de simulación se basa en la teoría de difracción de Fresnel y se ha implementado en MATLAB. Dicho código permite obtener la imagen por contraste de fase de objetos de distinta geometría y composición. Los resultados mostrados en el presente trabajo se han obtenido utilizando un procesador Intel Core i5 de 3GHz, memoria RAM de 8 GHz y una GPU NVIDIA GeForce GT 620.

El dispositivo experimental, instalado en el Laboratorio de Imagen por Rayos X adscrito al Centro de Apoyo a la Investigación de Difracción de Rayos X de la UCM, consta de una fuente de rayos X con micro-foco marca Hamamatsu. La intensidad es registrada con un detector de tipo flat-panel CMOS de área activa 120x120 mm² y un tamaño de píxel de 50 µm. También se utilizará otro sistema de detección constituido por una cámara ORCA Flash 4.0 (V.3) de resolución 6,5 µm.

Resultados: Con el código desarrollado se han simulado las imágenes para distintas condiciones de adquisición y varios materiales, con el fin de compararlas con las obtenidas en el laboratorio. Como ejemplo, en la figura 1 se muestra la imagen de un hilo de nylon de 200 µm obtenido con un haz de 30 keV y una resolución de 10 µm. Dicha imagen se puede comparar con la simulación correspondiente mostrada en la figura 2.

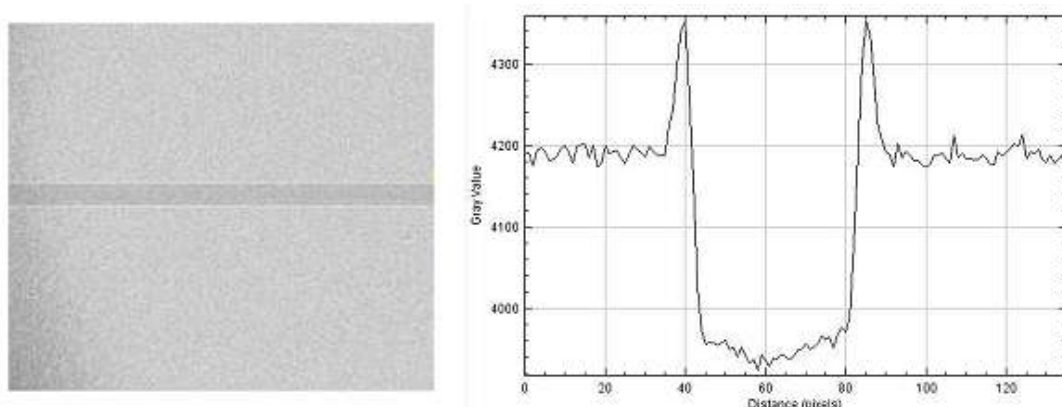


Figure 220: Imagen de hilo un de nylon. Radio 200 µm, V = 30 kV y resolución 10 µm.

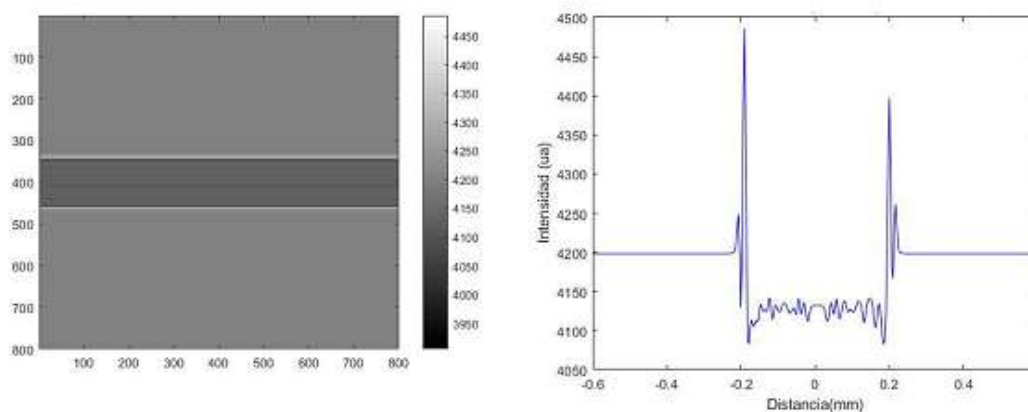


Figure 221: Simulación de la imagen de un hilo de nylon. Radio 200 μm , $V = 30 \text{ kV}$ y resolución 10 μm .

Conclusiones: El código de simulación reproduce el comportamiento global del realce de borde presente en las imágenes de forma cualitativa y es una buena aproximación al problema de la imagen por contraste de fase cuando las distancias objeto-detector son lo suficientemente altas, del orden de 650 mm y siempre que se utilice el espectro de emisión del tubo de rayos X.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 358

Informe final del Crystalline Project: gestión del riesgo de cataratas en radiología médica

Autores: Francisco Javier Rosales Espizua¹; Gaizka Barrutia Mariscal²; Eugenio Ruiz Egea³; Manuel Rodríguez Castillo⁴; Pedro Galán Montenegro⁵; M^a Rosa Cozcolluela Cabrejas⁶; José Luis Carrasco Rodríguez⁷; Diego Burgos⁸; Antonio Catalán Acosta⁹; José Miguel García Madueño¹⁰; Alfonso López Fernández¹¹; María Victoria Marfil Robles¹²; Luis Corpas Rivera¹²

¹ Hospital Universitario Basurto

² Hospital Universitario Basurto, 48013, Bilbao

³ Hospital Universitario de Gran Canaria, 35019, Las Palmas de Gran Canarias

⁴ Hospital Universitario de Valme, 41014, Sevilla

⁵ Hospital Universitario Regional de Málaga, 29010, Málaga

⁶ Hospital Reina Sofía de Tudela, 31500, Tudela

⁷ Hospital Virgen de la Victoria, 29010, Málaga

⁸ Complejo Hospitalario Universitario de Granada, 18016, Granada

⁹ Hospital Universitario de Canarias, 38320, La Laguna

¹⁰ Hospital Universitario Médico-Quirúrgico (complejo Hospitalario Jaén), 23007, Jaén

¹¹ Hospital Universitario de Fuenlabrada, 28942, Fuenlabrada

¹² GESTISA, 28806, Alcalá de Henares-Madrid

Corresponding Author: prcorreo@gmail.com

Introducción

La Directiva 2013/59/EURATOM establece que “la nueva información científica sobre las reacciones tisulares requiere que el principio de optimización también se aplique a las dosis equivalentes”, incluyendo, de acuerdo con las recomendaciones de la ICRP 103, la disminución del límite de dosis equivalente en cristalino a 100 mSv/año en cinco años, sin superar 50 mSv en ningún año oficial en los trabajadores profesionalmente expuestos (TPEs).

A partir de estudios efectuados entre 2014 y 2015, en 2017 se convocó por Gestisa el Crystalline Project para evaluar multicéntricamente las dosis recibidas por los TPEs en la variada tipología de riesgos asociados a prácticas radiológicas y deducir conclusiones prácticas para su adecuada protección radiológica.

Material y métodos

En los centros participantes se midieron -entre marzo de 2017 y diciembre de 2018- las dosis en cristalino en TPEs voluntarios, aplicándose en todos los casos la misma metodología de muestreo y colocándose el dosímetro en la frente, en el gorro quirúrgico, sin perjuicio del uso de gafas plomadas si estaba indicado su uso.

Se tuvieron en cuenta sus aspectos organizativos (rotación de los trabajadores fundamentalmente) y operacionales (existencia de funciones específicas que pudieran afectar a la dosis recibida). También se insistió en que se mantuvieran las pautas habituales de trabajo, generales y de protección radiológica, para que las lecturas obtenidas fueran lo más realistas posible.

Los dosímetros de cristalino TLD FLi (Mg,Ti), calibrados en la magnitud $H_p(0,3)$, fueron suministrados y leídos por GESTISA.

Resultados

El número de TPEs participantes varió entre centros, con un global de más de 350 de todas las tipologías, procesándose resultados por centros, áreas y categorías profesionales.

Los resultados fueron similares por tipo de riesgo en los distintos Centros, aunque variables entre TPEs, según carga de trabajo y otras circunstancias organizativas.

Como ejemplo se recogen en la tabla inferior los resultados del Hospital de Basurto, en el que se recopiló la muestra más amplia y significativa.

	Número de participantes en el colectivo	¿Usan gafas plomadas?	DOSIS 12 MESES ESTIMADA (mSv)		
			Mínimo	Promedio	Máximo
ANESTESISTAS (UNIDAD DEL DOLOR)	4		0,07	0,16	0,24
FACULTATIVO	4	NO	0,07	0,16	0,24
CIRUGÍA CARDIACA	3		0,20	0,29	0,46
FACULTATIVO	3	NO	0,20	0,29	0,46
CIRUGÍA VASCULAR	7		0,36	1,15	3,97
ENFERMERIA	3	NO	0,36	0,46	0,63
Enfermería Anestesia Vascular	1		0,36	0,36	0,36
Enfermería Circulante Vascular	1		0,39	0,39	0,39
Enfermería Instrumentista Vascular	1		0,63	0,63	0,63
FACULTATIVO	4	SÍ	0,64	1,67	3,97
DIGESTIVO	5		0,42	0,60	0,78
ENFERMERIA	2	NO	0,42	0,57	0,73
Enfermera ayudante CPR	1		0,42	0,42	0,42
Enfermera instrumentista CPR	1		0,73	0,73	0,73
FACULTATIVO	3	NO	0,42	0,61	0,78
ELECTROFISIOLOGÍA	3		0,87	1,64	2,17
ENFERMERIA	2	SÍ	1,88	2,02	2,17
Enfermería Electrofi 1	1		1,88	1,88	1,88
Enfermería Electrofi 2	1		2,17	2,17	2,17
FACULTATIVO	1	SÍ	0,87	0,87	0,87
HEMODINAMICA	8		0,67	8,32	25,80
ENFERMERIA	3	SÍ	7,87	9,32	11,57
Enfermería Hemo 1	1		8,53	8,53	8,53
Enfermería Hemo 2	1		7,87	7,87	7,87
Enfermería Hemo 3	1		11,57	11,57	11,57
FACULTATIVO	5	SÍ	0,67	7,71	25,80
MEDICINA NUCLEAR	5		0,34	0,91	1,30
ENFERMERIA	2	NO	1,05	1,18	1,30
FACULTATIVO	1	NO	0,34	0,34	0,34
TECNICO MEDICINA NUCLEAR	2	NO	0,65	0,93	1,21
NEURORRADIOLOGIA INTERVENCIONISTA	5		0,21	0,48	1,47
ENFERMERIA	3	NO	0,21	0,24	0,27
FACULTATIVO	2	NO	0,22	0,84	1,47
RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA	8		0,05	2,64	4,52
ENFERMERIA	4	SÍ	1,09	3,05	4,52
FACULTATIVO	4	SÍ	0,05	2,23	3,28
TRAUMATOLOGÍA	5		0,19	0,38	0,56
ENFERMERIA	2	NO	0,41	0,49	0,56
FACULTATIVO	3	NO	0,19	0,31	0,41
UROLOGÍA	3		0,33	0,49	0,78
FACULTATIVO	3	NO	0,33	0,49	0,78
Total general	56		0,05	2,06	25,80

Figure 222: enter image description here

Discusión

Los resultados obtenidos posibilitan agrupar las áreas de trabajo en tres grupos de riesgo dependiendo de las probabilidades de alcanzar el límite operacional anual de 20 mSv:

1. Riesgo alto de alcanzar o superar el límite: Hemodinámica.
2. Riesgo medio de alcanzar el límite: Radiología intervencionista, Cirugía Vascular, Electrofisiología.
3. Riesgo bajo de alcanzar el límite: resto de áreas.

Las medidas preventivas necesarias pueden presumirse a tenor de estos resultados, en función de los niveles de riesgo. Debería establecerse como obligatorio el uso de EPIs (gafas plomadas) en el nivel primero y recomendarse su uso, estando disponibles para ello, en el nivel segundo.

Sin embargo, dado que no todos los colectivos profesionales de las áreas indicadas están expuestos a las mismas dosis ni, consecuentemente, quedarían englobados en la misma situación, se requiere una

evaluación de riesgos inicial por puesto para concretar la obligatoriedad de los EPIs en cada caso. Este proyecto ha permitido validar una metodología genérica de medición de dosis en cristalino y de evaluación del riesgo adecuada para las diferentes casuísticas.

Conclusiones

La vigilancia dosimétrica en cristalino y las medidas preventivas son prioritarias en la Hemodinámica, sin obviar la vigilancia en las áreas del grupo 2. En el tercer grupo se podrá plantear una vigilancia periódica del riesgo.

Las medidas adoptadas actualmente para limitar las dosis en cristalino parecen adecuadas para todos los colectivos estudiados.

Debería recogerse en una guía técnica, por el regulador competente, el procedimiento que defina el código de buenas prácticas que asegure la adecuada gestión preventiva de la catarata radioinducida en los TPEs en el ámbito sanitario.

Orales: Protección Radiológica del público y del medio ambiente; Vigilancia radiológica ambiental / 379

Necesidad de reducir las incertidumbres en las evaluaciones de impacto radiológico en el medio ambiente

Autores: Alicia Escribano Nieto¹ ; Almudena Real Gallego¹

¹ *Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente. CIEMAT*

Corresponding Author: alicia.escribano@ciemat.es

Introducción

Entre los objetivos de la protección radiológica del medioambiente se encuentra la disminución de las incertidumbres asociadas a las evaluaciones de impacto radiológico en la biota. Un punto clave para mejorar dichas evaluaciones es conocer los efectos biológicos producidos por dosis bajas de radiación ionizante en animales y plantas. La base de datos FREDERICA es la mayor fuente de información disponible en la actualidad sobre efectos biológicos radioinducidos en biota (<http://www.frederica-online.org/mainpage.asp>). Dos terceras partes de los datos de FREDERICA se refieren a efectos producidos por irradiación aguda a dosis moderadas-altas de radiación. La mayoría de estudios (70%) se han realizado en laboratorio y han utilizado irradiación externa de baja transferencia lineal de energía (ej. rayos X, gamma, etc.). La información sobre los efectos producidos por exposición a radionucleidos emisores alfa contenida en FREDERICA es muy escasa (4%).

La presencia en el medioambiente de radionucleidos emisores alfa es muy frecuente, y se produce como consecuencia de un accidente en una instalación nuclear o radioactiva (ej. Am, Cm, Np, Pu y U), o asociada con actividades de las industrias NORM (ej. Po, Ra Rn Th y U).

El presente trabajo describe el conocimiento actualmente existente sobre los efectos biológicos producidos por radionucleidos emisores alfa en animales y plantas, valorando si dicho conocimiento permite reducir las incertidumbres en la evaluación de impacto radiológico en el medioambiente.

Materiales y métodos

Se realizó una búsqueda bibliográfica sobre los efectos biológicos producidos por radionucleidos emisores alfa en animales y plantas, utilizando FREDERICA y "Science Direct", un buscador de información publicada en revistas científicas, libros artículos y en contenidos de acceso abierto.

Resultados

La búsqueda bibliográfica rindió 250 trabajos sobre efectos biológicos producidos por radionucleidos emisores alfa en animales y plantas. La mitad de los estudios encontrados se realizaron en zonas contaminadas (Chernóbil, Komi, Kyshtym, etc.) en las que existe una mezcla de radionucleidos (emisores de diferentes tipos de radiación) y en muchos casos otros contaminantes (ej. metales pesados). Ello hace difícil establecer una relación entre la dosis de radiación alfa recibida y los efectos observados en biota.

La otra mitad de los estudios se realizaron en laboratorio, utilizando mayoritariamente animales y plantas terrestres (80%), siendo los mamíferos los animales más estudiados (85%). Gran parte de los experimentos realizados en mamíferos, estudiaron los efectos de la radiación alfa sobre la incidencia de cáncer (52%), un tipo de efecto que no se considera de gran relevancia para la protección del medioambiente.

Los efectos más relevantes para la protección del medioambiente son aquellos que influyen en la conservación de las poblaciones y son principalmente la mortalidad y la capacidad reproductora. Son pocos los estudios que describen los efectos de los emisores en la mortalidad (17% de los estudios) o la capacidad reproductora (3% de los estudios) de animales y plantas.

Además de con mamíferos, se ha realizado un número reducido de estudios utilizando otros animales o plantas (peces, invertebrados de suelo, crustáceos, moluscos, plantas).

Conclusiones

Los resultados ponen de manifiesto la escasez de datos existente sobre los efectos producidos por radionucleidos emisores alfa en la biota. Disponer de dicha información es crucial para reducir las incertidumbres en las evaluaciones de impacto radiológico en el medioambiente, tal y como lo hace notar la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) en su lista de prioridades de investigación de 2017, que incluye la necesidad de relacionar la exposición con la dosis y ésta con los efectos producidos en la biota por diferentes tipos de radiación en diferentes especies.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (2) / 673

Utilización del maniquí Mercury de control de calidad en tomografía computerizada para caracterizar protocolos. Nuevas métricas de control de calidad del report de la AAPM TG233

Autores: Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Raúl Sánchez López¹ ; Noelia Suarez Alvarez² ; Sofía García Repiso¹ ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Alvaro Antonio Fernandez Lara³ ; Pablo L. Gómez Llorente¹ ; Carlos Montes Fuentes³

¹ Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Hospital Clínico de Salamanca

³ Hospital Universitario de Salamanca

Corresponding Author: rslopez@saludcastillayleon.es

Introducción

La optimización de protocolos clínicos en TC conlleva el ajuste de numerosos parámetros de adquisición y reconstrucción: kVp, colimación, canales de adquisición, pitch, algoritmo de modulación de corriente, algoritmo de reconstrucción (FBP o iterativo), kernel...

En este trabajo se parte del protocolo clínico de abdomen de un TC Toshiba Aquilion, y se realizan adquisiciones de un maniquí de control de calidad Mercury 4.0, para evaluar las métricas de calidad de imagen Task Transfer Function (TTF), Noise Power Spectra (NPS) y Detectability Index (DI), incluidas en el próximo report AAPM TG233 y la modulación de corriente.

Material y métodos

El maniquí Mercury 4.0 (Gammex) es un cilindro de polietileno de 52cm de longitud compuesto por 5 secciones de diámetros 36cm, 31cm, 26cm, 21cm, 16cm conectadas por discos cuyo diámetro varía uniformemente. Cada sección contiene cinco insertos de diferentes materiales (aire, poliestireno, Solid-Water, Iodine 10mg/ml y Bone 50%CaCO₃) y una zona uniforme.

Se obtienen tres adquisiciones con modulación (dosis alta, media y baja). Se reconstruyen con algoritmo iterativo AIDR-3D y 3 kernels (FC03, FC30, FC60), analizando las series con el software imQuest (Duke). Se determina la resolución mediante la TTF para cada inserto y sección ($f_{50\%}$), el ruido con la NPS de cada sección (área y "frecuencia promedio") y el índice de detectabilidad.

Resultados

Se representa el mA calculado por el algoritmo. La modulación satura en la sección de mayor diámetro (alta dosis) y alcanza el mínimo en las de menor tamaño (baja dosis).

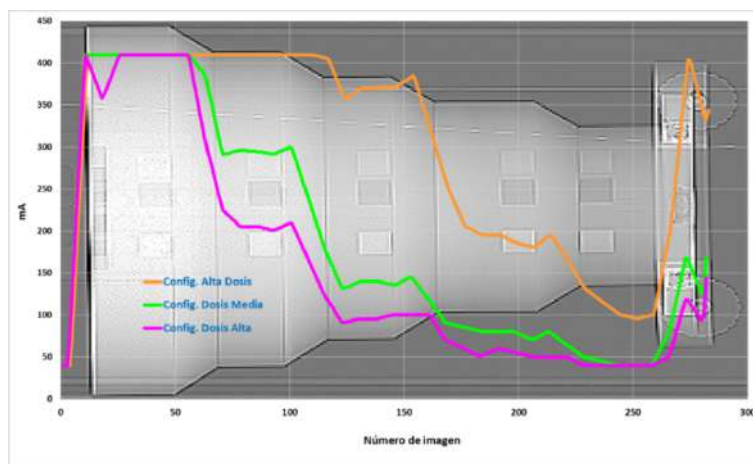


Figure 223: Modulación de corriente

Los valores de $f_{50\%}$ se mantienen constantes entre secciones para un kernel (excepto para FC30). Para una sección, $f_{50\%}$ es función del kernel, presentando poca dispersión entre materiales (especialmente para FC03 y FC60).

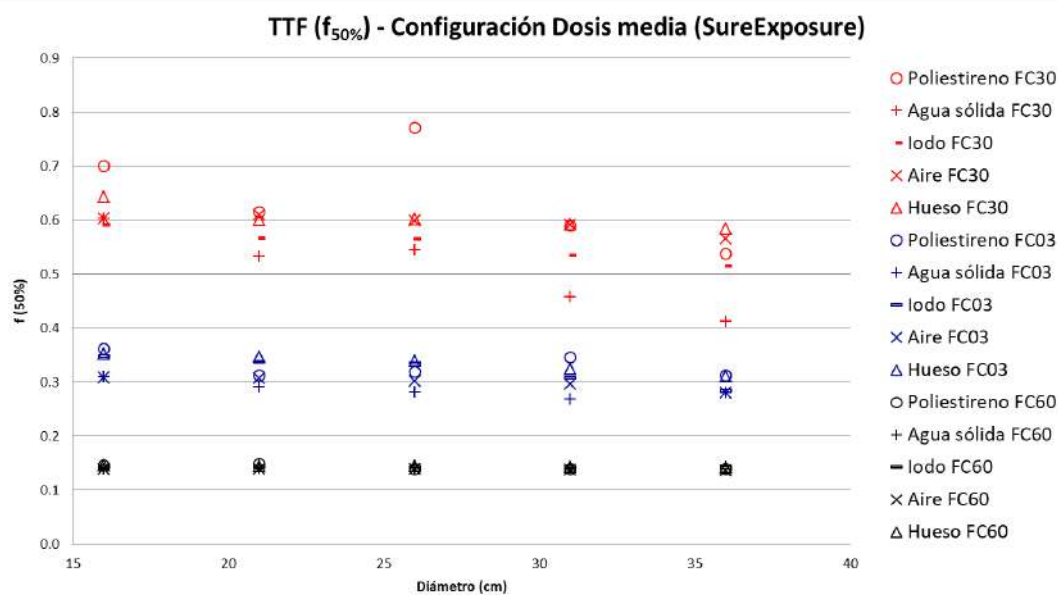


Figure 224: Variación de la TTF

La NPS está desplazada hacia frecuencias altas para FC30 (kernel de mejor resolución), mientras para FC60 tiende a bajas. La “frecuencia promedio” no cambia con la sección, aumentando el ruido con el diámetro. El filtro que más ruido presenta es el FC30.

Se determina el índice de detectabilidad para objetos de 5mm: al aumentar el diámetro, disminuye.

Discusión

La elección de parámetros de un protocolo debe basarse en la capacidad de modular la corriente entre diferentes secciones (evitar saturación).

Existe una fuerte dependencia de la TTF con el kernel, siendo ésta menor para diferentes materiales, diámetros de maniquí y dosis. La distribución en frecuencias de la NPS no se ve afectada por sección y material, pero sí por el kernel. A pesar de la modulación, hay un incremento significativo del ruido con el diámetro.

El índice de detectabilidad, que combina resolución y ruido, es el parámetro que mejor cuantifica la calidad de imagen. Con la modulación de dosis intermedia, es 5 veces mayor para FC60 respecto a FC30.

Conclusión

Las métricas utilizadas permiten evaluar el funcionamiento de los TC y la calidad de imagen en condiciones más próximas a las clínicas y en variedad de situaciones. Este tipo de maniqués son una potente herramienta de optimización de protocolos y comparación entre equipos.

Orales: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 516

Dosis periférica en radioterapia de patología benigna de rodilla y riesgo asociado

Autores: Juan García Ruiz-Zorrilla¹ ; Paz García de Acilu¹ ; Angel Montero Luis¹ ; Miguel Ángel De la Casa De Julián^{None} ; Jaime Marti Asenjo¹ ; Pedro Fernández Letón¹ ; Carmen Sanz de la Plaza^{None}

¹ HM Hospitales

Corresponding Author: jgruizzorrilla@hmhospitales.com

Introducción

El tratamiento con radioterapia de la artrosis es antiinflamatorio y antiálgico, siendo una alternativa muy eficiente a los fármacos. El esquema de tratamiento consiste en 6 sesiones de 1 Gy a días alternos. En este estudio se analiza la dosis periférica al tratamiento en artrosis de rodilla, así como el riesgo de inducción de cáncer asociado por la radiación en los órganos situados fuera del colimador primario donde el sistema de planificación no calcula correctamente.

Material y Métodos

En la estimación del riesgo de inducción de cáncer en tratamientos con radioterapia externa es necesario separar las zonas irradiadas o parcialmente irradiadas donde el modelo lineal sin umbral (LNT) no se recomienda utilizar y las zonas alejadas del campo de tratamiento donde las dosis son muy bajas y se puede utilizar el LNT. Para la probabilidad de incidencia de cáncer se utilizarán los factores de riesgo publicados en ICRP 2007 para órganos individuales.

Para el cálculo de dosis se modela la radiación dispersa y la de fuga a partir de medidas con cámara de ionización en un maniquí rectangular de agua solida 150x30x13 cm, que simula el cuerpo humano, realizando las medidas a 8 cm de profundidad y en un rango de distancias en la dirección longitudinal del paciente de 20 cm hasta 120 cm del isocentro. En este modelo se considera solo la distancia y el tamaño de campo.

Resultados

Tabla 1

Dosis a órganos, riesgo nominal y el correspondiente riesgo de cáncer debido al tratamiento con radioterapia de artrosis de rodilla para un campo de 10x12 cm² y una dosis a la rodilla de 6 Gy. Nuestros resultados se comparan con los de Berris y cols. calculados con Monte Carlo.

Organo	Dosis equivalente (mSv)		Riesgo Nominal (casos por 10000 personas por Sv de dosis equivalente)	Casos por 10000 personas	
	Este estudio	Berris y cols.		Este estudio	Berris y cols.
Medula ósea	0,70	0,63	41,9	0,03	0,03
Colon	0,34	0,84	65,4	0,02	0,05
Pulmón	0,07	0,03	114,2	0,01	0,00
Estomago	0,13	0,25	79,1	0,01	0,02
Mama	0,07	0,10	112,1	0,01	0,01
Ovario	0,82	0,81	10,6	0,01	0,01
Vejiga	0,95	1,38	43,4	0,04	0,06
Esofago	0,07	0,10	30,2	0,00	0,00
Higado	0,14	0,21	60,6	0,01	0,01
Tiroides	0,04	0,05	32,5	0,00	0,00
Piel	1,07	1,15	1000	1,07	1,15

Figure 225: enter image description here

Discusión

Este modelo permite modelar por separado la radiación de fuga y la dispersa, considerando únicamente la distancia y el tamaño de campo, lo que serviría para hacer una estimación de la dosis para otros tratamientos de radioterapia. A pesar de ser un modelo muy simple basado en medidas experimentales la dosis es comparable a la calculada por otros autores¹ con Monte Carlo, a esto hay que añadir que la principal incertidumbre posiblemente no sea la dosis, sino la precisión del modelo de riesgo sugerido por ICRP.

A cortas distancias es predominante la dispersa que depende del tamaño de campo, mientras que la radiación de fuga lo es a grandes distancias. La optimización en este tratamiento se realizará eligiendo un tamaño de campo adecuado al volumen blanco y una energía baja.

La probabilidad de sangrado gastrointestinal con necesidad de ingreso hospitalario por uso prolongado de más de un mes de antiinflamatorios es parecida o superior (entre 0.004% - 0.2% dependiendo del fármaco) a la probabilidad de desarrollar cualquier cáncer por la radiación a lo largo de toda la vida. Sin embargo el riesgo de los fármacos aumenta con la edad y el de la radiación disminuye.

Conclusiones

Este estudio presenta una estimación del riesgo debido al tratamiento con radioterapia de artrosis en rodilla a partir de medidas experimentales, siendo un riesgo comparable al riesgo por sangrado por uso prolongado de antiinflamatorios.

Bibliografía

1. Berris T, Mazonakis M, Kachris S, Damilakis J. Peripheral organ doses from radiotherapy for heterotopic ossification of non-hip joints: Is there a risk for radiation-induced malignancies? *Phys Medica*. 2014;30(3):309-313. doi:10.1016/j.ejmp.2013.09.003

Orales: Protección Radiológica del público y del medio ambiente; Vigilancia radiológica ambiental / 529

ESTIMACIÓN DE DOSIS POR EXPOSICIÓN AL TERRENO A PARTIR DE LAS CONCENTRACIONES DE ACTIVIDAD MEDIDAS EN MUESTRAS DE SUELO. FACTORES QUE INTERVIENEN EN EL CÁLCULO

Autores: Pablo Martínez Vivas¹ ; Adriana Ortiz Gómez¹ ; Belén Sánchez Fernández¹ ; Sofía Luque Heredia¹ ; José Antonio Trinidad Ruiz¹ ; Carmen Rey del Castillo¹ ; María Jesús Muñoz González¹

¹ CSN

Corresponding Author: pablo.martinez@csn.es

1. INTRODUCCIÓN

Una de las muestras incluidas en los programas de vigilancia radiológica ambiental, tanto en el entorno de las instalaciones como en las redes de ámbito nacional no asociadas a las mismas, corresponde a la matriz suelo. Analizando las concentraciones de actividad de los radionucleidos contenidos en él, se puede estimar la dosis que se recibe por exposición al terreno.

A través de sus funciones de inspección, supervisión y control, el CSN ha detectado una serie de variables en el proceso de obtención de las concentraciones de actividad que pueden dar lugar a diferencias significativas entre resultados.

En este trabajo se analiza el proceso de estimación de dosis por exposición al terreno a partir de muestras ambientales, con objeto de identificar los factores que intervienen en el cálculo y los problemas que pueden presentar.

2. MÉTODOS

Para identificar los factores, se han utilizado diferentes estándares, incluyendo el Procedimiento 1.1 del CSN de toma de muestras para determinación de radiactividad en suelos (capa superficial), la norma UNE 73311-1 surgida a partir de él o las normas internacionales ISO 18400-101:2017, ISO 18400-102:2017, ISO 18400-104:2018, ISO 18400-205:2018 y ASTM C998 – 17, entre otras.

Se ha dividido el proceso de estimación de dosis por exposición al terreno en varias etapas, cada una de las cuales se ha subdividido a su vez en diferentes pasos, analizando cada uno de ellos para seleccionar aquellos que más influyen en el proceso global. Para ello se ha hecho uso de los casi 4 000 000 de registros de la base de datos Keeper.

3. RESULTADOS

Tras seguir la metodología descrita en el apartado anterior, las etapas más influyentes a la hora de estimar la dosis son el muestreo y el tratamiento previo o preparación de la muestra, antes de llevar a cabo el ensayo.

En el muestreo, como pasos críticos se encuentran la profundidad a la que se toma la muestra y la metodología seguida para extraer la vegetación superficial y para obtener la densidad del suelo. En cuanto a la preparación de la muestra, el paso crítico es el secado y, más concretamente, la definición de suelo seco.

4. DISCUSIÓN

Con este trabajo se pretende dar visibilidad al problema general detectado por el CSN en cuanto a la obtención de la concentración de actividad en las muestras de suelo en unidades de superficie, Bq/m², que es la utilizada para la estimación de la dosis por exposición al terreno.

El análisis de las etapas, pasos y variables de este proceso ha permitido detectar las dificultades que pueden surgir durante el mismo, así como las principales diferencias encontradas.

5. CONCLUSIONES

Este trabajo identifica los problemas asociados a los factores críticos para la estimación de la dosis por exposición al terreno a través de la concentración de actividad de los radionucleidos presentes en el suelo, para, a continuación, proponer unos criterios generales aplicables a todo el proceso, desde la toma de muestra hasta la estimación de dosis.

Orales: Radiodiagnóstico: Control de calidad en diagnóstico por la imagen (2) / 726

ESTIMACION DE KERMA EN AIRE EN EL DETECTOR DIGITAL A PARTIR DE VALORES DE INDICE DE EXPOSICIÓN DE ESTUDIOS DE RADIOLOGÍA DIGITAL

Autores: Raposo Furelos Vitor¹ ; Martínez Daniel¹ ; Caudepón Moreno Fernando¹ ; Fernández Aitor¹ ; Miquélez Alonso Santiago¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

Corresponding Author:

Objetivos:

Se pretende realizar una estimación del valor de Kerma en aire (Ka) que llega al detector digital a partir de los valores del Índice de Exposición (EI) en equipos de radiología digital.

Material y métodos:

En las medidas del estado de referencia inicial de 4 equipos GE Discovery XR656 (GE Healthcare, Chalfont St. Giles, United Kingdom) comprados recientemente, se realizó la calibración de los detectores digitales para que, en condiciones IEC-RQA 5, el EI se ajustará a la ecuación que lo define:

$$EI = 100 \times Ka (\mu Gy)$$

Figure 226: enter image description here

Se han analizado los valores del EI y del EI objetivo de 6 proyecciones habituales en la práctica clínica en radiología convencional. Estas fueron Tórax PA, Tórax Lat, Abdomen, Cráneo AP, Columna Lumbar AP y Columna Lumbar Lat.

Se calculó el EI y EI objetivo de cada proyección como la mediana de los valores de todos los estudios analizados.

Por otro lado se realizaron medidas de Ka y de EI con diferentes combinaciones de espesor de PMMA y kV con el fin de estimar la relación entre ambas magnitudes para diferentes calidades del haz de radiación.

Los datos de EI de las 6 proyecciones fueron obtenidos con la ayuda del programa de gestión de dosis Dose (QAELUM NV, Leuven-Heverlee, Belgium). Se analizaron los parámetros almacenados en la cabecera DICOM de los estudios de las distintas proyecciones indicadas.

Con los valores del EI obtenidos del PACS se hizo una estimación del valor de Ka que está llegando al detector de imagen en cada proyección y se compara con el valor de Ka objetivo obtenido a partir del EI objetivo. Los valores de Ka estimados se han corregido por los factores relativos en función del kV y espesor de paciente estimado en cada una de las proyecciones analizadas.

Resultados:

Los factores relativos de la relación entre EI y Ka se muestran en la Tabla 1.

Factores		Espesor de PMMA (cm)				
Relativos EI/Ka		5	10	15	20	25
kV	40	0,31	0,34	0,39	0,58	0,90
	50	0,46	0,52	0,57	0,75	0,99
	60	0,60	0,69	0,74	0,89	1,06
	70	0,71	0,82	0,87	1,00	1,10
	80	0,81	0,93	0,97	1,08	1,12
	90	0,89	1,00	1,05	1,12	1,10
	100	0,95	1,06	1,10	1,14	1,06
	110	0,99	1,08	1,12	1,12	
	120	1,01	1,08	1,12	1,07	
	130	1,01	1,04	1,08	0,77	

Tabla 1. Factores relativos de relación entre EI y Ka para distintas calidades de haz de radiación.

Figure 227: enter image description here

Los resultados de los valores de Ka obtenidos mediante este procedimiento se muestran en la Tabla 2.

Localización	N	kV	EI Mediana	EI objetivo	Ka (μ Gy)	Ka obj (μ Gy)
Tórax PA	9802	120	184,11	172,30	1,70	1,60
Tórax LAT	8206	120	275,44	226,51	2,46	2,02
Abdomen	1152	80	250,38	315,00	2,32	2,92
Cráneo	36	75	211,69	155,20	2,35	1,72
Col Lumbar AP	3883	80	238,63	296,00	2,21	2,74
Col Lumbar LAT	3671	90	243,27	365,50	2,17	3,26

Tabla 2. Valores de Ka estimados a partir de los valores de EI registrados por los equipos.

Figure 228: enter image description here

Discusión:

Los valores de Ka estimados a partir de los valores del EI registrados por los equipos están dentro del rango de 2,0-2,5 μ Gy al que están ajustados los sistemas de CAE de los equipos de radiología digital. Los valores de Ka son bastante homogéneos dentro del rango anteriormente mencionado. La única proyección que está por debajo de estos valores es el Tórax PA que es justificable por las características de la imagen clínica de esta exploración.

Los valores de Ka objetivo de los protocolos de las distintas proyecciones muestran más dispersión y la mayoría están fuera del rango objetivo de 2,0-2,5 μ Gy. Esto indica la necesidad de corregir los valores de EI objetivo en los protocolos de adquisición de los equipos para el correcto funcionamiento del sistema del EI.

Conclusiones:

El EI es un buen indicador del Ka que llega al detector digital si este está calibrado en las condiciones de definición del EI.

Sesión plenaria / 821

Radiation Safety: Present and future challenges associated with the use of ionizing radiation

Autores: Maria del Rosario Perez Gonzalez¹ ; Miroslav Pinak²

¹ Organización Mundial de la Salud

² OIEA

Corresponding Authors: perezm@who.int, m.pinak@iaea.org

The presentation will introduce the radiation safety principles as being included in the guidance documents (safety standards and guides, technical documents, safety report, etc.) which are prepared and promoted by the IAEA in cooperation with other specialized agencies concerned. It will shortly introduce the radiation safety system in general, application radiation safety principle in selected areas, and also introduce few open questions and existing challenges associated with implementation of the guidance documents.

The presentation aims to bring information about radiation protection of workers and members of the public from exposure to indoor radon, effort to establish harmonized guidance addressing radiation safety of food and drinking water, issues related to presence of radionuclides in non-food commodities, activities associated with development of radiation protection criteria for exemption and clearance. Concerning currently existing challenges in radiation protection systems, the presentation will bring information about radiation protection aspects associated with attributing health effects to exposure to ionizing radiation, and precautionary principle as applied in the radiation protection system.

The presentation will review the challenges and opportunities for enhancing radiation safety and quality in the medical use of radiation, building upon the 10 priority actions identified in the "Bonn Call for Action" jointly published by the IAEA and WHO. The presentation will address the areas of radiation risk assessment, management and communication in health care settings, and discuss the need for policies and actions that recognize and maximize the multiple benefits while minimizing radiation risks. Different modalities and exposure scenarios will be considered (i.e. diagnostic radiology, dental imaging, nuclear medicine, image-guided interventions and radiotherapy in both adult

and pediatric healthcare). Current approaches to enhance justification of radiological medical procedures and optimization of protection and safety will be discussed, together with ways to prevent radiation incidents and unintended exposures. The presentation will emphasize the importance of strengthening radiation safety culture in health care as part of good medical practice and quality of health care.

Poster PR ocupacional y Transporte / 502

MEDIDA DE RADÓN EN LA INSTALACIÓN RADIATIVA DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS. COMPARACIÓN CON LA DOSIS OCUPACIONAL.

Autores: Antonio Catalán Acosta¹ ; Berta Elvira Robayna Duque² ; María López Pérez³ ; Pedro A. Salazar-Carballo³

¹ *Serv Física Médica. Hospital Universitario de Canarias*

² *Hospital Universitario de Canarias*

³ *Universidad de La Laguna*

Corresponding Author: acataco@gobiernodecanarias.org

INTRODUCCIÓN

La directiva europea 2013/59 (1) plantea la necesidad de conocer las concentraciones de radón en los lugares de trabajo situados en las plantas bajas o sótanos. Situación típica de las instalaciones de radioterapia. Por otro lado, en la evaluación de dosis ocupacionales a los profesionales de los servicios de radioterapia, no incluye la dosis debida a la presencia de radón en la instalación. En este trabajo se ha llevado a cabo la medida de la concentración de radón en distintas zonas de la instalación radiactiva de radioterapia del Hospital Universitario de Canarias (HUC) para evaluar la dosis ocupacional debida al radón y compararla con la debida a las fuentes propias de radioterapia.

MATERIAL Y MÉTODO

La instalación de radioterapia está situada en la planta baja del edificio del HUC. Se establecieron 5 zonas para la evaluación de la concentración de radón: control de acelerador, control de braquiterapia y terapia metabólica, sala de planificación, consulta radioterapeuta, sala de simulación. Todas ellas con altos niveles de ocupación por parte de los profesionales del servicio. Todo el personal que trabaja en esas áreas tiene control dosimétrico por parte del Centro Nacional de Dosimetría (CND). En cada área se midió en continuo la concentración de radón durante un periodo ininterrumpido de una semana, con un muestro de acumulación de 3 horas. El equipo de detección utilizado fue SARAD RADON SCOUT, con certificado de calibración.

A partir de las concentraciones de radón y considerando una ocupación 40 horas semanales se calculó la dosis efectiva de los trabajadores con la siguiente expresión (2)

$$H(\text{mSv}) = C \times F \times T \times D$$

Donde C es la concentración de radón en Bq/m³, F es el factor de equilibrio para interiores (0,4), T es el tiempo en horas de permanencia en un mes, y D es el factor de conversión de Bq m³ h a mSv (1,4 x10⁻⁸ Sv Bq m³ h).

RESULTADOS

La siguiente tabla muestra los resultados de la concentración de radón en cada una de las áreas analizadas

Área	Valor Medio +- σ Bq/m ³	Valor Máximo Bq/m ³	Valor Mínimo Bq/m ³
Control acelerador	35.1 +- 11,1	48.8	22.6
Control Braquiterapia	34.5 +- 4.6	42.4	30.8
Consulta Radioterapia	31.2 +- 16.6	67.1	5.9
Sala de planificación	32. 6+- 12	51.3	9
Simulador	41.1 +- 40.1	128.2	13.3

Figure 229: enter image description here

La siguiente tabla muestra la estimación de la dosis recibida por los profesionales expuestos de la instalación debida al radón y la estimada como personal expuesto a las fuentes propias del de radioterapia.

Personal por áreas de trabajo	Dosis TLD promedio (Irradiación externa)	Estimación dosis radón mensual mSv
Técnicos Acelerador	Fondo (<0,10 mSv/mes)	0.03
Técnico/Enfermeros Braquiterapia	0.1 mSv/mes	0.03
Radioterapeuta	Fondo (<0,10 mSv/mes)	0.02
Radiofísicos y técnicos planificación	Fondo (<0,10 mSv/mes)	0.02
Técnicos simulador	Fondo (<0,10 mSv/mes)	0.04

Figure 230: enter image description here

DISCUSIÓN

La dosis ocupacional de los trabajadores, salvo en el caso de los técnicos/enfermeros del área de braquiterapia están siempre por debajo del valor de registro del CND, 0.1 mSv/mes.

El valor de concentración de radón promedio está por debajo de los 100 Bq/m³, esto hace que las dosis estimadas no sean significativas estando en valores sobre los 0.03 mSv/mes para los trabajadores del servicio de radioterapia del HUC

CONCLUSIÓN

Las dosis de radiación debidas al radón no son significativas ni representan un incremento en la dosis el personal de la instalación de radioterapia del Hospital Universitario de Canarias.

(1) Directiva Europea 2013/59. Euratom.

(2) Maria_Quarto, et_al. Radon_Exposure_Assessment_and_Relative Effective Dose_Estimation_to Inhabitants_of_Puglia_Region,South_Italy. International_Journal_Environ. Public_Health 2015, 12.

Poster Radiaciones naturales y Remediación / 495

Radiación gamma natural en la isla de La Gomera, Islas Canarias

Autores: María López Pérez¹ ; José Miguel Lorenzo-Salazar² ; Xiomara Duarte-Rodríguez³ ; Manuel Triguero-Pérez³ ; Pedro A. Salazar-Carballo¹ ; Eduardo Pérez González³ ; José Angel Hernández Armas⁴ ; Antonio Catalán Acosta⁵

¹ Universidad de La Laguna

² Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental (FIMERALL), Universidad de La Laguna

³ Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental. SEGAI. Universidad de La Laguna

⁴ Hospital Universitario de Canarias

⁵ Serv Física Médica. Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: acataco@gobiernodecanarias.org

Introducción:

El trabajo presenta los resultados del estudio de la radiación gamma ambiental en la isla de La Gomera. Este estudio está comprendido en el marco del proyecto “Mapa de radiación gamma natural de España”, coordinado por el CSN, en las Islas Canarias. La información obtenida permitirá complementar futuros estudios para la estimación de las dosis absorbidas y equivalentes a la población.

Material y Método:

La radiación gamma en aire se midió con un monitor Mini-Instruments 6-80 con sonda Geiger-Müller compensada con energía. La tasa de dosis equivalente ambiental, H*(10), se midió utilizando un dosímetro FH40GL10 con un detector de gas proporcional. Las sondas se montaron a un metro

sobre el suelo. Las mediciones in situ se complementaron con medidas de espectrometría gamma empleando un detector de centelleo Canberra UNISPEC-L LaBr3 (Ce).

Las medidas se llevaron a cabo en 41 puntos seleccionados en una cuadrícula de muestreo de 3x3 Km en los 370 Km² del territorio insular.

La radiación cósmica de fondo se calculó para cada punto de muestreo y se restó a cada medición de dosis. Para obtener los mapas de isolíneas se estudiaron procedimientos de interpolación probabilística y de interpolación determinística. Este último enfatiza el carácter local de los valores de radiación medidos.

Resultados:

Se calcularon varias dosis de interés operacionales y de protección a partir de las mediciones de campo (Tabla 1), siguiendo criterios aceptados internacionalmente en la dosimetría de protección radiológica [UNSCEAR 1993, 1998].

Estadístico	Tasa de dosis absorbida $\text{nGy}\cdot\text{h}^{-1}$	Tasa de dosis equivalente $\text{nSv}\cdot\text{h}^{-1}$	Tasa de exposición $\mu\text{R}\cdot\text{h}^{-1}$	Tasa de dosis equivalente ambiental $H^*(10)$, promedio anual $\text{mSv}\cdot\text{a}^{-1}$	Tasa de dosis efectiva promedio anual $\text{mSv}\cdot\text{a}^{-1}$
mínimo	29.2	35	3.36	0.31	0.18
máximo	165	198	19	1.74	1.01
promedio	47.2	56.7	5.43	0.50	0.29
Desv. Estand.	21.9	26.3	2.51	0.23	0.13

Figure 231: Niveles de radiación gamma ambiental a un metro del suelo en la isla de La Gomera.

La tasa de dosis efectiva para la isla de La Gomera (promedio de $0.29 \text{ mSv}\cdot\text{a}^{-1}$) se ha calculado aplicado el factor reconocido de 0.7 Sv/Gy al valor de dosis absorbida en aire medido.

El promedio anual de la tasa de dosis equivalente ambiental $H(10)$ en la isla de La Gomera muestra valores comprendidos entre 0.31 y $1.74 \text{ mSv}\cdot\text{a}^{-1}$, con un promedio de $0.50 \text{ mSv}\cdot\text{a}^{-1}$. Este valor es 1.5 veces inferior al observado en la isla de La Palma y 2 veces inferior al observado en la isla de Tenerife.

La distribución espacial del promedio anual de la tasa de dosis equivalente ambiental $H(10)$ muestra una uniformidad en todo el territorio insular, con la excepción de un único punto localizado en el norte de la isla. Los valores de $H^*(10)$ varían desde los $0.42 \text{ mSv}\cdot\text{a}^{-1}$ observados en el SW de la isla y los $0.59 \text{ mSv}\cdot\text{a}^{-1}$ medidos en el NW.

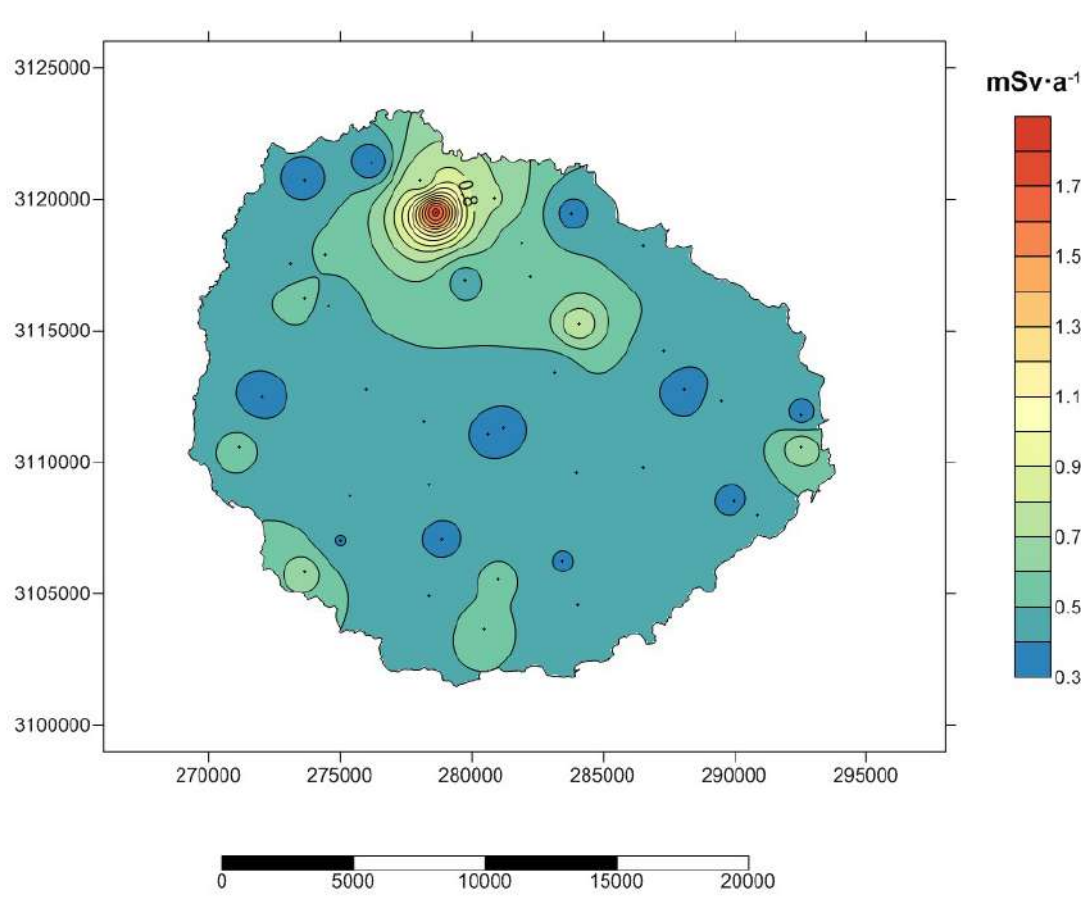


Figure 232: Tasa de dosis equivalente ambiental $H^*(10)$ promedio anual en la isla de La Gomera

Conclusión:

El valor promedio observado de la tasa de dosis efectiva para la isla de La Gomera es inferior al valor de dosis equivalente ambiental $H^*(10)$ obtenido en este estudio, magnitud esta última aceptada internacionalmente como una estimación conservadora de la dosis efectiva. La distribución espacial de la tasa de dosis absorbida es relativamente uniforme en todo el territorio estudiado, con la excepción de un valor anormalmente alto obtenido en un único punto en el norte de la isla.

Poster PR Público y Medioambiente / 370

Análisis de series temporales de Radón “indoor” mediante herramientas Wavelet

Autores: Pedro A. Salazar-Carballo¹; José Miguel Lorenzo-Salazar²; María López Pérez¹; Xiomara Duarte-Rodríguez³; Manuel Triguero-Pérez³; Eduardo Pérez-González³; Antonio Catalán Acosta⁴

¹ Universidad de La Laguna

² Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental (FIMERALL), Universidad de La Laguna

³ Laboratorio de Física Médica y Radiactividad Ambiental. SEGAI. Universidad de La Laguna

⁴ Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental. Universidad de La Laguna

Corresponding Author: acataco@gobiernodecanarias.org

Introducción:

Las variaciones temporales de radón “indoor” muestran características dinámicas complejas en múlti-

ples escalas de tiempo (variabilidad diurna, mensual, estacional...). La interpretación de la variabilidad temporal del radón es atribuida a diferentes fenómenos ambientales que se manifiestan a través de fenómenos de sincronización e intermitencia.

Material y Método:

Para la medida de radón se ha utilizado un espectrómetro alfa SARAD Scout Plus (tiempo de integración de 3 h, 1.290 registros) en las instalaciones de FIMERALL. El equipo también ha registrado la presión barométrica, la humedad relativa y la temperatura interna.

Para el análisis de las series temporales registradas se ha empleado: (1) la transformada de wavelet continua (CWT), (2) la transformada wavelet cruzada (XWT) y (3) la coherencia wavelet (WTC) (paquete WaveletComp, R-CRAN) 1 con los siguientes objetivos: (1) analizar los registros de series temporales en el espacio tiempo-frecuencia e identificar periodicidades (ej: cíclicas, estacionales), (2) identificar la potencia común (sincronización) y la fase relativa, así como (3) el grado de significación.

Resultados:

Los niveles de radón medidos variaron entre 21 y 221 Bq/m³, con un promedio de 109 Bq/m³ (Fig. 1). Se observaron comportamientos de periodo largo distintos en las series de temperatura ambiental, humedad relativa y presión barométrica. La existencia de amplias variaciones de periodo corto y de periodo largo dificulta la detección visual de correlaciones entre las cuatro series de la figura.

Discusión:

El análisis de CWT (Fig. 2) de las series temporales de las variables muestreadas pone de manifiesto la existencia de ciertas periodicidades en ciclos de frecuencia diurna y semidiurna, así como a mayor escala (periodos semanales, mensuales y semi-mensuales), principalmente en las series de temperatura ambiental y presión barométrica. En la serie de radón, el gráfico de CWT muestra bandas diurnas y semi-diurnas más deslocalizadas debido probablemente a la naturaleza estocástica de la serie y/o a la propia incertidumbre de la medida. Un análisis más detallado mediante el empleo de la XWT y la WTC demuestra la existencia sincronización intermitente en periodos y largos.

Finalmente, el análisis de la relación de fase en los periodos diurnos y semidiurnos demuestra que el acoplamiento entre la variación de radón y la temperatura ambiental ocurre simultáneamente; mientras que para la relación entre el radón y la presión barométrica las variaciones diurnas van en fase y las semidiurnas presentan un desfase de aproximadamente 6 horas.

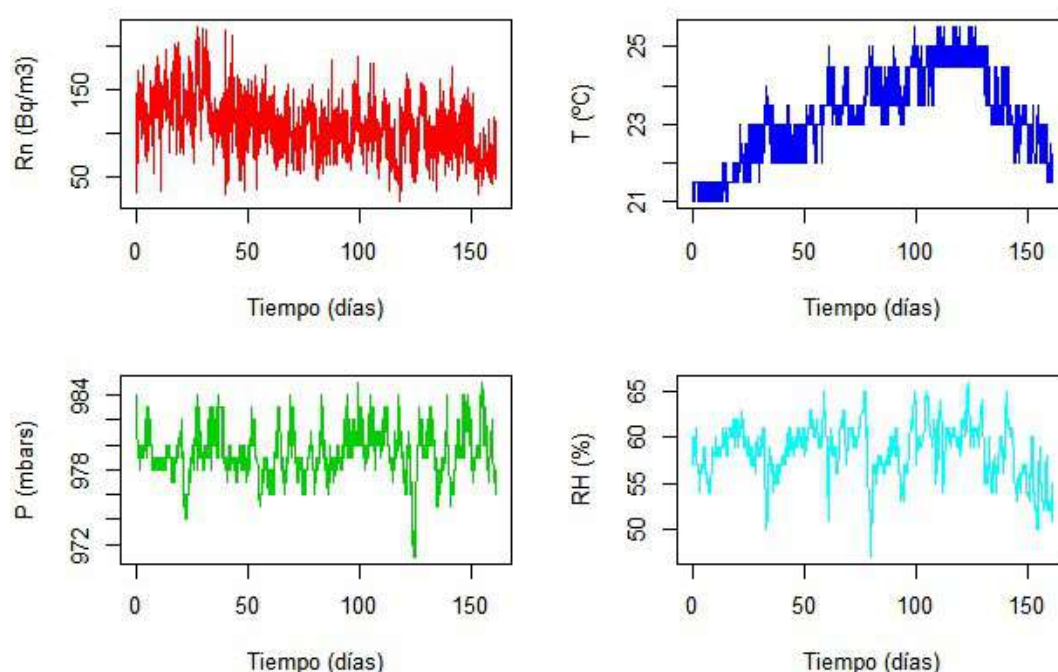


Figure 233: Registro de distintas series temporales de Rn, presión barométrica, temperatura ambiental y humedad relativa.

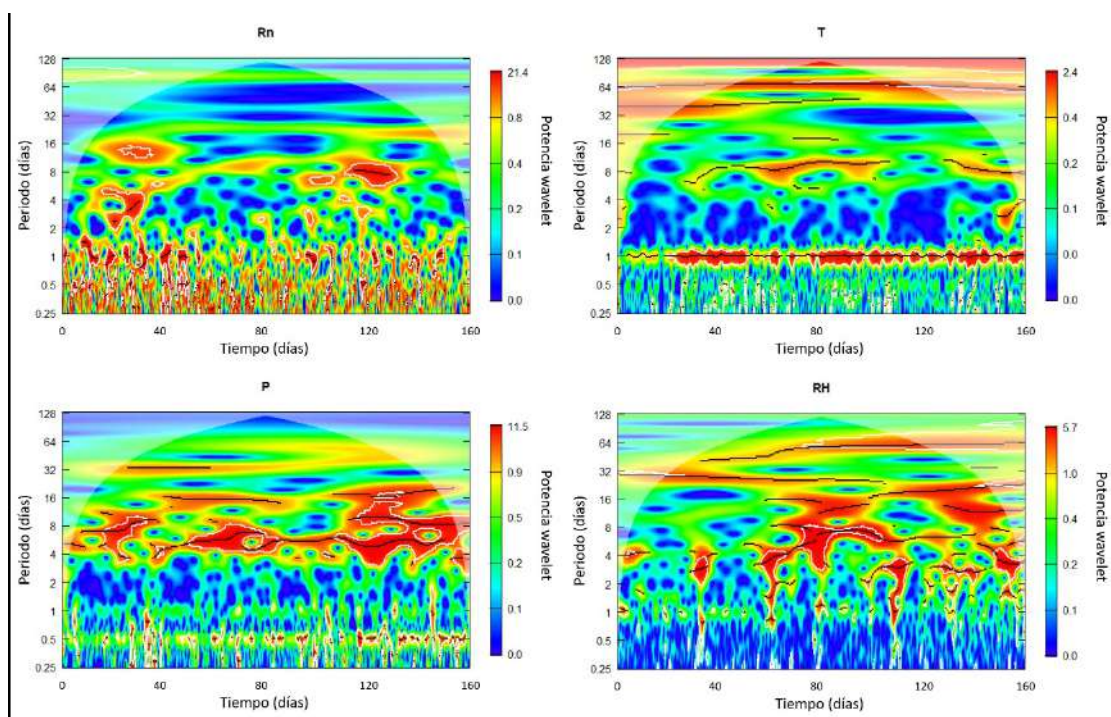


Figure 234: Transformada continua de wavelet (CWT) de las series temporales de radón, temperatura ambiental, presión barométrica y humedad relativa.

Conclusión:

El estudio detallado en el espacio tiempo-frecuencia mediante herramientas tipo wavelet ha permitido identificar diferentes patrones de variación a distintas escalas, así como la correlación existente entre las variaciones de radón “indoor” y la presión barométrica, la temperatura ambiental y la humedad relativa en el punto de medida.

Bibliografía:

(1) http://www.hs-stat.com/projects/WaveletComp/WaveletComp_guided_tour.pdf

Simposio: La comunicación de los riesgos y beneficios de las radiaciones a la sociedad / 822

La Red Latinoamericana para la Educación y la Capacitación en Tecnología Nuclear – LANENT y su aporte en la Gestión del Conocimiento

Autor: Eduardo Medina Gironzini¹

¹ *Sociedad Peruana de Radioprotección*

Corresponding Author: medina.gironzini@gmail.com

La Red Latinoamericana para la Educación y la Capacitación en Tecnología Nuclear – LANENT y su aporte en la Gestión del Conocimiento

Sesión Técnica BIOTERRA / 817

Nuevos algoritmos para QA de paciente

Autor: Lutz Müller ¹

¹ *IBA Dosimetry*

Corresponding Author: info@cevents.es

Sesión Técnica BIOTERRA / 818

Herramientas IA en RayStation

Autor: Eduardo Fuentes¹

¹ *Bioterra*

Corresponding Author: soluciones@cevents.es

Acto de Clausura y Entrega de Premios / 803

Radiation safety programme of the IAEA: understanding the challenges in selected areas of radiation safety

Autor: Miroslav Pinak¹

¹ *OIEA*

Corresponding Author: m.pinak@iaea.org

Radiation safety programme of the IAEA: understanding the challenges in selected areas of radiation safety

Pósteres Radioterapia / 274

Evaluación anual de los resultados de la prueba de coincidencia luz-radiación implementada con un programa de elaboración propia

Autores: Fernando Fernández Belmonte¹ ; Fernando Tato de las Cuevas¹ ; Fernando Cerrón Campoó^{None}

¹ *Hospital Universitario de Canarias*

Corresponding Author: fernando01975@gmail.com

Objetivos

La prueba de control de calidad de coincidencia luz-radiación (CLR) en aceleradores lineales de electrones de uso clínico (ALE) es de necesaria realización (protocolo SEFM). En este trabajo se evalúan los resultados de la prueba CLR realizada a lo largo de un año en tres ALEs y con una metodología y material propias.

Material y Métodos

La plantilla empleada tiene como base un papel, en el que se traza una cruceta con una esfera radiopaca en su centro, empleada para centrar la misma con la proyección luminosa de la cruceta del cabezal. La plantilla es fijada directamente a la superficie del EPID. Se sitúan los 4 discos radiopacos, se hace coincidir su borde exterior con el límite de campo luminoso.

ALE y EPID

Los ALEs empleados son dos Varian CLINAC 2100 (resolución EPID: 512x512 píxeles) y un Elekta Synergy (1024 x 1024 píxeles). Los discos presentan una atenuación de un 4.5 % para la energía de 6 MV.

Medidas

El tamaño de campo es 20x20 cm. Las medidas se realizan con una periodicidad semanal durante un año.

Análisis

Las imágenes son analizadas por un programa desarrollado en Matlab. El algoritmo estima la posición de la circunferencia de los discos al trazar varios perfiles. A partir de transformaciones geométricas se calcula el centro del disco y su límite exterior; que es el límite del campo luminoso (CL). El límite de campo de radiación (CR) se obtiene trazando dos perfiles perpendiculares y obteniendo la posición del 50% del VP. Los resultados de la CLR son exportados a un libro de cálculo.

Resultados y Discusión

En la Fig. 1 se representan los promedios de la CLR en cada uno de los cuatro lados del campo (G, T, L, R) para cada uno de los ALE. Se observa que, en general, dichas diferencias son significativas. Sólo en el ALE-2, en los lados G y T, no puede garantizarse que sean distintas de cero. Se observa también que las diferencias de posición entre los límites de los campos son menores de 1,5 mm en los ALE-1 y ALE-2 y menores a 1 mm en el ALE-3.

En la Fig. 2 se observa que los promedios de los desplazamientos entre los centros del CL y del CR para cada uno de los ALEs son <1,3 mm ($p < 0,05$).

Conclusiones

Existe una desviación en la CLR en la mayor parte de los lados de los ALEs. Sin embargo, se puede corroborar que la CLR está en tolerancia (< 2mm) en los 3 ALEs. Dado que las medidas han sido realizadas por distintos técnicos a lo largo de un año, es de esperar que los desplazamientos y las incertidumbres calculados sobreestimen a los reales.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 492

Repetibilidad y Reproducibilidad de errores del sistema de control diario Startrack en medida de dosis absoluta

Autor: Daniel Morera Cano¹

Co-autores: María Coca Huertas¹ ; Eduardo Miró Mesa² ; María Asunción Sintés Garriga³ ; Mariano Skumanic⁴

¹ Instituto Oncológico - Grupo Asistencial Juaneda

² ógico - Grupo Asistencial Juaneda

³ Servicio Radiofísica - Hospital Mateu Orfila - Grupo Asistencial Juaneda

⁴ Servicio Radiofísica - Hospital Can Misses - Grupo Asistencial Juaneda

Corresponding Author: daniel.morera@juaneda.es

Introducción

El sistema de verificación Startrack (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemania) permite realizar las verificaciones diarias necesarias de dosis absoluta y perfiles en un único disparo. El sistema consiste en un conjunto de 453 cámaras de ionización, distribuidas en una cruz y dos diagonales, con una separación de 5 mm en las direcciones principales, y 7 mm de separación en las diagonales. El objetivo del estudio será verificar la repetibilidad de este detector, y ver la reproducibilidad de un posible error en el output del acelerador de un 2%, para todas las energías disponibles.

Materiales y métodos

Se ha realizado el montaje del Startrack con la alineación de los láseres, como se realiza cada mañana, con un plancha para evitar la zona de buildup, proporcionada por el fabricante, de 5 cm en el caso

de fotones, y 2 cm para el caso de electrones. El acelerador empleado ha sido un Varian TrueBeam SN2914 (Varian, Palo Alto, California, USA). Se ha realizado medidas de 100 UM por disparo con campo de 20x20, con energías de fotones de 6X, 6FFF y 10X, así como electrones de 6MeV, 9MeV y 12MeV, cinco medidas por cada energía. Para ver la reproducibilidad de un posible error, tras la calibración del Startrack, se ha realizado disparos de 102 UM, cinco medidas por energía, y se ha registrado los valores obtenidos por el sistema Startrack.

Resultados

Los resultados de repetibilidad para las diferentes energías son:

100 UM									
	Med. 1	Med. 2	Med. 3	Med. 4	Med. 5	Max-Min	Media	Desv. Stand.	Desv. Máxima Respecto Media
6X	100,182 cGy	100,213 cGy	99,899 cGy	99,910 cGy	99,899 cGy	0,314 cGy	100,021 cGy	0,145	0,19%
6FFF	100,201 cGy	100,113 cGy	99,957 cGy	99,957 cGy	99,932 cGy	0,269 cGy	100,032 cGy	0,106	0,17%
10X	99,975 cGy	99,825 cGy	99,747 cGy	99,743 cGy	99,750 cGy	0,232 cGy	99,808 cGy	0,089	0,17%
6Mev	99,611 cGy	99,530 cGy	99,491 cGy	99,580 cGy	99,439 cGy	0,172 cGy	99,530 cGy	0,061	-0,09%
9MeV	100,229 cGy	99,914 cGy	99,876 cGy	99,896 cGy	99,931 cGy	0,353 cGy	99,969 cGy	0,131	0,26%
12MeV	100,152 cGy	99,909 cGy	99,888 cGy	99,868 cGy	99,836 cGy	0,316 cGy	99,931 cGy	0,113	0,22%

Figure 235: Resultados Repetibilidad 100UM

Se aprecia una variación respecto a la media máxima de 0,26% en el caso de la energía de 9MeV. En el caso de las energías de fotones los resultados son muy similares con valores de desviación máxima respecto de la media de 0,19% y 0,17%.

Al forzar el error de un 2% mediante una irradiación de 102 UM, los resultados son:

102 UM (Error +2%)									
	Med. 1	Med. 2	Med. 3	Med. 4	Med. 5	Max-Min	Media	Desv. Stand.	Error Reproducido
6X	101,969 cGy	101,994 cGy	101,962 cGy	101,996 cGy	102,019 cGy	0,057 cGy	101,988 cGy	0,020	1,97%
6FFF	102,095 cGy	102,110 cGy	102,076 cGy	102,090 cGy	102,080 cGy	0,034 cGy	102,090 cGy	0,012	2,06%
10X	102,059 cGy	102,007 cGy	101,972 cGy	101,934 cGy	101,949 cGy	0,125 cGy	101,984 cGy	0,045	2,18%
6Mev	102,080 cGy	101,703 cGy	101,640 cGy	101,771 cGy	101,752 cGy	0,440 cGy	101,789 cGy	0,152	2,27%
9MeV	102,423 cGy	102,132 cGy	102,149 cGy	102,149 cGy	102,237 cGy	0,291 cGy	102,218 cGy	0,109	2,25%
12MeV	102,464 cGy	102,283 cGy	102,214 cGy	102,289 cGy	102,336 cGy	0,250 cGy	102,317 cGy	0,083	2,39%

Figure 236: Resultados Reproducibilidad error 2%

Los resultados representan un error desde 1,97% en el caso de fotones de energía 6X, hasta un 2,39% para el caso de electrones de 12MeV.

Discusión

Un sistema de control diario en un acelerador lineal de electrones, debe permitir un uso rápido y fiable. Por ello es importante asegurar su repetibilidad y reproducibilidad para todas las energías, y en caso de que el acelerador presente una desviación en el Output, que se reproduzca de manera fidedigna.

Conclusiones

Para la realización del control diario de un LINAC, el sistema Startrack es un sistema que permite un montaje rápido y que ofrece unos resultados con una desviación máxima de un 0,26%. Al forzar un error de un 2%, irradiando con 102 UM, se ha apreciado que se reproduce el error del 2% con un rango en función de la energía que oscila entre un 1,97 % a un 2,39 %.

Pósteres Braquiterapia / 716

Caracterización de la trayectoria por la fuente en el aplicador Venezia

Autores: Naiara Fuentemilla Urio¹ ; Aitor Fernandez Iglesias² ; Rocío Estrada García² ; Daniel Martínez González² ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Víctor Raposo Furelos¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Fernando Mañeru Cámara² ; Fernando Caudepón Moreno¹ ; Santiago Miquelez Alonso¹ ; Tasio Rubio Arróniz¹

¹ CHN Pamplona

² Complejo Hospitalario de Navarra

Corresponding Authors: , afernandez7694@gmail.com

Introducción:

En este trabajo se comparan las trayectorias de la fuente del aplicador Venezia en su componente vaginal, que son dos medios anillos, con las presentadas en la librería de aplicadores de Elekta, y las implicaciones dosimétricas de utilizar estas reconstrucciones.

Materiales y Métodos:

El objeto central del trabajo es el aplicador ginecológico Venezia de Elekta, de 26mm de diámetro. Se ha obtenido la posición distal de tres maneras: i) medido sobre la librería de aplicadores (trayectorias central (C) y “real” (SP)); ii) mediante película radiocrómica (Gafchromic EBT3), con la posición distal a 1300, como se indica en especificaciones; iii) placa radiográfica sobre panel plano (sistema OBI de Varian), haciendo pasar una fuente ficticia por las posiciones del anillo en el sentido natural de tratamiento del sistema Flexitron- Elekta (M).

Se ha comparado: distancia de la posición distal al eje del aplicador con cada modalidad; dosis recibida a 5mm de la superficie del aplicador; dosis en puntos para la evaluación de tratamientos ginecológicos (vesical, recto-vaginal, A y vaginales); cambios en la dosis debido a la orientación real de la fuente. Las dosis han sido obtenidas con TG43 en planificador OncentraBrachy 4.5.3.

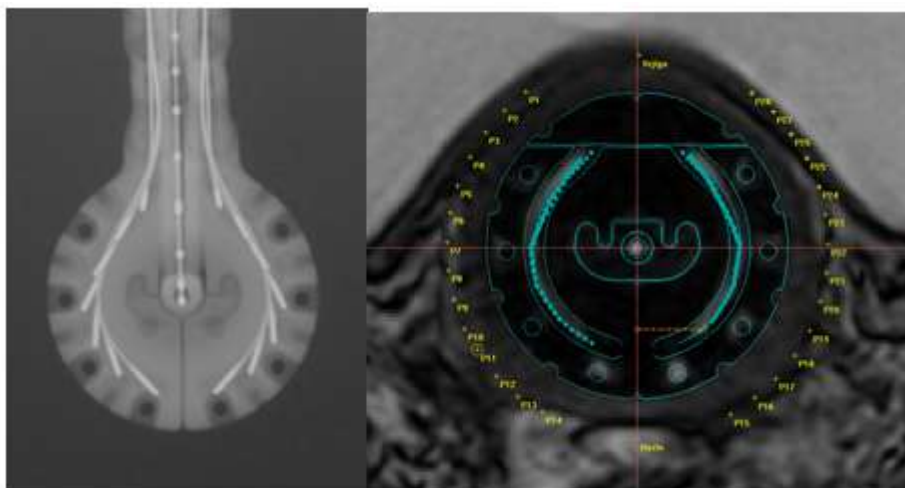


Figure 237: enter image description here

Resultados:

Distancias			Dosimetría			Ovs	Orientación	
	Ov1 (mm)	Ov2 (mm)		Ovs	Orientación fuente		(SP- C)/SP	fuelle
				(SP- C)/SP				
C	6.4	6.4				Vejiga	-3.50%	-6.60%
SP	6.8	6.8				Recto	0.53%	2.63%
Marcadores CT	5.6	6.6	Min	-10.66%	-6.34%	A1.	4.06%	0.83%
Radiocrómica	6.6+0.1	9.8+0.1	Max	4.62%	2.46%	A2.	3.15%	0.39%

Figure 238: enter image description here

Las incertidumbres indicadas son resultado del tamaño de pixel del panel y de las herramientas de medida.

Discusión

Distancias: hay cierta diferencia entre las dos reconstrucciones de la librería, ajustándose más la SP a la trayectoria que obtuvimos con la fuente ficticia. Las posiciones concretas de dicha trayectoria son muy dependientes del método utilizado para fijar la fuente ficticia, por lo que creemos que solamente debe usarse para dibujar la trayectoria, debiendo ajustar la posición distal con otro método (película radiocrómica).

Radiocrómicas: el ovoide lunar 1 no presenta diferencias apreciables entre posición medida y esperada; no así el ovoide 2, que presenta una discrepancia de 2.8 mm, algo que puede deberse a fricciones internas.

Dosis: podemos apreciar que en la reconstrucción con SP, las dosis en vejiga son menores que con la reconstrucción C, aproximadamente 3.5%

Orientación de la fuente: se nota especialmente en los puntos cercanos a vejiga, ya que son estas posiciones en las que hay mayor diferencia de angulación respecto a la utilizada por el TPS.

Conclusiones

Vemos de gran utilidad realizar la reconstrucción de la trayectoria de la fuente mediante la librería de aplicadores con SP, ya que ayuda a reducir la incertidumbre introducida por el factor humano en la reconstrucción, aunque debe tenerse en cuenta la diferencia hallada en la posición distal (offset). Las diferencias dosimétricas también deben tenerse en cuenta en aplicaciones con pacientes.

Pósteres Medicina Nuclear / 736

Programa para el cálculo de la relación de captación tumor-tejido en la planificación de tratamientos de radioembolización con microesferas de itrio-90

Autores: Fernando Mañeru Cámara¹ ; Daniel Martínez González² ; Aitor Fernández Iglesias² ; Laura Bragado Álvarez² ; Fernando Caudepón Moreno² ; Naiara Fuentemilla Uribe² ; Rocío Estrada García¹ ; Santiago Pellejero Pellejero² ; Santiago Miquelez Alonso² ; Anastasio Rubio Arróniz²

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² CHN Pamplona

Corresponding Authors: fmaneruc@navarra.es, , , , , , rocioegarcia@gmail.com, , ,

Introducción

El método de partición es una de las opciones más extendidas para la estimación de dosis en pacientes sometidos a tratamientos de radioembolización hepática con microesferas de itrio-90. Su aplicación precisa de la distinción entre hígado sano y enfermo para poder calcular la relación de captación

tumor-tejido (T/N). Este proceso es bastante dependiente del criterio empleado para delimitar ambas regiones. En este trabajo se presenta un software que permite la estimación de la relación T/N de forma reproducible.

Material y Métodos

El cálculo de la relación T/N se realiza a partir de un estudio SPECT de simulación previa al tratamiento, adquirido tras la administración de macroagregados de albúmina marcados con Tc-99m. El método empleado asume que la zona más hipercaptante coincide con el tumor y la intermedia con el hígado sano, considerándose la de captación más baja como tejido no irradiado. A partir de los volúmenes conocidos previamente de hígado y tumor, el programa calcula los umbrales de captación correspondientes a los límites de ambas estructuras. A continuación integra las cuentas existentes en cada región y la relación T/N se obtiene de inmediato como un cociente entre ambas concentraciones de cuentas por unidad de volumen. Para este proceso se ha elaborado en nuestra institución un programa usando código Python, generándose un ejecutable que no precisa instalación previa.

Resultados

Los datos iniciales para el programa son los volúmenes de hígado sano y tumor. Posteriormente se requiere la selección de un archivo en formato DICOM (estudio SPECT de simulación). A partir de esos datos estima y muestra el valor de los umbrales, para que puedan ser validados visualmente por el usuario si lo desea en su estación de procesado. También muestra el tamaño de vóxel, parámetro empleado en la estimación de volúmenes. Por último, ofrece el resultado de la relación T/N calculada. Todo ello lo realiza en pocos segundos en un ordenador de sobremesa estándar con sistema operativo Windows.

Discusión

El programa permite la estimación de la relación T/N de forma muy reproducible: al ser un método automático es independiente del usuario. Sólo la volumetría de hígado y tumor y el protocolo de adquisición del SPECT permiten variaciones en el proceso.

Para poder usar el programa de forma fiable debe ser asumible el uso de una segmentación a partir de umbrales. Esa premisa puede no ser cierta en el caso de enfermedad diseminada o con alto grado de necrosis, o en los casos en los que el SPECT de simulación no sea un buen reflejo de la distribución que tendrán las esferas por cualquier otro motivo, como la presencia de fugas extrahepáticas.

Conclusiones

Se presenta un programa muy intuitivo y sencillo para el cálculo de la relación T/N en tratamientos de radioembolización. Su uso puede reducir la variabilidad de resultados entre especialistas o equipos de trabajo de diferentes centros.

Pósteres Radioterapia / 710

Puesta en marcha de un CT de planificación de radioterapia usando el algoritmo de reconstrucción DirectDensity™

Autores: Rocío Estrada García¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Fernando Caudepón Moreno² ; Daniel Martínez González² ; Laura Bragado Álvarez² ; Santiago Pellejero Pellejero² ; Aitor Fernández Iglesias² ; Naiara Fuentemilla Urio² ; Santiago Miquelez Alonso² ; Anastasio Rubio Arróniz²

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² CHN Pamplona

Corresponding Authors: rocioegarcia@gmail.com, fmaneruc@navarra.es, , , , , , , ,

Introducción

Las curvas de calibración entre unidades Hounsfield (UH) y densidad electrónica relativa al agua (DER) empleadas por los sistemas de planificación de radioterapia externa son muy dependientes de las características de adquisición y reconstrucción de la imagen de tomografía computarizada (CT). Esto habitualmente limita el uso del escáner a una técnica fija, reduciendo las posibilidades de mejora en calidad de imagen de planificación. El algoritmo DirectDensity™ (eDD) de Siemens ofrece valores CT proporcionales a la DER permitiendo el uso de una única curva de calibración válida para diferentes condiciones. En este trabajo se presenta un análisis preliminar del comportamiento de este algoritmo, consistente en una comparativa entre las DER de diferentes tejidos conocidos y las obtenidas usando la reconstrucción eDD y estándar (retroproyección filtrada, FBP) para un mismo equipo CT.

Material y métodos

Se ha empleado un CT Siemens SOMATOM Confidence® RT Pro, un maniquí CIRS con 16 insertos de 8 materiales de DER conocidas y el planificador Eclipse v15.6 (Varian Medical Systems). Se han realizado 10 estudios CT con protocolos diferentes, usando 120 kV, y se han reconstruido mediante ambos algoritmos: eDD y FBP. Los kernels de reconstrucción usados han sido Siemens Sd40 para eDD, y para retroproyección filtrada Siemens Hr35 (cráneo) y Siemens Br36 (resto de localizaciones). Con el promedio de las UH medidas en cada inserto del maniquí se han obtenido los valores de DER para las dos curvas de calibración. Posteriormente se han comparado los resultados DER ofrecidos por Eclipse para ambas reconstrucciones usando protocolos de adquisición de cráneo y de pelvis. Para ello se ha considerado que la DER asignada es una interpolación entre valores consecutivos de la curva de calibración correspondiente.

Resultados

La diferencia entre la DER calculada y la real es de aproximadamente un 3% y un 4% para el algoritmo eDD y para la reconstrucción FBP respectivamente. Las diferencias entre ambos tan sólo son reseñables en los tejidos de densidad extrema. eDD ofrece valores ligeramente peores para pulmón en el estudio de pelvis, y claramente mejores en pulmón y hueso en el de cráneo. En todos los casos la mayor desviación del valor real aparece en tejido pulmonar en inhalación.

Discusión y conclusiones

Los resultados obtenidos muestran la bondad del algoritmo DirectDensity™ con resultados similares o incluso ligeramente mejores a los de la retroproyección filtrada. Las desviaciones más altas encontradas en densidad electrónica provienen de una diferencia relativamente pequeña en UH (excepto hueso denso en cráneo para FBP, todos los números CT medidos difieren menos de 50 UH del valor esperado).

Un desarrollo posterior más amplio del trabajo, contemplando el comportamiento con diferentes técnicas de adquisición y protocolos de reconstrucción, permitiría evaluar en profundidad el potencial del algoritmo analizado.

Pósteres Radiodiagnóstico / 693

Niveles de referencia en radiología convencional de adultos del Sistema Navarro de Salud

Autores: Daniel Martínez González¹ ; Vitor Raposo Furelos¹ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Fernando Caudepón Moreno¹ ; Santiago Miquelez Alonso² ; Naiara Fuentemilla Urio¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Anastasio Rubio Arróniz¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario Navarra

Corresponding Author: d.martinez.gonzalez@navarra.es

Introducción

El objetivo de este trabajo es mostrar el proceso y los resultados obtenidos al establecer los niveles de referencia locales en radiología convencional de adultos del Servicio Navarro de Salud y compararlos con distintas referencias internacionales.

Material y métodos

En nuestro caso hemos escogido la ICRP 135 como guía. Es importante remarcar respecto a la ICRP 135 que:

- Recomienda el uso del producto kerma – área (PKA) como indicador de dosis en radiología convencional.
- Recomienda que el nivel de referencia de cada centro se defina como mediana (y no la media) de los valores del indicador de dosis de las exploraciones escogidas como significativas.

En total, hemos recogido datos del valor del PKA de las exploraciones realizadas en 10 salas del Sistema Navarro de Salud durante el año 2017. Debido al distinto nombre que una misma proyección puede recibir en un equipo u otro, fue necesario realizar un trabajo previo de homogeneización de los datos para poder extraer resultados útiles. Las proyecciones genéricas escogidas y el número de datos útiles que analizamos en cada una se puede ver en la siguiente tabla:

Proyección	Nº de estudios
Abdomen AP/PA	1817
Pelvis AP/PA	991
Cervicales AP/PA	213
Cervicales LAT	578
Dorsal AP/PA	228
Dorsal LAT	224
Lumbar AP/PA	708
Lumbar LAT	683
Cráneo AP	222
Cráneo LAT	652
Tórax AP/PA	6196
Tórax LAT	4383

Figure 239: Proyecciones y número de estudios empleados para el trabajo.

Además, descartamos las salas con un número bajo de datos en determinadas proyecciones.

Resultados

Los niveles de referencia obtenidos, son los siguientes:

Proyección	Nivel de referencia SNS-O	3er cuartil media SNS-O	3er cuartil media UK	3er cuartil media Alemania
Abdomen AP/PA	11.60	19.00	25.00	23.00
Pelvis AP/PA	11.30	12.30	22.00	25.00
Cervicales AP/PA	0.92	1.00	1.50	-
Cervicales LAT	0.91	1.10	1.50	-
Dorsal AP/PA	6.30	7.00	10.00	11.00
Dorsal LAT	9.10	13.70	15.00	14.00
Lumbar AP/PA	11.90	17.00	15.00	20.00
Lumbar LAT	18.30	26.50	25.00	35.00
Cráneo AP	2.80	2.90	-	6.00
Cráneo LAT	1.60	2.00	-	5.00
Tórax AP/PA	1.01	1.05	1.50	1.50
Tórax LAT	2.90	4.00	-	4.00

Figure 240: Niveles de referencia en radiología convencional del Sistema Navarro de Salud y comparación con referencias de Reino Unido y Alemania.

A modo de comparación, en la tabla anterior se incluyen el valor del tercer cuartil de la media de nuestros datos y las referencias de Reino Unido y Alemania.

Discusión

Nuestros resultados muestran que en la mayoría de los casos los niveles de referencia del Sistema Navarro de Salud son inferiores a las referencias escogidas. Una causa fundamental para esto es la estrecha colaboración e implicación de los radiólogos en el control de los indicadores de dosis de los equipos, lo cual facilita el trabajo de optimización.

Conclusiones

Nuestro trabajo muestra el proceso seguido para establecer niveles de referencia locales en el Sistema Navarro de Salud. Si se establecen DRL a nivel nacional, sería adecuado emplearlos como referencia en vez de los de otros países europeos.

Sesión Plenaria: Protección Radiológica en instalaciones singulares (CNA, CLPU) / 786

Sincrotrón ALBA

Autor: María José Gracia-Fusté¹

¹ *Radiation Protection Service, ALBA Synchrotron*

Corresponding Author: mgarcia@cells.es

Sincrotrón ALBA

Simposio Técnicos / 375

Cambios en el volumen y posición de la próstata. Influencia de la adquisición con o sin fiadores en los catéteres flexibles para tratamientos de alta tasa. Estudio preliminar.

Autores: Paula Monasor Denia¹ ; Jose Richart¹ ; Silvia Rodriguez Villalba¹ ; Manuel Santos Ortega¹

¹ *Hospital Clínica Benidorm*

Corresponding Author: joserichart@clinicabenidorm.com

Objetivo

En el tratamiento de la próstata con braquiterapia de alta tasa, normalmente se emplean catéteres plásticos. Un fiador rígido se usa en estos casos para dar rigidez a la aguja en el momento de la inserción transperineal. Estos fiadores se mantienen para la adquisición de las imágenes de ultrasonidos con el objeto de aumentar la señal en las mismas y ayudar en el proceso de reconstrucción. Tras la planificación, los fiadores son retirados para proceder al tratamiento, y en ese momento, al quitar rigidez al conjunto, tanto la forma, como la posición de la próstata puede variar ligeramente, produciéndose ligeras curvaturas de los catéteres y en consecuencia diferencias respecto a lo planificado.

El objetivo de este trabajo es evaluar esas diferencias en términos de cambios en los parámetros del HDV para la próstata, uretra y recto.

Material y métodos

Se realiza una primera adquisición tras la inserción de todos los catéteres con los fiadores dentro. Este conjunto de imágenes es el empleado para el posterior contorno y planificación del tratamiento. Tras la optimización y la aprobación del plan de tratamiento, se obtienen los diferentes parámetros del HDV: D90 para próstata, D10 y Dmax para uretra y recto.

Los fiadores se retiran posteriormente y se realiza una nueva adquisición. El radioterapeuta realiza un nuevo contorno de las estructuras, adaptando los volúmenes tras la retirada de los fiadores. Se realiza una nueva reconstrucción de las agujas y se aplica las mismas posiciones y tiempos de

parada que los obtenidos con los fiadores y que son con los que se trata el paciente. Se obtienen nuevos parámetros del HDV para próstata y órganos de riesgo.

Resultados

Se han observado pequeñas variaciones en el volumen y forma de la próstata tras la retirada de los fiadores. También se han visto ligeras curvaturas en los catéteres plásticos. El volumen de la próstata contorneado en la nueva adquisición sin los fiadores aumenta como promedio un 10% respecto al previo. Desviaciones medias en los parámetros del HDV obtenidos en los planes sin y con fiadores fueron: -5% (SD=2%) en el D90 para la próstata, 15% (SD=30%) en el Dmax de la uretra, 2% (SD=10%) en el D10 de la uretra, 4% (SD=5%) para el Dmax del recto, 2% (SD=4%) en el D10 del recto.

Como era esperar, sin obturadores, la visualización de algunas agujas era peor, especialmente cuanto más lejos se encontraban de la sonda rectal.

Conclusiones

En nuestra experiencia, en los pacientes analizados, se observa un aumento en el volumen de la próstata del 10%. Esto puede ser debido al edema producido en el tiempo entre las dos adquisiciones. Este aumento de volumen conlleva una disminución de cobertura del volumen. En dos pacientes el valor D90 bajó del objetivo del 100%.

En cuanto a la uretra no se ha observado ninguna tendencia. El Dmax varía ampliamente, dependiendo fuertemente de la posición donde es contorneada en la nueva adquisición, de ahí el valor alto de la desviación estándar observada (30%).

En lo relativo al recto, hemos observado que presenta menor variación. Esto puede ser entendido por el hecho de estar más restringido su movimiento, por la presencia de la sonda endorectal.

Tras estos resultados preliminares, se recogerán más datos, puesto que esta primera muestra de pacientes ha sido pequeña, pero nos inclinamos a pensar que la mejor visualización de las agujas debido al uso de los fiadores no compensa el decremento en el D90 de la próstata.

Aunque con más dificultad, la reconstrucción de las agujas puede hacerse sin fiadores. Ciertamente, el entrenamiento y aprendizaje es necesario, pero el plan obtenido es más cercano al modo en el que se trata el paciente en la realidad.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 50

VARIACIÓN TEMPORAL DEL FACTOR DOSIS-CARGA DE UNA CÁMARA DE IONIZACIÓN DE VOLUMEN PEQUEÑO

Autores: José Bea Gilabert¹ ; M Carmen Baños Capilla² ; José Domingo Lago^{None}

Co-autores: Lidia Ros ; Patricia Gil ; Lorena Delgado ; María López ; Francisco Morales

¹ Vithas Hospital Nisa Virgen del Consuelo

² hospital Vithas Virgen del Consuelo - S. Radiofísica

Corresponding Author: pepeyadela@ono.com

OBJETIVO: Evaluar la variación del factor dosis/carga para una cámara de volumen 0.125cc insertada en un maniquí plástico.

MATERIAL Y MÉTODOS: Las medidas se realizan en un detector Sun Nuclear ArcCHECK, un cilindro de PMMA donde se halla embebida una matriz de diodos con la posibilidad de colocar una cámara de ionización en su eje, utilizado para verificar experimentalmente las dosimetrías IMRT/VMAT calculadas con el sistema de planificación. El procedimiento de medida exige la calibración de los diodos con respecto a la dosis impartida por el acelerador, pudiéndose determinar con cámaras tipo Farmer (modelos PTW30010 y PTW30013) insertadas en el citado eje. Sin embargo, el gradiente de dosis en IMRT obliga a utilizar detectores más pequeños, eligiéndose una cámara PTW31002 (descatalogada el año 2003). El factor dosis/carga ND(cGy/nC) se obtiene por calibración cruzada con una cámara Farmer en cada sesión de medida, todas ellas realizadas en el mismo bunker.

RESULTADOS: La variación del factor ND(cGy/nC) de la cámara PTW31002 a lo largo de 5 años presenta máximos y mínimos estacionales de $\pm 2.5\%$. Dicha variación es opuesta a la del factor de calibración de la matriz de diodos. Además, los valores obtenidos en cuba de agua tienen el mismo comportamiento. Se ha verificado experimentalmente que la respuesta de la cámara es independiente de la temperatura $< 0.1\%$, tanto en maniquí de agua como en el propio ArcCHECK, descartándose

efectos de segundo orden en el volumen de la cámara debidos a dilatación.

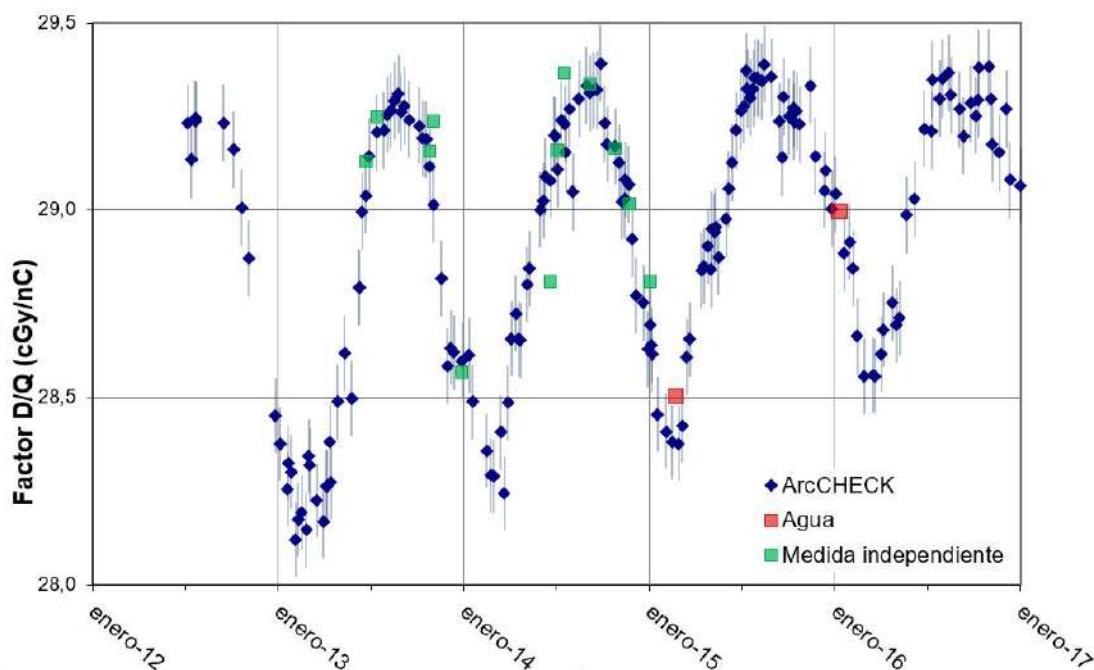


Figure 241: Variación temporal del factor dosis/carga de la cámara PTW31002

El factor de calibración ND(cGy/nC) en el ArcCHECK se ha verificado contrastando con medidas independientes de dosis en otro maniquí con las citadas cámaras Farmer, con diferencias menores que la incertidumbre experimental $U=0.35\%$. La estabilidad de las cámaras Farmer se ha confirmado con una fuente de Sr-90, con variaciones $<0.2\%$. En consecuencia, la variación del factor ND(cGy/nC) es debida exclusivamente a la cámara 31002.

DISCUSIÓN: En el caso de los diodos la variación es debida sólo a la temperatura. Se ha estimado la variación estacional de la temperatura y de la humedad relativa Hr en el bunker considerando los datos de la AEMT de temperatura ambiente y humedad relativa en Valencia. La temperatura del bunker se acondiciona mediante un sistema de enfriamiento isobaro *fan coil* en el intervalo $[21,25]^{\circ}\text{C}$ tal y como presenta el registro de las medidas, obteniéndose Hr a partir de las cartas psicométricas. Hr sigue el mismo patrón que la variable estudiada, por lo que la explicación más plausible a este comportamiento es el efecto de la humedad sobre la respuesta de la cámara.

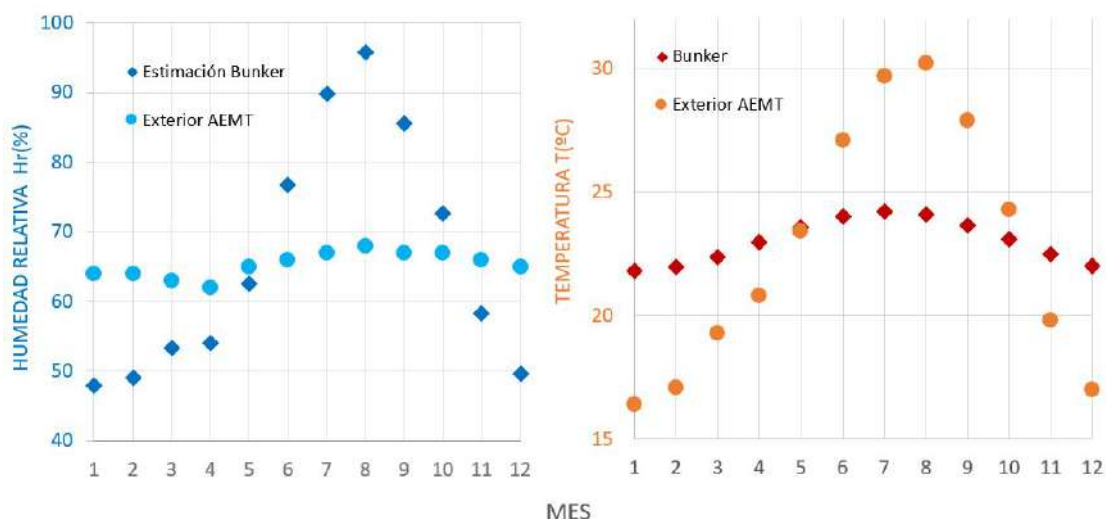


Figure 242: Variación mensual de temperatura y humedad relativa

CONCLUSIONES: La utilización de cámaras pequeñas para medidas de dosis absoluta obliga a la verificación del factor dosis/carga previa a cada sesión de medida en el caso de que la respuesta de la cámara sea inestable, lo cual es más probable con cámaras de diseño antiguo. En el caso presentado, estas variaciones son debidas a las variaciones estacionales de temperatura y humedad.

Pósteres Radioterapia / 160

IMPLICACIONES DOSIMÉTRICAS DEL CÁLCULO DOSIS AGUA DOSIS MEDIO

Autores: M carmen Baños Capilla¹ ; José Domingo Lago Martin^{None} ; José Bea Gilabert²

Co-autores: Lorena Delgado Mendoza ; Patricia Gil del Toro ; Verónica Gonzalez ; Luis Larrea ; Enrique López Muñoz ; María López Ordoñez ; Francisco Morales ; Lidia Ros Garcia³

¹ Hospital Vithas Virgen del Consuelo - S. Radiofísica

² Vithas Hospital Nisa Virgen del Consuelo

³ Hospital Vithas Virgen del Consuelo

Corresponding Author: maycab@icloud.com

En este estudio nos hemos planteado las implicaciones dosimétricas derivadas de la elección en el planificador entre expresar la dosis depositada en agua (Dw) o en medio (Dm). Para ello se ha realizado un estudio comparativo de cálculos en pacientes, agrupando resultados por localizaciones anatómicas.

MATERIAL:

Los cálculos se han realizado con el planificador MONACO v5.11.2 Elekta, algoritmo de cálculo XV-MC (X-ray Voxel Monte Carlo), empleando una matriz de cálculo de 2mm e incertidumbre de 1%.

MÉTODO:

En el cálculo XV-MC se realiza la simulación del transporte de partículas en el medio, cuya densidad viene establecida por la densidad másica, calculada a través de las curvas ED-CT que nos define la densidad de cada voxel que conforma el camino recorrido por las partículas. El paso de Dm a Dw se realiza mediante la expresión desarrollada por Siebers, consistente en aplicar el cociente de poderes de frenado agua medio, factor que el planificador aplica en base al valor de cada voxel sin necesidad de reoptimizar ni modificar la configuración del tratamiento.

Este estudio comprende datos recogidos de 120 tratamientos de pelvis-abdomen, 60 de lesiones en tórax, de las cuales 20 son lesiones pulmonares no periféricas, 22 tumores dentro del cráneo, 19 de

vértebra y 20 de ORL. Hemos evaluado las diferencias relativas $(Dm-Dw)/Dw$, para el PTV, de la dosis de pauta que cubre el 95% del volumen (D95% PTV) y la dosis media (DMEAN PTV) y para los órganos de riesgo próximos al PTV, se ha analizado las diferencias en las dosis máximas (DMAX_OC) y limitantes más representativa (DVtolerancia_OC).

RESULTADOS:

Los resultados que se recogen en la tabla y en las gráficas adjuntas y según la localización anatómica se resumen en:

PELVIS Y ABDOMEN: En esta localización la densidad general de los tejidos es muy similar al agua, lo que explica que la diferencia media para la cobertura del PTV (D95% PTV) encontrada sea del 0.5%. La mayor diferencia aparece en las cabezas femorales, donde el valor medio es -4.7%, y más del 90% de los casos presentan diferencias $<-3.1\%$.

TÓRAX: Debemos distinguir entre los volúmenes localizados en mediastino o próximos a la pared torácica donde hemos encontrado un ligero aumento de la cobertura del PTV en agua, con diferencias medias del 1%. Y un segundo caso que comprende los tumores en pulmón, donde la cobertura media del PTV en medio aumenta +1.7%. En médula $Dm < Dw$, con diferencia media del -2.4%.

CRÁNEO: Las diferencias en D95% PTV son pequeñas, con valores medios del -1.3%, en un rango dentro $[-3.4\%, 0.0\%]$.

VÉRTEBRAS: Las dosis expresadas en Dw presentan valores sensiblemente mayores Dm; hemos encontrado diferencias medias en D95% PTV del -3.9%, donde el 90% de los casos presentan diferencias menores del -2.3%. La diferencia media alcanzada por la médula Dmax_OC fue del -0.8%, donde en el 80% de los casos las diferencias son negativas.

ORL: Para el 90% de los casos la cobertura PTV y la dosis en OR son menores en medio que en agua.

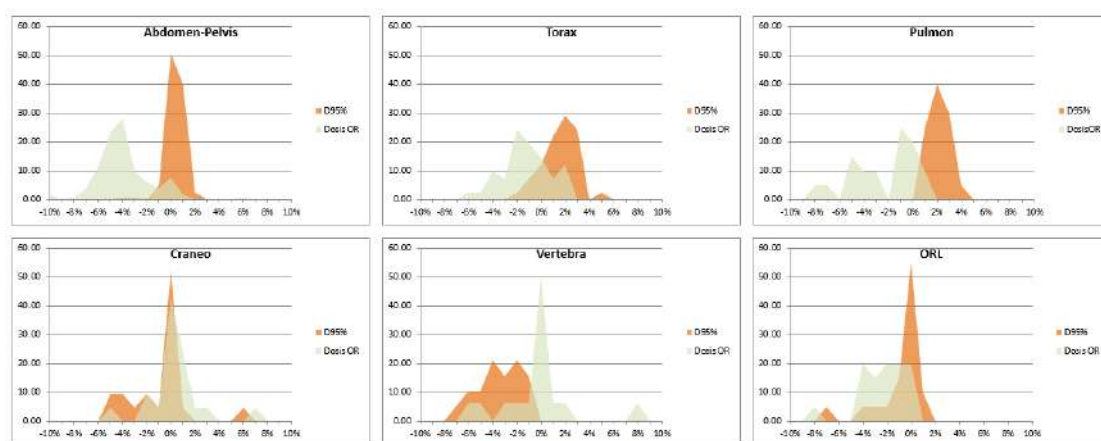


Figure 243: HISTOGRAMAS

Tabla 1:

Recoge las diferencias (Dm-Dw)/Dw para el estudio realizado sobre tumores y órganos de riesgo en distintas localizaciones anatómicas.

		MEDIA (%)	$\pm\sigma$ (%)	P10%	P90%
PELVIS	D _{mean}	-0,3%	$\pm 1,0\%$	-1,61%	0,69%
	V _{95%} PTV	-0,1%	$\pm 0,6\%$	-0,80%	0,48%
	D _{Vtol} OC	-4,7%	$\pm 1,9\%$	-6,49%	-3,07%
ABDOMEN	D _{mean}	-0,4%	$\pm 1,8\%$	-1,56%	1,49%
	V _{95%} PTV	-0,3%	$\pm 1,1\%$	-0,98%	0,50%
	D _{Vtol} OC	-2,8%	$\pm 2,9\%$	-6,94%	-0,13%
TÓRAX	D _{mean}	0,7%	$\pm 1,6\%$	-0,99%	2,71%
	V _{95%} PTV	1,0%	$\pm 1,4\%$	-0,96%	2,55%
	D _{Vtol} OC	-2,1%	$\pm 1,7\%$	-4,55%	-0,68%
PULMÓN	D _{mean}	1,3%	$\pm 1,7\%$	-0,38%	2,84%
	V _{95%} PTV	1,7%	$\pm 0,8\%$	0,68%	2,63%
	D _{Vtol} OC	-2,8%	$\pm 2,7\%$	-5,69%	0,03%
CRÁNEO	D _{mean}	-0,3%	$\pm 1,0\%$	-1,11%	0,57%
	V _{95%} PTV	-1,3%	$\pm 2,4\%$	-3,42%	-0,02%
	D _{Vtol} OC	-0,1%	$\pm 2,2\%$	-0,54%	1,53%
VÉRTEBRA	D _{mean}	-4,8%	$\pm 2,2\%$	-7,71%	-2,31%
	V _{95%} PTV	-3,9%	$\pm 1,6\%$	-6,18%	-1,90%
	D _{Vtol} OC	-0,8%	$\pm 3,1\%$	-4,70%	0,96%
ORL	D _{mean}	-0,7%	$\pm 1,4\%$	-2,46%	0,57%
	V _{95%} PTV	-1,3%	$\pm 1,9\%$	-3,73%	0,01%
	D _{Vtol} OC	-2,8%	$\pm 2,2\%$	-4,73%	-0,43%

Figure 244: TABLA

Pósteres Radiodiagnóstico / 711

Cálculo independiente de dosis en planificaciones VMAT

Autores: Pedro Collado Chamorro¹ ; Camilo Sanz Freire¹ ; Victor Díaz Pascual¹ ; José Olasolo Alonso¹ ; Alejandro Vázquez Galiñanes²

¹ Centro de Investigación Biomédica de La Rioja (C.I.B.I.R)

² Centro Investigaciones Biomedicas de La Rioja - CIBIR

Corresponding Authors: pmcollado@riojasalud.es, csanz@riojasalud.es

Introducción

En nuestro servicio recientemente se han comenzado a realizar tratamientos de radioterapia externa empleando la técnica VMAT. Ya se disponía de un sistema de cálculo independiente con capacidad para verificación de tratamientos IMRT y VMAT. Puesto que las verificaciones de tratamientos con técnica IMRT ya se venían realizando de forma rutinaria con dicho sistema, se ha comenzado a realizar el calculo independiente también para los tratamientos con VMAT. En este trabajo se recogen los resultados obtenidos con dicho sistema de cálculo independiente para las primeras planificaciones VMAT realizadas.

Material y métodos.

Los planes de tratamiento han sido realizados en el planificador Mónaco 5.11. El software de cálculo alternativo empleado ha sido K&S Diamond desarrollado por PTW. Dicho sistema realiza el cálculo de dosis en un punto a partir del plan de tratamiento exportado desde el planificador, teniendo en cuenta el contorno del paciente y otras estructuras que se hayan exportado. Es posible asignar un valor para la densidad electrónica de cada estructura empleada y con ello este software calcula la profundidad geométrica y equivalente para cada ángulo correspondiente a cada uno de los puntos de control del arco. El cálculo de dosis se realiza sobre un punto colocado en una región de alta dosis y que sea significativo de la dosis administrada en el plan de tratamiento. En muchos de los tratamientos este punto ha coincidido con el isocentro del plan.

Este software de verificación realiza un cálculo de la dosis empleando un algoritmo de Clarkson en el que se tienen en cuenta la profundidad geométrica y la profundidad radiológica para aproximar una corrección por heterogeneidad. Para ello es necesario introducir como parámetros de configuración los distintos PDD's para cada una de las energías utilizadas así como para un cierto número de tamaños de campo. Como contribución a la dosis calculada en el punto de referencia también tiene en cuenta la radiación dispersa y la transmisión del MLC. Por tanto es también necesario introducir perfiles de campo y los factores de transmisión del MLC para las energías empleadas. También son necesarias tablas de factores de campo para cada energía.

Un total de 44 planificaciones con técnica VMAT fueron exportadas, así como el contorno del paciente y los contornos de los pulmones en los casos en los que estos fueron relevantes. Las estructuras correspondientes a la mesa de tratamiento también se exportaron, cuando estas fueron tenidas en cuenta en la planificación.

Resultados

Un total de 44 planes de tratamiento han sido verificados. El valor medio de la desviación entre la dosis calculada por el planificador y el sistema alternativo en el punto de cálculo, ha sido del 2.59% (mínima: 0,02%, máxima: 6,29%, desviación estándar: 1,69%).

Conclusiones

Se ha encontrado un buen acuerdo entre las dosis calculadas por el planificador y el software de cálculo independiente. Se propone como tolerancia para dicha verificación un valor de desviación del 6%, aproximadamente el valor medio más dos desviaciones estándar (5,97%). Este software se considera adecuado como medida de seguridad adicional en tratamientos VMAT.

Pósteres Radioterapia / 209

EFFECTO DE LA ANATOMÍA DEL RECTO Y VÉJIGA SOBRE EL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN DE LA PRÓSTATA EN UN TRATAMIENTO HIPOFRACCIONADO

Autores: Maria Roch Gonzalez¹ ; Pablo Castro Tejero² ; Almudena Zapatero Laborda¹ ; David Hernandez Gonzalez¹ ; Alberto Viñals¹ ; Leopoldo Perez Gonzalez¹ ; Cristina Ansón Marcos²

¹ Hospital Universitario de la Princesa

² Hospital Universitario de La Princesa

Corresponding Author: maria.roch@salud.madrid.org

INTRODUCCIÓN El objetivo del trabajo es determinar la magnitud del movimiento intrafracción de la próstata respecto a las estructuras óseas pélvicas y evaluar la influencia de variables clínicas (terapia hormonal) y anatómicas (volumen de recto y vejiga) sobre dicho movimiento.

MATERIAL Y MÉTODOS El estudio prospectivo incluye 544 imágenes (375 CBCT pre-tratamiento y 169 CBCT post-tratamiento) de 15 pacientes de adenocarcinoma de próstata tratados con un protocolo de RT hipofraccionada, 7 de los cuales se tratan con terapia hormonal neoadyuvante.

Se implantan tres marcadores fiduciales en la glándula prostática. El paciente debe seguir un protocolo de recto vacío y vejiga llena para la adquisición del TC y en cada sesión de tratamiento. Los

márgenes aplicados en el contorno del PTV son 10mm en todas direcciones excepto 7mm en la interfaz próstata-recto.

En cada sesión de tratamiento se adquiere un CBCT pre-tratamiento, y en días alternos, un CBCT post-tratamiento. En ambos se realizan dos registros on-line a marcas fiduciales y otros dos registros off-line a estructuras óseas pélvicas. A partir de estos desplazamientos se determina el movimiento intrafracción de la próstata y sus dos componentes: el desplazamiento del paciente y el movimiento de la próstata respecto a estructuras óseas (Fig. 1). Dos oncólogos radioterapeutas contornean el recto y la vejiga en los CBCT para analizar el volumen de los órganos en cada sesión de tratamiento. Se realiza un análisis ANOVA, de correlación de variables y de regresión lineal para identificar las variables clínicas y anatómicas que influyan en el movimiento de la próstata.

RESULTADOS El movimiento intrafracción de la próstata presenta una componente principal que es el movimiento de la glándula respecto a las estructuras óseas pélvicas, $> 2\text{mm}$ en el 27% de las sesiones, mientras que el desplazamiento del paciente es $> 2\text{mm}$ solo en el 3% de las sesiones. El análisis ANOVA concluye que los desplazamientos de la próstata son mayores en pacientes con tratamiento hormonal ($p < 0.02$). El análisis de regresión lineal (Tabla 1) muestra que será más probable que aparezcan grandes desplazamientos intrafracción ($> 3\text{mm}$) en aquellos pacientes con un mayor llenado de la vejiga durante el tratamiento ($p < 0.01$) y en aquellos que presenten una mayor diferencia de volumen de vejiga, respecto al volumen en el TC de planificación ($p < 0.01$). Para pacientes denominados “de riesgo” que cumplan alguna de estas premisas: llenado de vejiga intrafracción ($> 20\%$) y/o diferencia de volumen de vejiga con el planificado $> 120\text{cm}^3$ el margen calculado aumentaría 2-3mm.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES Un protocolo de preparación de recto y vejiga es necesario para reducir la probabilidad de grandes desplazamientos intrafracción de la próstata y para asegurar la reproducibilidad del tratamiento. Se redefinen los valores óptimos recomendados de llenado de vejiga: relación de aspecto AP/ SI ≥ 1.7 y la dimensión AP $\leq 10\text{ cm}$, ambos parámetros medidos en el plano sagital medio de la próstata.

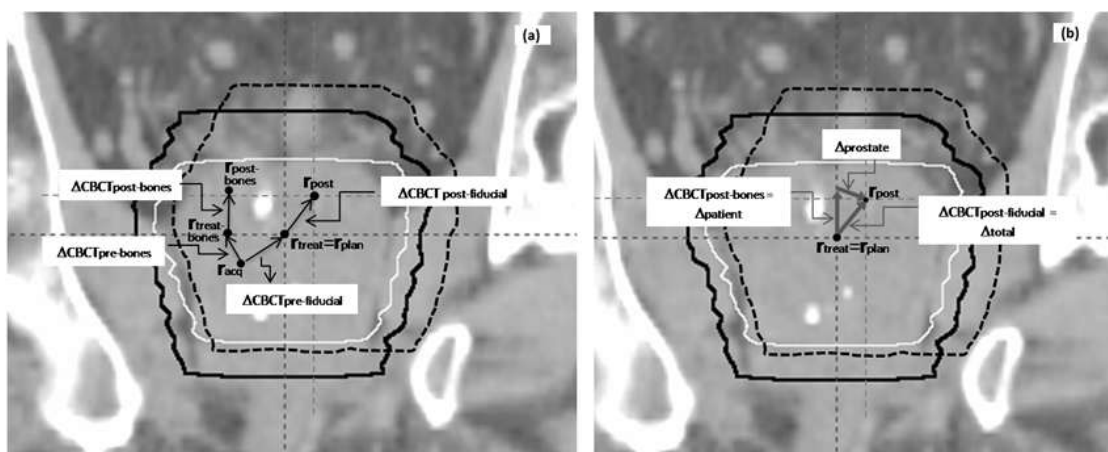


Figure 245: Figura 1. Diagrama de cálculo del movimiento intrafracción de la próstata. La línea continua es el contorno de la próstata según el CBCT pre-tratamiento y la línea discontinua según el CBCT post-tratamiento. (a) Con los registros on-line pre y post tratamiento a marcas fiduciales se obtiene el movimiento total de la glándula ($\Delta\text{CBCTpost-fiducial}$) y a partir de los registros off-line pre y post-tratamiento a estructuras óseas el desplazamiento del paciente ($\Delta\text{CBCTpost-bones}$). (b) El movimiento intrafracción de la próstata respecto a estructuras óseas se determina restando al movimiento total el desplazamiento del paciente.

VARIABLES		SI (mm)	Margen SI (mm)
Llenado vejiga intrafracción < 20%	Media (mm)	-0,2	4,9
	SD (mm)	2,4	
Llenado vejiga intrafracción ≥ 20%	Media (mm)	-1,2	6,9
	SD (mm)	2,9	
	P	0,02	
Diferencia volumen vejiga respecto planificado < 120 cm ³	Media (mm)	0,0	4,6
	SD (mm)	2,3	
Diferencia volumen vejiga respecto planificado ≥ 120 cm ³	Media (mm)	-1,5	7,1
	SD (mm)	2,9	
	P	< 0,01	
Vejiga "estándar"	Media (mm)	0,2	4,4
	SD (mm)	2,1	
Vejiga "de riesgo" ($\Delta V_{vejiga_intrafr} \geq 20\%$ y/o $ \Delta V_{vejiga_CT} \geq 120 \text{ cm}^3$)	Media (mm)	-1,2	6,7
	SD (mm)	2,8	
	P	< 0,01	

Figure 246: Tabla 1. Media y SD del movimiento intrafracción de la próstata en dirección longitudinal. Los valores en negativo indican sentido inferior

Pósteres Radioterapia / 276

Optimización del dosimetric leaf gap en Mobius3D para técnicas moduladas

Autores: David Sánchez-Artuñedo¹ ; Alejandro Seoane Ramallo¹

¹ S.Física i P.R. Hospital Universitari Vall d'Hebron, Barcelona

Corresponding Author: david.sanchez@vhebron.net

Introducción

Mobius3D (M3D) es un software comercial de verificación redundante para los cálculos de los sistemas de planificación y cálculo (SPC). Uno de los parámetros que el usuario puede ajustar es el dosimetric leaf gap (DLG). En M3D, este parámetro representa una desviación respecto a un valor interno incluido provisto por el fabricante. El objetivo de este trabajo es encontrar el valor del DLG que minimice las diferencias de dosis entre el SPC y M3D para técnicas de intensidad modulada (IMRT) y volumétricas (VMAT).

Material y Métodos

Se planificaron en Eclipse-AcurosXB v11 (Varian Medical Systems) 10 pacientes de cada una de las localizaciones más frecuentes tratadas en nuestro centro (próstata, pelvis y cabeza y cuello) con IMRT y VMAT.

Una vez calculados se exportaron el CT, las estructuras, el plan y la matriz de dosis a M3D (versión 2.1). En M3D se recalcularon los planes con cuatro valores diferentes de DLG (-1, -0.5, 0 y 1 mm).

Las diferencias entre M3D y Eclipse se evaluaron mediante la diferencia de dosis media en el PTV ($\Delta D(\text{PTV})$), y con el tanto por ciento de puntos que pasan el criterio gamma global 5%/3 mm en el PTV, 'passing rate'. El criterio de aceptación en nuestro centro está establecido en 'passing rate' > 95%.

Resultados

Se observaron dos comportamientos diferentes según la técnica de planificación (resultados expresados como promedio $\pm$ 1 SD):

- IMRT: las diferencias se minimizaron para $\Delta\text{DLG} = 0$, obteniéndose $\Delta\text{D(PTV)} = (-1.6 \pm 0.8) \%$ y 'passing rate' $= (98.9 \pm 2.0) \%$. Un 96% de los planes cumplieron el criterio de aceptación. Para $\text{DLG} = 1, -0.5$ y -1 mm, solo un 80%, 50% y 16.6% de los planes pasaron el test gamma.
- VMAT: los mejores resultados se obtuvieron para $\text{DLG} = -1$ mm, cumpliendo todos los planes el criterio de aceptación y $\Delta\text{D(PTV)} = (0.1 \pm 1.2) \%$. Para $\text{DLG} = 0$ los resultados fueron también buenos con $\Delta\text{D(PTV)} = (1.9 \pm 1.0) \%$ y un 'passing rate' de $(98.8 \pm 2.2) \%$. Solo 2 planes fallaron el criterio gamma (89.3% y 94.9%). Con $\text{DLG} = 1$ mm, solo un 43.3% de los planes superaron el umbral de aceptación.

Discusión

En este trabajo se han obtenido diferentes valores óptimos del parámetro DLG según la técnica de tratamiento. Una posible solución sería configurar dos unidades de tratamiento diferentes en Mobius3D, cada una con su propio valor de DLG, pero esto implicaría tener dos licencias de M3D. Por el contrario, se ha optado por un valor de compromiso $\text{DLG} = 0$, que optimiza el número de planes totales que cumplen el criterio de aceptación.

Conclusión

Nuestro estudio muestra valores diferentes del parámetro de configuración DLG que minimizan las diferencias entre Eclipse y M3D según la técnica de planificación que se utilice. Se debe escoger un valor de compromiso para obtener resultados aceptables cuando se use este software como sistema de cálculo redundante.

Mesa Redonda: Protección Radiológica del Medioambiente / 790

Estrategia del OIEA para fortalecer la seguridad y protección radiológica en América Latina y el Caribe. Resultados, alianzas y perspectivas

Corresponding Author: r.ramirez@iaea.org

Estrategia del OIEA para fortalecer la seguridad y protección radiológica en América Latina y el Caribe. Resultados, alianzas y perspectivas

Pósteres Radioterapia / 357

Tratamiento hipofraccionado de mama con boost integrado de electrones

Autores: María Luisa Martín Albina¹; Fernando Pizarro Trigo¹; Lara Núñez Martínez¹; Miguel Ángel Díez Gallego¹; Juan Morillas Ruiz¹; Javier Sánchez Jiménez¹; Diego Bengoechea Álvaro¹; Teresa Cepas Arroyo¹; Ignacio Agustín Pérez Urbón¹; Sandra Zaballos Carrera¹

¹ Hospital Universitario de Burgos

Corresponding Author: mlmartina@saludcastillayleon.es

1. INTRODUCCIÓN:

En julio de 2016 se inicia en nuestro centro la técnica de tratamiento de mama con esquema de dosis hipofraccionado y boost integrado. Se realiza un registro de datos de los tratamientos con el fin de evaluar los resultados dosimétricos en función de la técnica empleada para la irradiación del boost (fotones/ electrones).

2. MATERIAL Y MÉTODOS:

La prescripción de dosis del tratamiento es de 40.05 Gy sobre el PTV de la mama y 48.75 Gy sobre

el PTV del lecho en 15 sesiones. Los criterios de aceptación de la planificación son $V95\% > 95\%$ para los PTVs, $V107\%$ del PTVlecho $< 2\%$ y que se cumplan las tolerancias para los órganos de riesgo (OARs) establecidos en la RTOG.

El tratamiento se realiza con radioterapia 3D. El PTVmama se irradia con fotones y el PTVlecho con fotones o electrones. Los electrones se emplean en los casos que son favorables para dicha técnica en función de la ubicación y el tamaño del lecho.

También se ha empleado IMRT o VMAT en los casos en los que no se alcanzaba alguno de los criterios de tolerancia para los OARs mediante 3D. Estos últimos no se van a analizar debido a su baja frecuencia.

Se recogen datos de la técnica empleada para el boost, el tamaño de la mama, el tamaño y la ubicación del lecho, el volumen de la isodosis de 42.85 Gy (107% de la dosis de prescripción del PTVmama) y volumen de la isodosis de 46.31 Gy (95% de la isodosis de prescripción del PTVlecho).

A partir de los datos registrados, se calcula:

3. El % de volumen de PTVmama que recibe una dosis igual o superior a 42.85 Gy (restando el volumen de PTVlecho) mediante la expresión:

$$(V_{isodosis42.85Gy} - V_{PTVlecho}) / V_{PTVmama} (\%). \quad (1)$$

4. La conformación de la isodosis de 46.31 Gy al PTVlecho mediante la expresión:

$$V_{isodosis46.31Gy} / V_{PTVlecho} \cdot (2)$$

5. RESULTADOS:

En la gráfica 1 se representan porcentualmente los casos de la técnica de irradiación empleada en función del porcentaje de mama, calculada mediante la expresión (1).

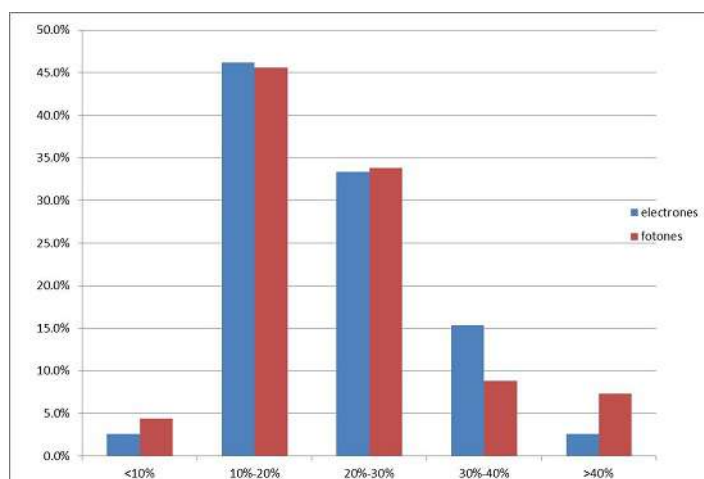


Figure 247: Gráfica 1

En la gráfica 2 se representan porcentualmente los casos de la técnica de irradiación empleada en función de la conformación de la isodosis de 46.31 Gy, calculada mediante la expresión (2).

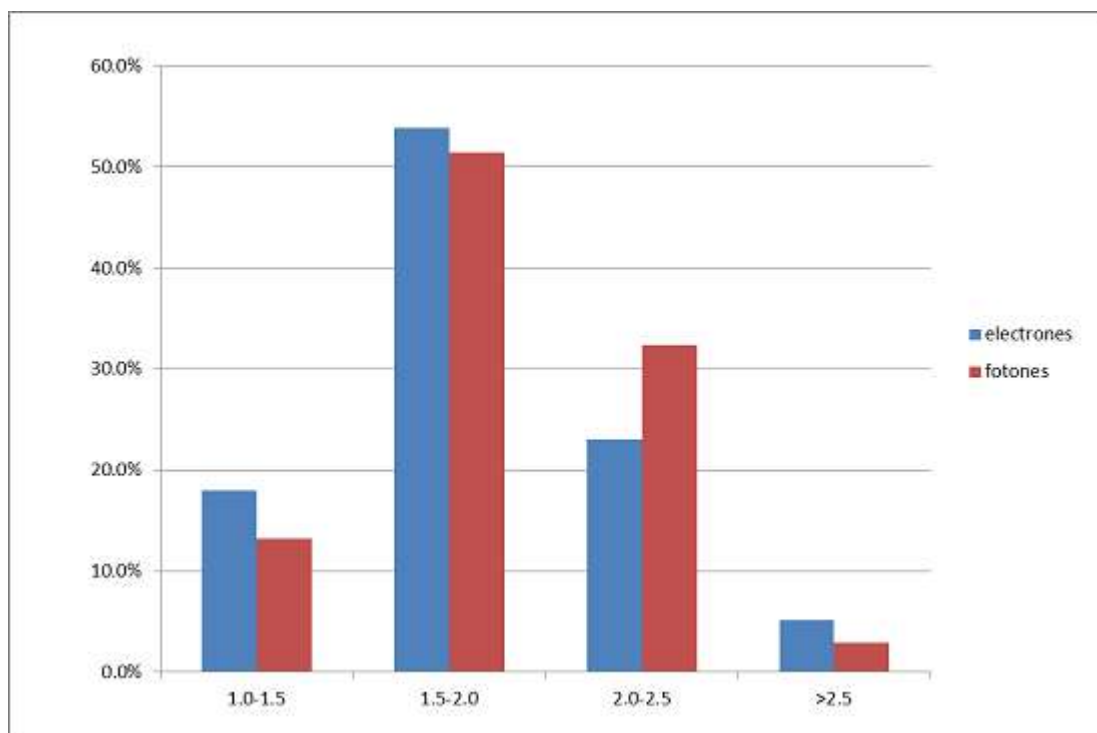


Figure 248: Gráfica 2

1. DISCUSIÓN:

El volumen de mama irradiada por encima de 42.85 Gy es muy similar tanto si la técnica de irradiación son fotones como electrones.

Haciendo una selección adecuada de los casos para el uso de electrones, se consiguen conformaciones de la isodosis de 46.31 Gy ligeramente mejores que con fotones.

2. CONCLUSIONES:

En los tratamientos de mama hipofraccionada con boost integrado la técnica habitual de irradiación del lecho suelen ser los fotones. De los resultados de este trabajo se desprende que en los casos convenientes por tamaño y ubicación del lecho, el uso de electrones es también válido e incluso más favorable.

Una futura línea de continuación de este trabajo es un análisis más exhaustivo en función de la ubicación y el tamaño del lecho.

Pósteres Radioterapia / 90**FLUJO DE TRABAJO MÁS EFICIENTE MEDIANTE EL USO DE PROTOCOLOS CLÍNICOS**

Autores: Nuria Sánchez Hernández¹ ; Manuel Fernández Montes¹ ; Ariane Montejo Arteche¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Agustín Válgoma Solanas¹ ; Miguel Castanedo Álvarez² ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

² Hospital de Jerez

Corresponding Author:**Introducción:**

La mayor parte de la carga de trabajo en los Servicios de Radiofísica es asistencial y en particular, las dosimetrías clínicas en radioterapia externa suponen una parte importante de nuestro trabajo.

En los últimos años ha ido aumentando la complejidad de los tratamientos y cada vez es mayor el número de pacientes que se tratan con técnicas de intensidad modulada y arcoterapia. En nuestro servicio disponemos de un acelerador True Beam STX de Varian y del planificador Eclipse y realizamos tratamientos de VMAT para distintas patologías. Eclipse nos permite crear protocolos clínicos adaptados a cada localización, los cuales hacen posible automatizar muchas etapas de la planificación, crear planes más estandarizados y agilizar todo el proceso de manera cómoda y fiable.

Material y métodos:

Los protocolos clínicos son factibles en los tratamientos bien definidos en los que siempre se prescriba la misma dosis a los PTVs y se apliquen los mismos objetivos. Antes de la creación de un protocolo clínico es necesario un trabajo previo para definir el mejor plan posible para ese tipo de tratamiento. Inicialmente se definen número de arcos, rango de angulaciones, energía más adecuada y objetivos de optimización tanto para los volúmenes blanco como para los órganos de riesgo. Los parámetros anteriores se deben trabajar en varios casos para obtener una buena plantilla inicial con la que obtengamos buenos resultados. Habrá que valorar si son necesarias estructuras adicionales para optimizar y en caso afirmativo añadirlas a la plantilla. Una vez hecho este trabajo inicial de optimizar el plan, puede definirse el protocolo clínico. Éste incluye una plantilla de estructuras, un plan de tratamiento, una plantilla de objetivos de optimización y unos objetivos del plan.



Figure 249:

Plantilla estructuras

Los objetivos del plan son una parte fundamental del protocolo clínico que nos permiten definir una serie de valores de dosis y de volumen (máximos, mínimos, valores medios, etc.) tanto para los PTVs como para los órganos de riesgo. Después de hacer una planificación los resultados de estos objetivos se muestran en una pestaña con el valor real obtenido en verde o rojo dependiendo de si se cumplen o no los objetivos del plan.

Resultados y conclusiones:

Desde que hemos implementado los protocolos clínicos, el tiempo empleado en las planificaciones de tratamientos de VMAT ha disminuido notablemente. La parte mecánica y común a todas las planificaciones de una misma patología ya está configurada y prácticamente sólo hay que modificar ligeramente los objetivos de la optimización para llegar a una solución satisfactoria.

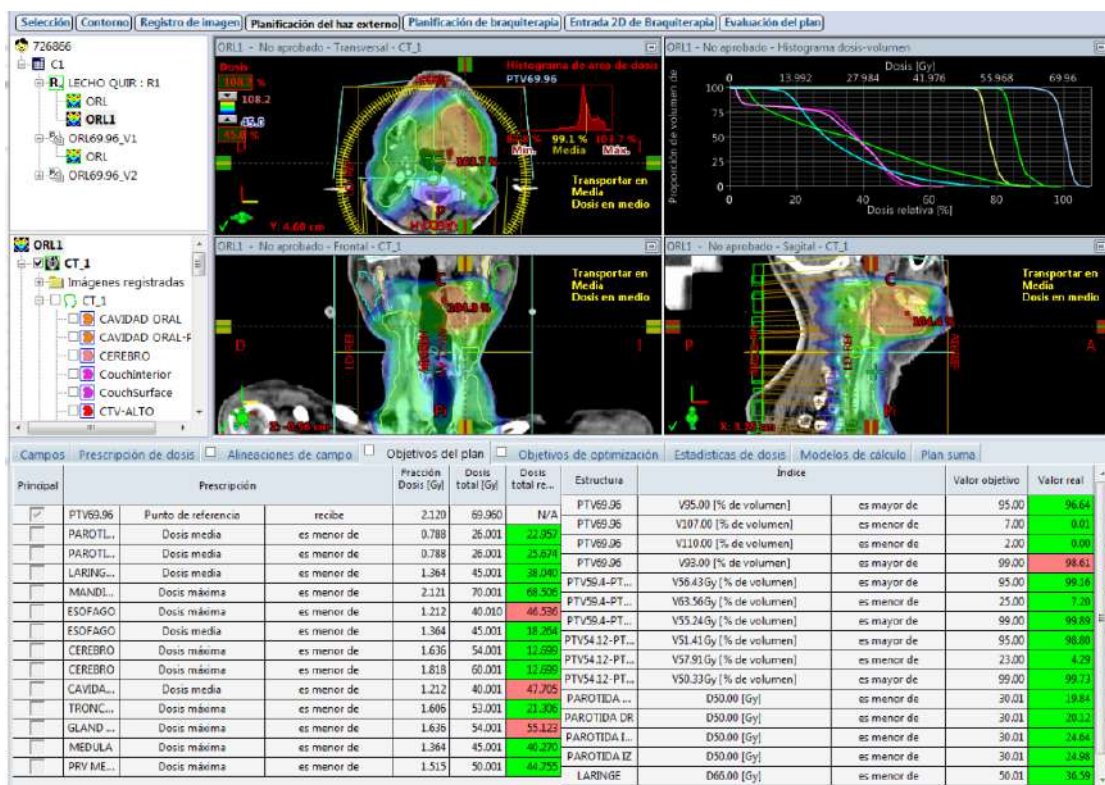


Figure 250:

Trabajar con protocolos clínicos permite además uniformizar la forma de planificación de los distintos tratamientos de VMAT de tal forma que resultan menos dependiente del usuario que los realice. El hecho de tener las técnicas de planificación bien establecidas mediante los protocolos clínicos será de gran ayuda para formar de una manera sencilla a los técnicos de dosimetría en planificaciones de VMAT, un paso que estamos considerando dar en nuestro servicio.

Pósteres Radioterapia / 180

OSIFICACION HETEROTÓPICA EN EL CODU: TRATAMIENTO RADIOTERAPICO EMPLEADO, RESULTADOS Y EVOLUCIÓN POSTERIOR

Autores: Marta Montero Feijoo¹; MAGNOLIA RINCON PEREZ²; Sylvia Gómez-Tejedor Alonso³; Jesús Olivera Vegas¹; Miguel Alarcia Noci¹; Jose Maria Penedo Cobos¹; Maria de los Angeles García Castejón⁴; Javier Luna Tirado¹; Amaia Ilundain Idoate¹; Escarlata López Ramirez⁵

¹ Fundacion Jimenez Diaz

² HOSPITAL FUNDACION JIMENEZ DIAZ

³ fundacion jimenez diaz

⁴ Fundación Jiménez Díaz

⁵ Fundacion Jimenez Diaz

Corresponding Author: miguel.alarcia@quironsalud.es

Introducción:

La osificación heterotópica (OH) es el crecimiento anormal del hueso en tejidos blandos. Esto puede ocurrir en cualquier parte del cuerpo siendo el codo uno de los lugares más comunes.

Cuando la OH produce impotencia funcional o dolor importante, es necesaria la cirugía para retirar

el hueso anormal e incrementar el rango de movimiento.

La Radioterapia es muy útil para prevenir este crecimiento óseo anormal administrándose justo antes de la cirugía.

El objeto de este trabajo es describir el tratamiento radioterápico usado en nuestro Servicio en pacientes con OH en el codo y comprobar la recuperación de los movimientos a los 12 y 18 meses tras el tratamiento para evaluar su estado.

Material y método:

Entre los años 2016 y 2017 llegaron a nuestro Servicio de Radioterapia 9 pacientes entre 20 y 45 años diagnosticados de OH tras una fractura o luxación de codo (8 hombres y 1 mujer)

El tratamiento indicado para todos ellos fue intervención quirúrgica y radioterapia unas horas antes de la cirugía.

Para la administración del tratamiento radioterápico a todos los pacientes se les hizo un TAC en decúbito prono con el brazo totalmente extendido. El oncólogo radioterápico contorneó el volumen a tratar (CTV) usando una resonancia magnética. La dosis prescrita fue 7 Gy en una única sesión.

Para el cálculo de la distribución de dosis se usó el planificador MONACO. El plan de tratamiento consistió en dos campos laterales opuestos de fotones de 6 MV conformados con láminas de 1cm en el isocentro. Se aceptó la planificación si la dosis mínima que llegó al CTV fue mayor del 95% de la dosis prescrita sin la existencia de puntos calientes (>107% de la dosis), según ICRU 35.

A los 12 meses se realizó una evaluación funcional del codo de todos los pacientes. Para ello se compararon los grados de extensión, flexión, pronación y supinación.

A los 18 meses se efectuó una segunda valoración.

Resultados:

Tras la primera valoración a los 12 meses, 8 de los 9 pacientes recuperaron movilidad en el codo obteniéndose una mejoría de más de 30° de media en extensión y flexión y aproximadamente 20° de media en pronación y supinación (Tabla1). El otro paciente rehusó dicho seguimiento. Solo 4 de ellos presentaron ciertas molestias al apoyarse sobre superficies duras.

A los 18 meses, todos los pacientes presentaron una movilidad muy satisfactoria similar a la primera evaluación. 3 de ellos sin dolor y realizando una vida normal. 4 de ellos siguieron con molestias puntuales sobre todo ante el cambio de temperatura y el restante no acudió a revisiones posteriores. A todos ellos se les dio el alta.

Conclusion:

La radioterapia es un tratamiento sencillo y muy efectivo para prevenir la aparición de la osificación heterotópica después de la cirugía tras un traumatismo.

A todos los pacientes se les dio el alta a los 18 meses del tratamiento con una importante mejoría en el rango de movimientos y pudiendo hacer su vida normal sin dolor o solo presentando molestias leves.

PACIENTE	ANTES DEL TTO				DESPUES DEL TTO				MEJORA DEL MOVIMIENTO				EVOLUCION A LOS 18 MESES
	extensión(°)	flexión(°)	pronación(°)	supinación(°)	extensión(°)	flexión(°)	pronación(°)	supinación(°)	extensión(°)	flexión(°)	pronación(°)	supinación(°)	
1	50	90	10	0	15	125	60	80	35	35	50	80	MOLESTIAS
2	55	95	75	60	20	125	75	60	35	30	0	0	MOLESTIAS
3	45	90	75	85	10	135	75	85	35	45	0	0	SIN DOLOR
4	50	100	75	85	5	140	75	85	45	40	0	0	SIN DOLOR
5	50	90	45	30	15	125	75	70	35	35	30	40	NO ACUDE
6	70	100	0	0	45	120	60	30	25	20	60	30	SIN DOLOR
7	55	90	75	85	0	140	75	85	55	50	0	0	MOLESTIAS
8	25	110	75	85	15	125	75	85	10	15	0	0	MOLESTIAS
VALOR MEDIO	50	96	54	54	16	129	71	73	34	34	18	19	
Valor medio ± dev.									34±13	34±12	18±25	19±29	
VALORES NORMALES : EXTENSION= 0, FLEXION=125, PRONACION= 75, SUPINACION=85)													

Figure 251: Tabla1

Implementación y automatización del flujo de trabajo de radioterapia externa en Mosaik

Autores: Clara Isabel Jover Pérez¹ ; Eduard Massana Melchor¹ ; Pablo Montesino Borrego¹ ; Julio Almansa López¹ ; Juan Luis Osorio Ceballos²

¹ Hospital Virgen de las Nieves. Granada

² Hospital Virgen de las Nieves

Corresponding Author: clarajover@gmail.com

Introducción

Durante el último año en nuestro centro hemos optimizado e implementado en la red Mosaik (Elekta) el flujo de trabajo que seguimos para los pacientes de radioterapia externa. Se han utilizado diferentes herramientas que ofrece Mosaik: Tareas, Conjuntos de Tareas, IQ Scripts, Valores de Prueba, Pedidos Rápidos, Listas de Trabajo y Listas de Control de Calidad (LCC), Notas del Paciente y Documentos (eScan).

Material y métodos

Tras un periodo inicial de diseño del flujo, optimización y adaptación se procedió a la implementación/diseño en Mosaik así como la realización de pruebas iniciales de funcionamiento. Simultáneamente fue necesario el entrenamiento del personal en el uso de las nuevas herramientas. La puesta en marcha se produjo con un reducido número de pacientes y usuarios, y se fue incrementando paulatinamente hasta el momento actual en el que se han llevado a cabo varias revisiones del flujo para mejorar o completar diferentes puntos.

Flujo del Paciente e información en RT - HVN

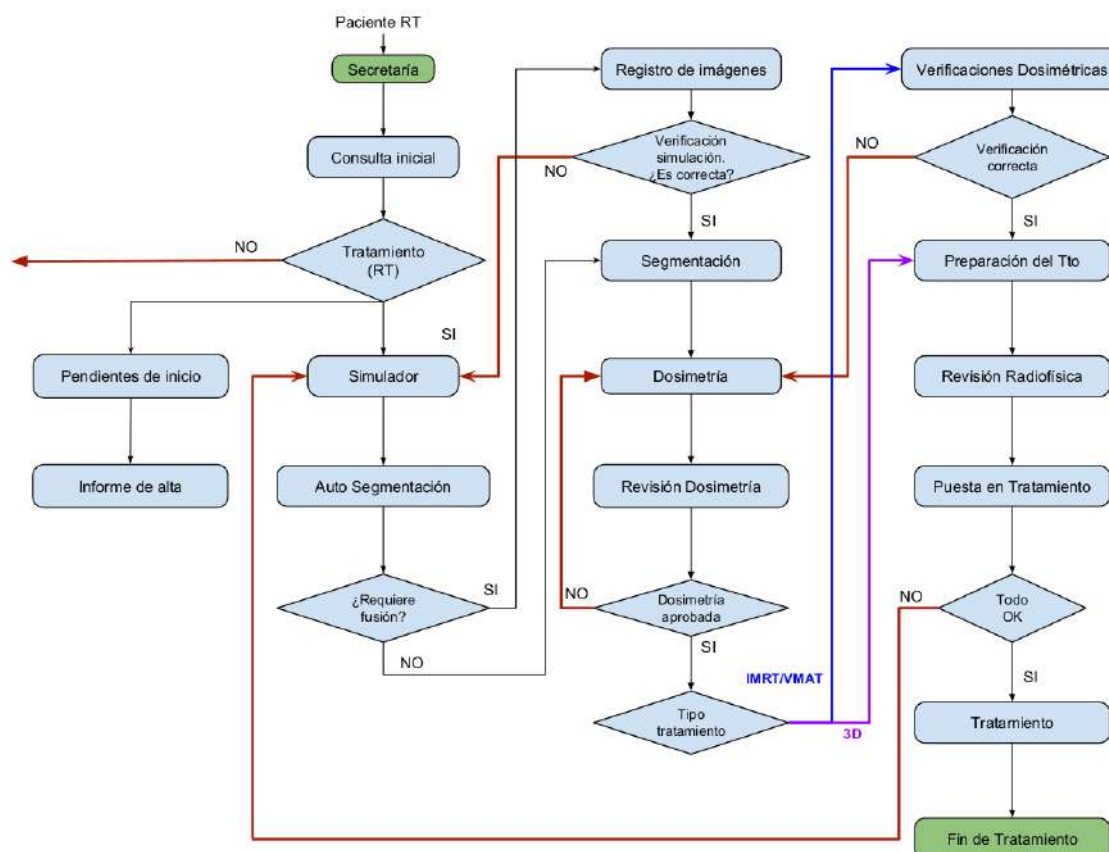


Figure 252: Diagrama del flujo de trabajo

En la implementación del flujo en Mosaic utilizamos varias herramientas de la siguiente manera:

- Trasladamos a Mosaic las diferentes etapas mediante la definición de Tareas y Conjuntos de Tareas. Creamos también Tareas y Ubicaciones específicas para el control del flujo.
- Utilizamos IQScripts para automatizar el enlace entre las diferentes tareas principales definidas para cada etapa y la asignación de los responsables de cada una de ellas.
- Empleamos Pedidos Rápidos para iniciar el flujo de forma sencilla desde la primera consulta de radioterapia, por parte del médico.
- Usamos las herramientas de LCC y Listas de trabajo para organizar el trabajo individualizado por usuario (p.ej. médico responsable), o bien por ubicación (p.ej. radiofísica o simulador).
- También utilizamos Valores de Prueba para crear y automatizar las bifurcaciones dentro del flujo. A través de un diálogo tras completar una tarea, el usuario escoge entre las opciones posibles que contemplan todos los movimientos entre etapas que pueden darse. Se puede solicitar información al usuario sobre su decisión que queda almacenada en Signos Vitales y puede ser consultada (p.ej. fecha y serie del estudio para fusión).
- Usamos las Notas del Paciente como principal herramienta de flujo de información.
- Usamos Documentos para subir información relativa al tratamiento del paciente (Hoja de Simulación, Checklist de Verificación para radiofísica, Informe del plan de tratamiento)

Las tareas definidas así como su responsable o ubicación asociada son las siguientes:

Flujo principal		
Descripción	Responsable	Instrucciones
Secretaría – 1ª Cita (fuera de IQScripts)	Secretaría	---
1ª Cita – Pedidos Rápidos (PM aprobado)	Medico Responsable	Se inicia el flujo
GRVN_01_00_Consulta Inicial	Medico Responsable	Crear diagnóstico, curso y prescripción (inicial para TC); Citar para el TC; Anotar condiciones simulación;
GRVN_02_00_Simulación	HVN_CT_Simulador	Verificar preparación del paciente; Realizar el posicionamiento y TC de simulación; Revisar el TC; Completar Checklist
GRVN_03_00_Autosegmentación	HVN_CT_Simulador	Importar TC en Pinnacle; Asignar tabla CT-densidades; Colocar mesa y punto TAC; Autosegmentar; Revisar contornos creados
GRVN_03_01_Verificación de la Simulación (Médicos)	Medico Responsable	Revisar el TC de simulación; Completar tarea y Aceptar (para Contorneo o Fusión) o Rechazar el TC (para Repetición)
GRVN_04_00_Registro de Imágenes (Si se requiere fusión de imágenes)	HVN_Radiofísica	Realizar la fusión
GRVN_05_00_Contorneo-Segmentación	Medico Responsable	Revisar contornos de OAR auto-segmentados; Revisar la fusión en su caso; Contornear resto de volúmenes; Crear PTV
GRVN_06_00_Verificación de la Simulación (Físicos)	HVN_Radiofísica	Revisar el TC de simulación; Completar tarea y Aceptar (para Dosimetría) o Rechazar el TC (para Repetición)
GRVN_06_01_Dosimetría	HVN_Radiofísica	Cargar Conjunto de Tareas de Dosimetría y completar sub-tareas. Finalmente completar esta tarea. Anotar TRF, RF, nombre_final_version, comentarios
GRVN_07_00_Revisión de la Dosimetría	Medico Responsable	Revisión de la dosimetría. Completar tarea y Aceptar (para Preparación Tto) o Rechazar dosimetría (para modificación o mejora)
GRVN_08_00_Preparación del Tto	HVN_Radiofísica	Cargar Conjunto de Tareas de Preparación Tto y completar sub-tareas. Finalmente Completar tarea y Aceptar/Rechazar para DQA.
GRVN_09_00_Revisión Dosimétrica (DQA)	HVN_Radiofísica_VDos	Cargar Conjunto de Tareas de DQA y completar sub-tareas. Finalmente completar esta tarea.
GRVN_10_00_Puesta en Tto	HVN_UnidadesTto	Importar en XVI. Agendar en Mosaic. Comprobar documentos (Hoja de simulación correcta, Plan de Tto aprobado por médico y físico) y Prescripción/es aprobada/s Completar tarea tras realización de la puesta
GRVN_11_00_Consulta de Enfermería	HVN_Cons. Enfermería	Completar tarea tras la consulta

Flujo de Seguimiento		
Descripción	Responsable	Instrucciones
GRVN_Seguimiento de Paciente de RT	Supervisor	---
GRVN_Informe de Alta	Medico Responsable	Se inicia el flujo

Figure 253: Tareas del flujo.

Conclusiones

Las mayores ventajas que presenta esta nueva metodología de trabajo son:

- Mejora el traspaso de información entre los distintos profesionales y las distintas etapas.
- Favorece y permite trabajar “sin papeles” de forma fiable y segura.
- Facilita la organización y control de las tareas pendientes (por usuario o ubicación, o paciente).
- Permite conocer en todo momento el estado del paciente dentro del flujo.
- Facilita las tareas de supervisión y organización a través de las medidas de control implementadas (tareas, ubicaciones y estados específicos de seguimiento)

Pósteres Radioterapia / 665

Optimización del proceso radioterápico con la puesta en marcha de un acelerador Versa HD (Elekta)

Autores: Clara Isabel Jover Pérez¹ ; José Carlos Ramírez Ros¹ ; Eduard Massana Melchor^{None} ; Luis Ignacio Zamora Ardoy² ; Julio Almansa López¹

¹ Hospital Virgen de las Nieves

² Hospital Universitario Virgen de las Nieves

Corresponding Author: clarajover@gmail.com

1 - INTRODUCCIÓN

El año pasado en nuestro centro se puso en marcha un acelerador *Versa HD (Elekta)*. Este acelerador nos ha dado la posibilidad de situarnos en el estado del arte en tecnología y técnicas de tratamiento (VMAT, SBRT, FFF) e IGRT.

Durante su puesta en marcha se realizó una revisión de cada uno de los procesos del flujo de trabajo existente, con intención de optimizarlos y adaptarlos al nuevo contexto técnico y tecnológico.

2 - MATERIAL Y MÉTODOS

La optimización de los distintos procesos se realiza dentro de las posibilidades y/o limitaciones que nos introducen los diferentes equipos y aplicaciones que conforman nuestra configuración de trabajo. Contamos con la red *Mosaiq (Elekta)*, el sistema de planificación *Pinnacle (Philips)* y el acelerador *Versa HD (Elekta)* con el sistema de imagen *XVI* que permite realizar Conebeam-CT.

3 - RESULTADOS

A continuación comentamos las principales mejoras que se han introducido en cada etapa:

- General: Implementación del flujo de trabajo automatizado en *Mosaiq*.
- Simulación: Creación de nuevos procedimientos de simulación; adquisición de nuevos dispositivos y accesorios de inmovilización e indexación; creación de la Hoja de simulación como formulario digital y su uso en *Mosaiq*; configuración del *Posicionamiento de Sitio* y asociación de imágenes de simulación, en *Mosaiq*; presencia de médico (continúa) y de radiofísico (procedimientos específicos).

The screenshot displays the Mosaiq software interface for a simulation sheet titled "Hoja de Simulación - MAMA". The interface is in Spanish and includes a sidebar on the left with document management options like "Filtro", "Añadir", "Documento", "Editar", "Aprobar", "Estado", "Confirmar", "Procesar", "Imprimir", "Correo electrónico", "Guardar en", "Añadir PM", "Añadir LCC", "Abrir H.* CL*", "Merge Approval Info", and "Actualizar". The main area contains a form with the following sections:

- Datos del paciente:** Patient name, NUSSA, and a table with columns for "Paciente", "Tipo", and "fecha cri".
- Información sobre la simulación:** Protocolo TAC de adquisición: Mame - 2.5 mm, Zona de interés: Mama Derecha, Colocación de la cabeza: Centinada, Marca cicatriz, Bolus, and Protocolo MAR.
- Punto de referencia TAC:** Diagrams of a patient's head and neck with reference points, and checkboxes for "Tatuajes antiguos", "Usados en nuevo TAC", "Validos", and "No Validos".
- Dispositivos inmovilizadores:** Checkboxes for "Plano inclinado", "Láser sobre regla", "Bao", "Alto", "Reposo glúteos", "Posicionador de piernas y pies", "0 alzadores", and "Sólo cuna bajo rodillas con: con barra en: T8-M6".

The form also includes a "Comentarios adicionales" section and a "Pasara a PDF" button.

Figure 254: Ejemplo de Hoja de Simulación importada en Mosaiq

- Contorneo y Planificación: Introducción del uso de herramientas de *Pinnacle* como la *Autosegmentación* o los *ScoreCards*. Implementación de diferentes *Scripts* en *Pinnacle*: normalización de la nomenclatura de contornos, puntos y haces; creación de un informe PDF completo de la dosimetría; exportación de un fichero con datos para la puesta; creación automática de contornos para planificación inversa...
- Preparación previa al tratamiento, en *Mosaiq*: Utilización del informe del plan de tratamiento (PDF) como *Documento del Plan* y requerimiento de firma digital para tratamiento; importación del CT de referencia, las estructuras e información del isocentro para su exportación al *XVI* en el

proceso de IGRT; uso de *Notas* de posicionamiento; uso de un checklist (formulario PDF) para la preparación y verificación.

- Puestas: Presencia de físico y médico; uso de la *Hoja de Simulación* digital para posicionamiento; procedimiento de verificación de distancias; uso del *Asistente de Movimiento Automático de Mesa*.
- IGRT: Creación del procedimiento a seguir con IGRT; integración de XVI con *Mosaiq* a través de *Synergistic* (registro en *Mosaiq* de las correcciones de mesa); uso de la herramienta de *Tendencia de localización* para graficar las correcciones realizadas y derivar el offset de posicionamiento (promedio), que se incluye automáticamente en el *Posicionamiento de Sitio*.

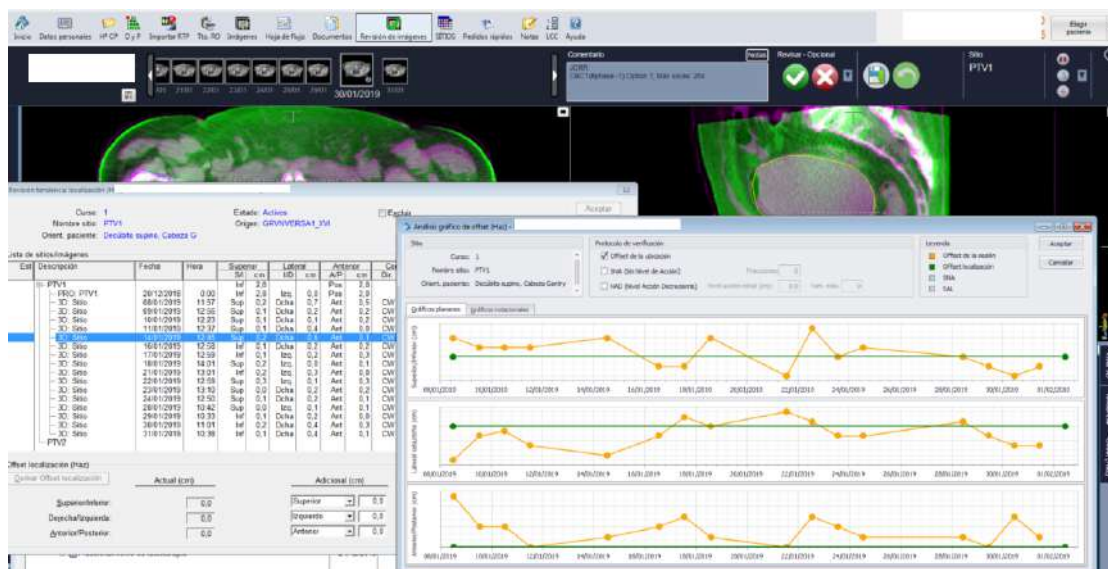


Figure 255: Herramientas de gestión de la IGRT en Mosaik

4 - CONCLUSIONES

Hemos obtenido un nuevo flujo de trabajo más robusto y práctico, con *Mosaik* como soporte principal del mismo. Para su correcto funcionamiento ha sido crítico el entrenamiento del personal involucrado. Aunque seguimos todavía en un proceso de revisión y mejora continuado, las nuevas metodologías implantadas nos garantizan un mayor control sobre todos los pasos del proceso radioterápico.

Pósteres Radioterapia / 519

Estudio de las interrupciones para tratamientos de cabeza y cuello con VMAT

Autor: Eva Ambroa Rey¹

Co-autores: Julia García-Miguel Quiroga ¹ ; David Navarro Giménez ¹ ; Montserrat Colomer Truyols ¹ ; Roberto Gómez Pardos ¹ ; Antoni Ramírez Muñoz ¹ ; Celestino Rodríguez Cobo ¹

¹ *Consorci Sanitari de Terrassa*

Corresponding Author: eva.ambroa@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Las interrupciones programadas y no programadas durante el curso de radioterapia pueden aumentar el riesgo de recurrencia local si no son compensadas. Las causas de las interrupciones pueden ser el mantenimiento preventivo del equipo o avería, los días festivos, la toxicidad del tratamiento

y también las razones personales de los pacientes. Es importante considerar estas interrupciones y evaluar si el tiempo total de tratamiento (TTT) está dentro de un margen razonable.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se evaluaron 160 pacientes de cabeza y cuello (H&N) tratados con VMAT entre octubre de 2015 y 2018. Se registró el inicio y fin de tratamiento, el número de fracciones y el número de interrupciones programadas y no programadas para cada paciente. Los tipos de interrupciones no programadas son: B, M, X y N (descanso, máquina averiada, fracción cancelada, no presentado)

Para los tumores de rápido crecimiento con intención radical, como en H&N, algunas publicaciones recomiendan que el TTT no supere dos días sobre el esquema de tratamiento previsto. Si esto sucediese, se debe introducir alguna forma de compensación.

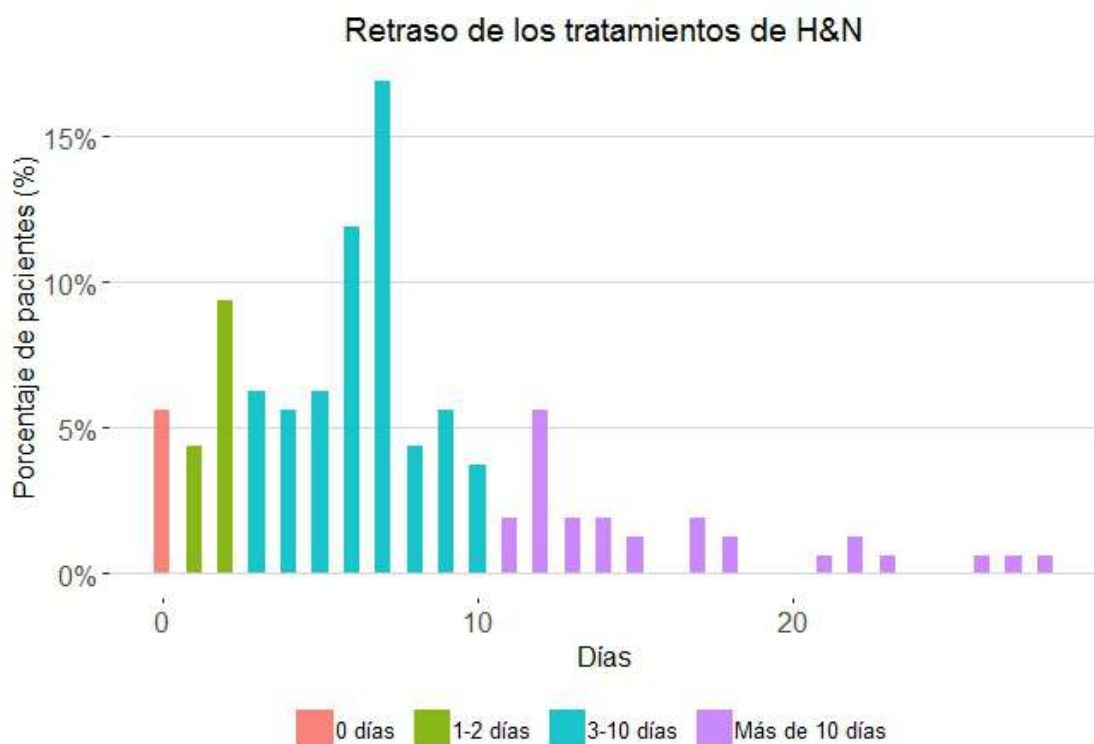


Figure 256: Distribución del retraso en los tratamientos

RESULTADOS

Un 18.7% de los pacientes terminaron el tratamiento dentro del margen establecido. De estos, el 5.6% tuvieron cero días de retraso, mientras que el 13.1% tuvieron entre 1 y 2 días.

Además un 61% de los pacientes terminaron el tratamiento con un retraso entre 3 y 10 días. Esto significa que un 81.3% de los pacientes de H&N deberían tener sesiones compensatorias. El retraso medio fue de 7.3 días naturales (mediana de 7 días).

La Figura I se puede ver la distribución del retraso en la finalización de los tratamientos.

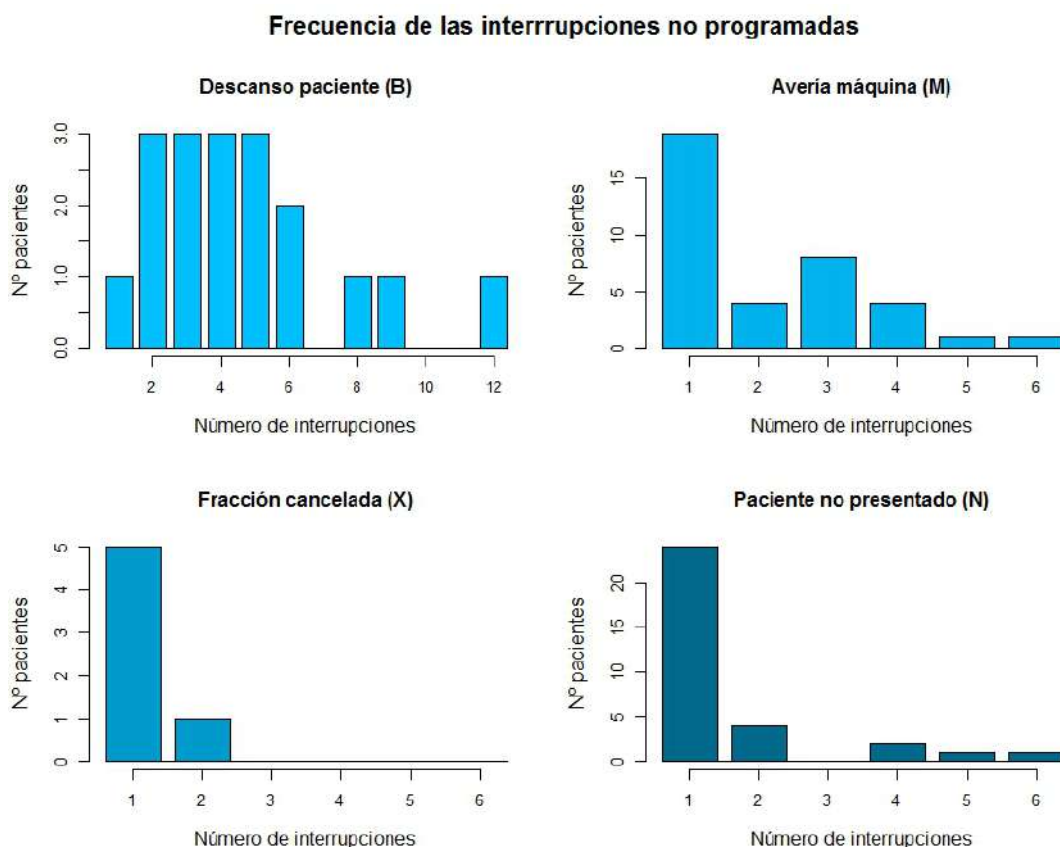


Figure 257: Tipos de interrupciones no programadas

Un 48% de los pacientes sufrieron al menos un día de interrupción como consecuencia exclusiva de las interrupciones programadas, como revisiones de máquina o días festivos, siendo la mediana de 6 días. Un 47% de los pacientes sufrieron algún tipo de interrupción no programada (solo un tipo 79%; dos tipos 18%; o tres tipos 3%).

La mayoría de los pacientes (Figura II) solo presentan una parada por avería, mientras que por descanso suelen presentar una mediana de 4 interrupciones. Esto puede ser debido a que los tratamientos de H&N suelen llevar asociada una toxicidad alta lo que hace más probable que el paciente tenga que parar el tratamiento por descanso. Las interrupciones menos frecuentes fueron N y X.

DISCUSIÓN

Aunque en nuestro centro disponemos de un protocolo para tratar con las interrupciones programadas y no programadas, es difícil compensarlas todas debido a diferentes motivos, como la carga asistencial de la máquina y por el tipo de patología, que puede resultar en un aumento de toxicidad. Por tanto, la mejor opción sería abrir la instalación para tratar los pacientes los fines de semana y/o días festivos.

CONCLUSIONES

Las interrupciones dificultan la finalización del tratamiento dentro del periodo ideal. Es importante cuantificar el número de interrupciones y la duración de las mismas para así poder idear un protocolo que las minimice.

Implantación de un Flujo de Trabajo “paperless” en Radioterapia a partir de Vías Clínicas en ARIA

Autores: Naia Pereda Barroeta¹ ; Manuel Fernández Montes¹ ; Ariane Montejo Arteche¹ ; Agustín Válgoma

Solanas¹ ; Miguel Castanedo Álvarez² ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ *Hospital Universitario Basurto*

² *Hospital de Jerez*

Corresponding Author:

Introducción:

El buen funcionamiento de un servicio sanitario está basado en una buena organización. Para ello en los Servicios de Radioterapia son comunes los Sistemas de Información Oncológica (OIS). Varian Medical Systems proporciona una herramienta OIS llamada ARIA que permite gestionar datos e imágenes de una manera sencilla. ARIA centraliza el trabajo de nuestro servicio utilizando plantillas de vías clínicas que se crean por paciente. Estas vías clínicas permiten que cada usuario pueda acceder en todo momento a las tareas que tiene pendientes, disponibles, en curso o finalizadas. Por otro lado, sirven para tener un control estadístico de nuestra actividad e incluso evitar que se pierdan pacientes en cualquier punto del proceso. Este trabajo analiza su implantación y las mejoras producidas en el servicio.

Material y métodos

A finales de 2015 un grupo de profesionales de distintos estamentos del servicio se reunieron para exponer su papel y necesidades dentro del flujo general de trabajo diario. Como resultado se han ido creando de manera personalizada citas, tareas, documentos dinámicos, protocolos clínicos, plantillas de estructuras..., y una serie de flujos de trabajo adaptados a los tipos de tratamientos que ofrecemos. El punto inicial y común a todo paciente es su entrada en ARIA. Los administrativos introducen los datos demográficos del paciente en ARIA y crean automáticamente una vía clínica genérica que termina en la cita de simulación. A partir de ahí los técnicos del simulador programan las tareas de la plantilla de vía clínica adecuada en cada caso dando lugar al flujo de trabajo seguido para cada paciente. Las tareas se asignan a cada usuario, de manera automática o manual, para que así las pueda visualizar en su calendario, pudiendo observar las que están dentro del tiempo establecido para su realización, o en su defecto, aquellas en las que ya ha vencido el tiempo, con un código de colores. Las tareas se asignan de manera que nunca sean responsabilidad de una única persona, por lo que también son asignadas a salas o grupos de personas.

Resultados:

La incorporación de las plantillas de vías clínicas ha mejorado sustancialmente los flujos de trabajo, la comunicación interpersonal, la gestión documental y ha permitido eliminar el uso del papel, lo que ha supuesto un importante ahorro en servicios de digitalización documental. Actualmente, todo el personal está convencido de que así se trabaja de manera mucho más eficiente, controlada y ordenada. Somos capaces de conocer en tiempo real la actividad del servicio a través de nuestras tareas y, gracias a los informes que genera ARIA y a algunos scripts propios, podemos detectar los cuellos de botella como tareas, inicios o fines de tratamiento pendientes.

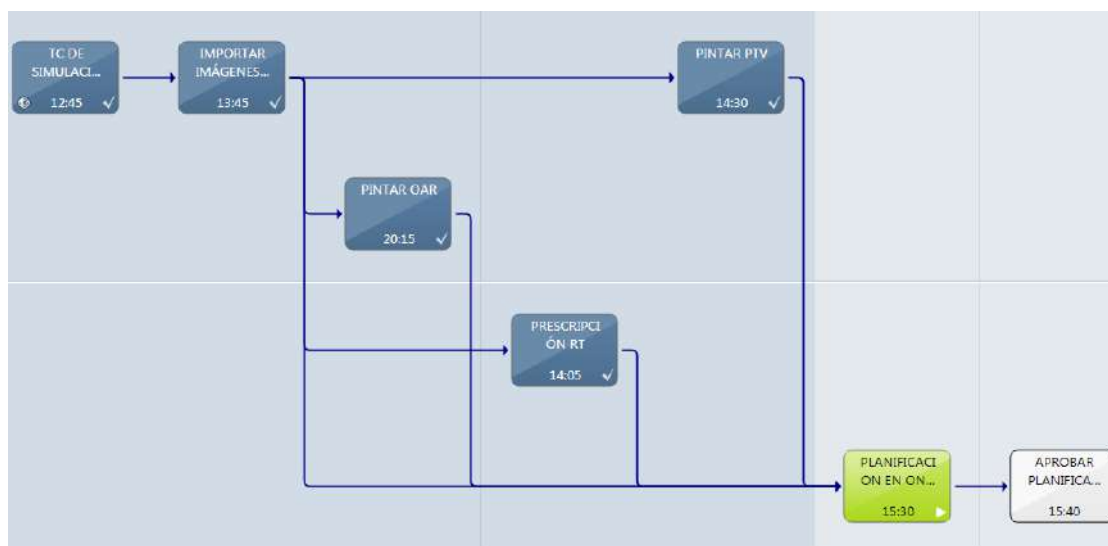


Figure 258:

Conclusiones:

El impacto de la introducción de las vías clínicas en términos de eficiencia, seguridad y satisfacción del personal ha supuesto un cambio cualitativo en el funcionamiento de nuestro servicio. En el momento actual, no sólo es posible conocer la actividad del servicio, sino que se pueden detectar problemas en cualquier punto del flujo de trabajo de un paciente.

Pósteres Radioterapia / 537

VERIFICACIÓN GEOMÉTRICA DE COLISIONES MEDIANTE SIMULACIÓN 3D VIRTUAL DE ACCELERADOR ELEKTA SYNERGY

Autor: José Bayón Llera¹

Co-autores: Rodrigo Plaza Núñez¹ ; Concepción Huertas Martínez¹ ; Carlos Ferrer Gracia¹ ; Luis Alejo Luque¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: jbayonll@yahoo.es

Introducción

En la planificación de tratamientos en radioterapia externa debe considerarse la distribución de dosis impartida así como la geometría del tratamiento, prestando especial atención a las posibles colisiones que puedan producirse entre los diferentes elementos del acelerador. Para ello se ha desarrollado una herramienta interactiva que representa en 3 dimensiones los principales elementos de una sala de tratamiento con sus posibles grados de libertad. La representación en 3D es de un acelerador Synergy (Elekta).

Material y métodos

La simulación ha sido realizada con el software de diseño 3D Blender v2.79, (licencia GNU), que permite realizar gráficos tridimensionales interactivos. Este diseño se puede ejecutar sin necesidad de tener instalado Blender ya que genera un programa directamente ejecutable, que permite que los distintos elementos del acelerador puedan ser movidos, para alcanzar la configuración que queremos verificar.

Es fácil encontrar indicaciones sobre como utilizar Blender en internet. Por ejemplo, en la web del ministerio de Educación, Cultura y Deporte, en su página “Blender: 3D en la Educación”, se incluye un capítulo sobre “Simulaciones físicas y paseos virtuales” en donde se explican los pasos a seguir para realizar una aplicación interactiva que permita controlar los distintos elementos que conforman el acelerador.

Los datos geométricos y de las dimensiones de los elementos tenidos en cuenta se han medido en una instalación de este modelo de acelerador.

En la definición de las medidas del acelerador se incluye un pequeño margen para evitar posibles impactos por cambios en el posicionamiento del paciente. Se incluye los mandos de la mesa que en ocasiones son los elementos de colisión.

1

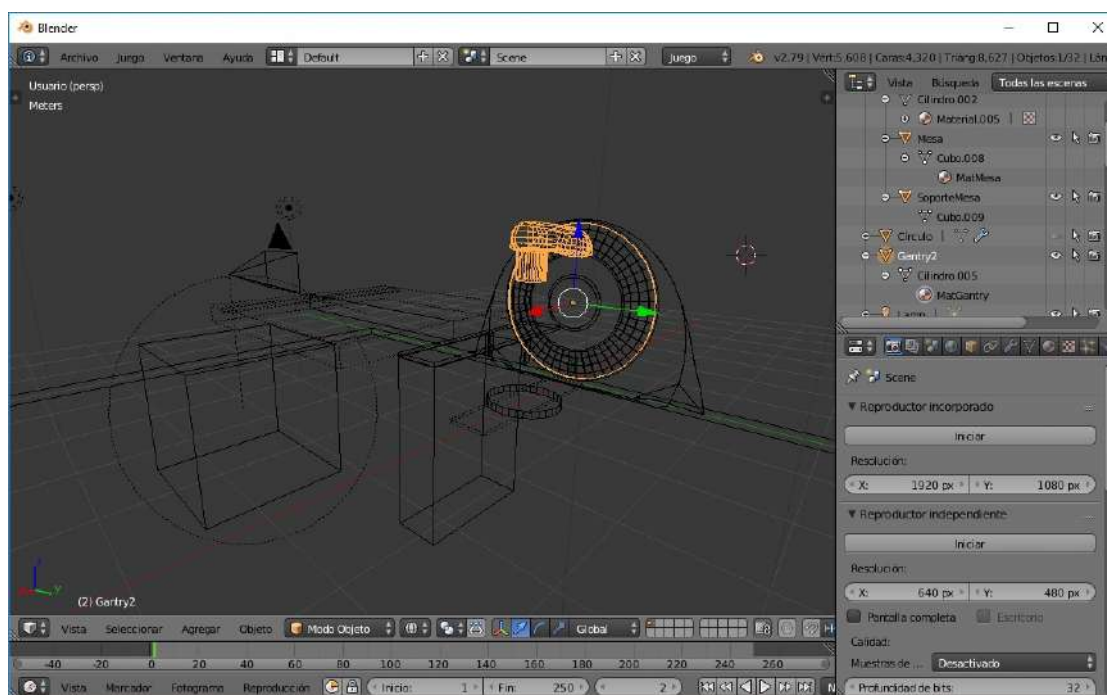


Figure 259: enter image description here

Resultados

El software de simulación realizado permite incluir en el mismo la configuración de desplazamientos y rotaciones que puede realizar el acelerador en la sala. Asimismo permite comprobar si existe peligro de colisión entre el gantry y la mesa del acelerador.

Entre los elementos que incluimos en la simulación se encuentran: Gantry, para el que en la aplicación se permite la rotación alrededor del isocentro; mesa, para la que se permite la rotación alrededor del isocentro y los desplazamientos en direcciones longitudinal, lateral y en altura. También es posible el desplazamiento del observador alrededor de la sala así como el ángulo de visión.

Discusión

En las planificaciones de Radioterapia, en las que se considera que puede haber riesgo de colisión durante el tratamiento (extremidades, radiocirugías...), puede ser útil desplazarse al acelerador para verificar si dicha configuración produce algún problema. Con esta simulación virtual se han reproducido los distintos ángulos y desplazamientos que puede realizar la máquina y puede facilitar esta tarea de verificación.

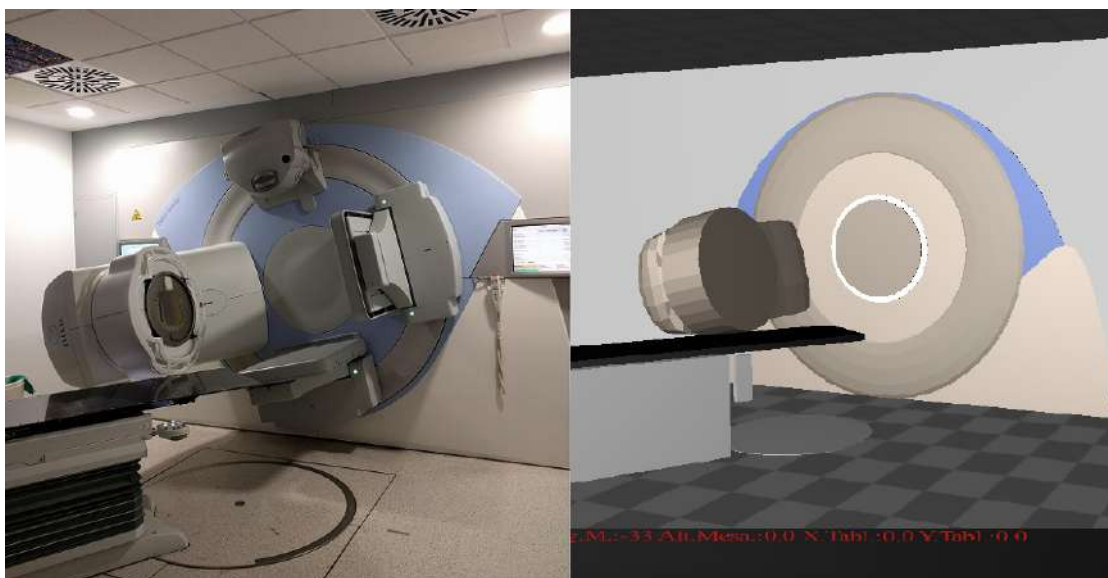


Figure 260: enter image description here

Conclusiones

Por medio de diseños virtuales 3D es posible realizar simulaciones que reproducen con fiabilidad las distintas geometrías que se pueden producir en un acelerador. Estas simulaciones pueden ser utilizadas para comprobar potenciales posibles colisiones en la máquina durante el tratamiento. Por otro lado, el uso de tecnologías 3D abre posibilidades en distintos ámbitos, como por ejemplo en la formación del personal.

Pósteres Radioterapia / 327

Marcapasos en irradiación de mama: nuestra experiencia clínica.

Autores: Sylvia Gómez-Tejedor Alonso¹ ; José Vara Santos² ; Magnolia Rincón Pérez³ ; Jose Maria Penedo Cobos⁴ ; Miguel Alarcia Noci⁴ ; Ruben Gonzalez Abad⁵ ; Maria de los Angeles García Castejón⁵ ; Escarlata López Ramirez⁶

¹ fundacion jimenez diaz

² Fundación Jiménez Díaz

³ HOSPITAL FUNDACION JIMENEZ DIAZ

⁴ Fundacion Jimenez Diaz

⁵ Fundación Jiménez Díaz

⁶ Fundacion Jimenez Díaz

Corresponding Author: miguel.alarcia@quironsalud.es

Introducción.

Evaluar la seguridad y la toxicidad relacionada con la radioterapia adyuvante en pacientes con cáncer de mama que tienen un marcapasos.

Material y Métodos.

Realizamos una revisión retrospectiva de los registros médicos de las pacientes con cáncer de mama irradiadas entre enero de 2015 y agosto de 2018 en nuestra unidad.

Tres pacientes con marcapasos fueron enviadas a nuestro departamento para radioterapia postoperatoria de cáncer de mama. En un caso, el marcapasos fue reposicionado antes del inicio de la radioterapia para evitar la irradiación directa del dispositivo.

Planificamos tratamientos con irradiación externa conformada en 3D en lugar de VMAT para reducir la radiación dispersa, siguiendo las recomendaciones del informe de 2012 de la Sociedad Holandesa de Radioterapia y la guía DEGRO/DGK 2015 para la radioterapia en pacientes con Dispositivo Electrónico Implantable Cardíaco (CIED)

Dos pacientes recibieron 42,56 Gy en 16 fracciones. Un paciente recibió 50 Gy en 25 fracciones.

Los marcapasos fueron delineados como órganos de riesgo. Las dosis se evaluaron mediante histogramas dosis-volumen calculados por el sistema de planificación Monaco TPS (versión 5.11).

Tiempo después de la irradiación pueden desarrollarse disfunciones en los marcapasos a consecuencia de la radiación, por ello se han realizado seguimientos ininterrumpidos desde los tratamientos por parte de los radioncólogos y cardiólogos.

Resultados y Discusión.

La Tabla 1. resume los datos de cada paciente.

Paciente	Edad	Seguimiento (meses)	Dosis prescrita (Gy)	PTV V _{95%}	Marcapasos D _{med} (Gy)	Marcapasos D _{max} (Gy)	Toxicidad
1	78	40	50	93%	0.16	0.21	Eritema Grado 1
2	76	14	42.56	95%	0.2	0.3	Eritema Grado 1
3	61	4	42.56	96%	0.25	0.42	Eritema Grado 1

Figure 261: tabla1

La evolución de los pacientes tras la radioterapia transcurrió sin incidentes. No se observaron eventos cardíacos.

No se observó ninguna disfunción en ningún marcapasos.

La toxicidad aguda se limitó al eritema de grado 1.

Conclusiones.

La radioterapia adyuvante mamaria puede administrarse de forma segura a pacientes con marcapasos, evitando la irradiación directa de estos dispositivos.

La toxicidad aguda puede limitarse al eritema de grado 1.

Pósteres Radioterapia / 729

Una lista de física optimizada en precisión y velocidad para simulación de radioterapia externa con Geant4

Autor: Pedro Arce Dubois¹

Co-autores: Juan Ignacio Lagares González² ; Juan Diego Azcona Armendáriz³

¹ CIEMAT

² Unidad de Aplicaciones Médicas, CIEMAT

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author: pedro.arce@ciemat.es

Introducción

La simulación Monte Carlo ha demostrado ser la herramienta más precisa para el cálculo de dosis en radioterapia externa con fotones. Pero los estrictos requerimientos de precisión junto a la baja eficiencia la convierte en una de las aplicaciones médicas más demandantes en CPU.

Hay ya muchos estudios que aplican Geant4 en este campo, pero en ninguno de ellos puede encontrarse un análisis detallado de los muchos parámetros de la física electromagnética que afectan la precisión o la velocidad. Presentamos un estudio detallado de todos estos parámetros junto con varias técnicas para optimizar la velocidad.

Materiales y método

Para definir los parámetros óptimos de Geant4, hemos ajustado la simulación a los datos experimentales de las distribuciones de dosis en profundidad (PDD) y perfiles transversales a diferentes profundidades en un fantoma de agua. La elevada precisión en este ajuste ha sido conseguida gracias al uso de:

- Detectores con precisión de 0.5%
- Amplio conjunto de medidas: un PDD y cuatro perfiles usando ocho aperturas de campo, de 2x2 cm² a 40x40 cm²
- Separación pequeña entre datos: 2mm
- Elevada estadística de simulación, para conseguir una precisión de 0.5% con un tamaño de vóxel de 2x2x2 mm³

Antes del ajuste inicial de parámetros, hemos hecho una profunda optimización de CPU, usando varias técnicas de Geant4 y otras desarrolladas en GAMOS:

- Optimización de la geometría
- Voxelización del fantoma únicamente en los planos XZ e YZ, en vez de 3D
- Uso de la técnica de navegación regular de Geant4, junto con la opción de saltar fronteras de vóxeles contiguos con el mismo material
- Optimización de los cortes de producción en el linac y el fantoma
- Optimización de todos los parámetros de física electromagnética que controlan la precisión vs. velocidad
- Uso de la técnica de GAMOS “equal-weight bremsstrahlung splitting”, optimizando el valor de “split”
- Reutilización de las partículas que llegan al fantoma, sin escribir espacios de fase, optimizando el número de reutilizaciones

Después de la optimización de CPU, procedemos al estudio de los diferentes modelos de física de Geant4:

- Tres modelos de “multiple scattering models: Urban, Wentzel-VI, Goudsmit-Saunderson
- Cuatro distribuciones angulares de “bremsstrahlung”: Tsai, Koch-Motz 2BN, Koch-Motz 2BS, dip-Bust
- Tres conjuntos de modelos electromagnéticos: Standard, Livermore, Penelope

Con el fin de proveer una física que pueda tener una amplia aplicabilidad, hemos repetido el estudio con tres configuraciones de linacs:

- VARIAN Clinac 2100 C/D, energía 6 MV

- ELEKTA Versa HD, energía 10 MeV, sin filtro aplanador
- ELEKTA Versa HD, energía 6 MeV, sin filtro aplanador

Resultados y conclusión

La figura 1 muestra un ejemplo de la precisión obtenida. Además, los estudios con las tres configuraciones de linacs muestran resultados parecidos para casi todos los parámetros. Esto nos permite proponer un conjunto completo de técnicas de optimización de CPU, que permiten una reducción del tiempo entre 300 y 500 veces, junto con una lista de física optimizada.

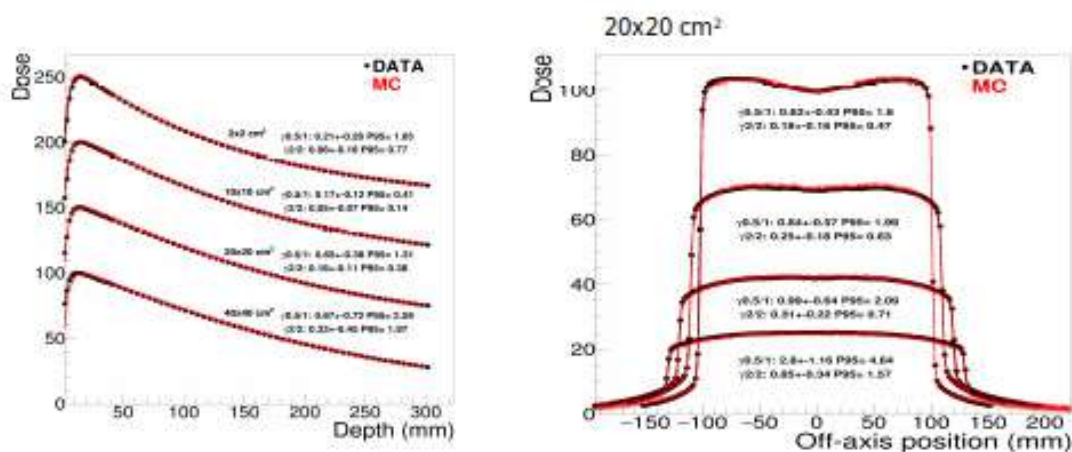


Figure 262: Fig.1. PDD y Perfiles del VARIAN 6MV

Pósteres Radioterapia / 57

MODELOS PREDICTIVOS DE LAS MÉTRICAS DEL HISTOGRAMA DE RECTO Y VEJIGA EN TRATAMIENTOS DE IMRT DE PRÓSTATA.

Autores: Roberto Berenguer Serrano¹ ; Victoria de la Vara Olivas² ; Miguel Rivera Giménez² ; Ana Teresa Núñez Quintanilla² ; M^a Victoria Villas Sánchez² ; Sebastià Sabater Martí²

¹ Servicio de Radioterapia - CHU Albacete

² Servicio de Radioterapia - CHU de Albacete

Corresponding Author:

Objetivo: Tratar de predecir las métricas del histograma dosis-volumen (HDV) de recto y vejiga en los tratamientos de IMRT de próstata en base al volumen del PTV, de recto y de vejiga, y al porcentaje de superposición entre ellos.

Material y métodos: Los datos de tratamiento de 50 pacientes de IMRT hipofraccionada de próstata fueron recogidos retrospectivamente. El volumen de tratamiento fue en todos los casos la próstata sola o la próstata más las vesículas seminales. La dosis de prescripción fue de 68 Gy en 25 sesiones para 25 de esos pacientes y 60 Gy en 20 sesiones para los 25 restantes. Se utilizaron 40 pacientes para el entrenamiento del modelo y 10 para su test. Los datos concretos obtenidos para construir el modelo predictivo fueron: volumen de PTV, recto y vejiga, parámetros DICE y Hausdorff entre PTV-recto y PTV-vejiga, y varias métricas del HDV del recto y de la vejiga. El modelo predictivo fue elegido después de evaluar más de cien modelos de regression entre lineales, no lineales y de

árboles, y su elección estuvo basado en el valor de RMSE. Todos los ajustes de los modelos obtenidos siguieron las mismas reglas: los datos de entrada fueron pre-procesados (centrados y escalados), los parámetros de ajuste de cada modelo utilizado fueron modificados dentro de un rango para encontrar el mejor ajuste, y finalmente la exactitud del modelo fue estimada usando una validación cruzada de 10 veces con 3 repeticiones. El HDV de los tratamientos hipofraccionados se transformó en un HDV de un tratamiento equivalente a 2 Gy por sesión (ver figura) para poder comparar los resultados con las restricciones de QUANTEC y para poder comparar entre ambos tipos de tratamientos hipofraccionados.

Resultados: El modelo predictivo elegido fue un modelo de regresión no lineal: red neuronal tanto para el recto como para la vejiga (ver tablas). Tras aplicar el modelo predictivo completo a los pacientes de test, la diferencia entre las métricas HDV calculadas y estimadas por el modelo para recto y vejiga fue inferior al 5% para el 96,9% de las 13 métricas consideradas de todos los pacientes de test. Sólo dos de los 65 casos examinados superaron el 5%, aunque estaban por debajo del 6%. El resultado del modelo predictivo fue independiente de las métricas consideradas tanto para el recto como para la vejiga.

Conclusión: Este modelo predictivo nos ayuda a decidir de antemano, dentro de un margen, si las restricciones de QUANTEC se cumplirán en el caso de que se observe un solapamiento importante entre el PTV y los volúmenes rectal o vesical. Además, el modelo también es capaz de decirnos si un plan de tratamiento ya calculado está por encima o por debajo de la media, por lo que puede ser utilizado como una herramienta de calidad de tratamiento para el radiofísico.

Ajuste	RMSE	R ²	MAE	# predictores
Neural Network (method avnnet)	1,818	0,872	1,527	3
Neural Network (method nnet)	1,840	0,846	1,561	3
Neural Network (method nnet)	1,932	0,839	1,633	9
Support Vector Machine (method svmRadial)	1,951	0,808	1,646	3
Neural Network (method avnnet)	1,958	0,842	1,659	9
Partial Least Squares (method pls)	1,963	0,856	1,642	9

Tabla 1. Resultados para el ajuste de Vrecto que recibe la dosis de prescripción.

MAE: error absoluto medio.

Ajuste	RMSE	R ²	MAE	# predictores
Neural Network (method avnnet)	2,655	0,909	2,166	3
Neural Network (method avnnet)	2,887	0,9	2,287	9
Neural Network (method nnet)	2,936	0,906	2,268	3
Neural Network (method nnet)	2,949	0,927	2,221	9
Support Vector Machine (method svmPoly)	2,951	0,896	2,376	9
Support Vector Machine (method svmPoly)	3,081	0,901	2,405	3

Tabla 2. Resultados para el ajuste de Vvejiga que recibe la dosis de prescripción.

MAE: error absoluto medio.

Figure 263: Tablas

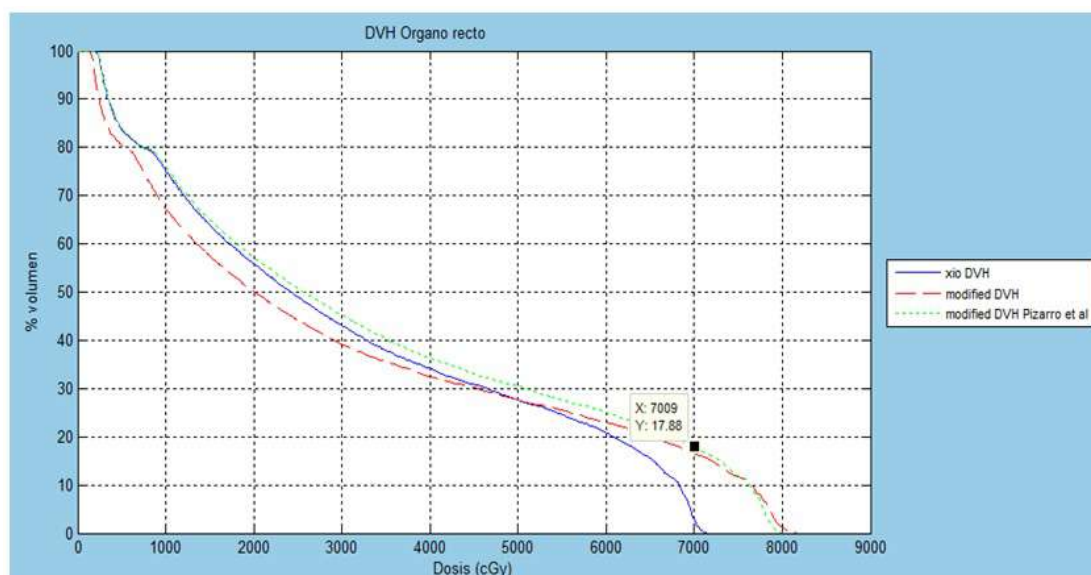


Figura. Ejemplo de HDV de recto de un tratamiento de próstata modificado según el método de Pizarro (curva verde). La curva azul representa el HDV original obtenido utilizando XiO como TPS. La curva roja representa un HDV modificado según el método tradicional

Figure 264: Figura

Pósteres Radioterapia / 376

Segundo análisis MARR tras la implementación de nuevas barreras

Autor: ROCIO GARCIA MARCOS¹

Co-autores: RAMÓN POLO CEZÓN¹ ; PILAR JIMÉNEZ LÓPEZ¹ ; MIGUEL MEDINA CÉSPEDES¹ ; SARA SEGURA ARRIBAS¹ ; DOLORES DE LAS PEÑAS CABRERA¹ ; JOSE MIGUEL JIMÉNEZ GONZÁLEZ¹

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO REY JUAN CARLOS

Corresponding Author: rocio.gmarcos@hospitalreyjuancarlos.es

Introducción:

El proyecto MARR es una adaptación de la metodología de las matrices de riesgo del Foro Iberoamericano a la realidad Española. Promueve la realización de los análisis de riesgo en Radioterapia con el fin de anticiparnos a los accidentes que pueden causar daños a los pacientes. Este trabajo presenta nuestra experiencia al realizar un primer análisis de las matrices de riesgo, ayudándonos de la herramienta informática SEVRRRA. Tras los primeros resultados obtenidos, hemos implementado nuevas barreras para minimizar el riesgo en las etapas radioterápicas donde hemos obtenido riesgo alto y medio. Se evalúa el impacto de las barreras propuestas realizando un segundo análisis.

Materiales y métodos:

Se ha utilizado el programa informático SEVRRRA desarrollada en el Foro Iberoamericano, combinando la matriz de riesgo con el listado de sucesos y barreras del modelo de errores y fallos potenciales adaptados a la práctica española a partir de los participantes durante el desarrollo del proyecto. Los niveles cualitativos a la ecuación de riesgo ($R=fpC$) son riesgo muy alto, alto, medio, y bajo.

Resultados:

Tras el primer análisis, sólo con las barreras que estaban implantadas en el servicio gracias a las listas de control de calidad, las checklist y los dobles chequeos realizados a través de la red MOSAIQ, obtuvimos un buen resultado: Riesgo Alto= 10%.(figura 1).

Discusión:

A la vista de los resultados y con el fin de contribuir a los sucesos iniciadores y poder minimizar el riesgo, implementamos las siguientes barreras:

- Habilitar áreas de silencio para mantener las condiciones de trabajo propiciando la concentración para evitar distracciones
- Revisión semanal de la imagen portal con la que se puede detectar errores de geometría
- Protocolo de estandarización para la denominación de volúmenes : Biblioteca de prescripciones en MOSAIQ
- Nuevo turno para la realización de TACs con el fin de mantener la carga de trabajo moderada
- Modificación de la Checklist de tratamiento:
 - Comprobación de la identidad del paciente:
 - el paciente pasa por el lector el código de barras de identificación
 - preguntar al propio paciente su nombre
 - Doble chequeo de la identificación del paciente por los dos TER que están en máquina
- Realización de la Foto ID del paciente la primera vez que acude al servicio: triple chequeo de identificación, el médico en la 1ª consulta, el TER cuando realiza el TAC de simulación, y en la 1ª consulta de Enfermería.

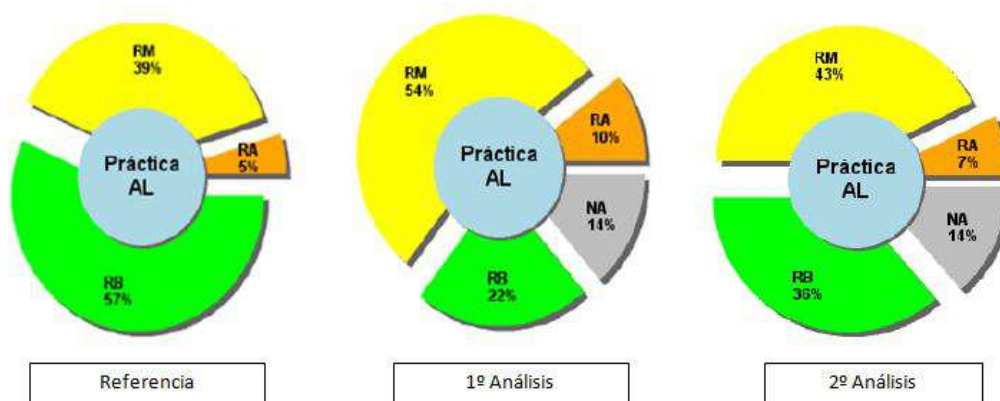


Figure 265: Resultados del análisis de las matrices de riesgo

Conclusiones:

Con la implementación de las nuevas barreras hemos disminuido el riesgo alto de un 10 % a un 7% (referencia 5%), y también ha afectado en los sucesos iniciadores donde teníamos riesgo medio (Figura1). En algunos de los casos, ninguna de las barreras propuestas son capaces de bajar el riesgo. Algunas de las mejoras que nos quedarían por implantar para conseguir aproximarnos más a la referencia sería realizar dosimetría en vivo, tener una carga de trabajo moderada y presentación y discusión en sesión clínica de los casos que inician el tratamiento.

Pósteres Radioterapia / 246

INTENSIFICACIÓN DE DOSIS DE RADIOTERAPIA EN LESIÓN DOMINANTE INTRAPROSTÁTICA MEDIANTE LA TÉCNICA DE MODULACIÓN VOLUMÉTRICA DE ARCO PARA EL TRATAMIENTO DE CÁNCER DE PRÓSTATA LOCALIZADO (CLINICAL TRIAL CAP-VMAT-DIL; NTC03030625)

Autores: Maria Roch Gonzalez¹ ; Almudena Zapatero Laborda¹ ; Pablo Castro Tejero² ; David Hernandez González¹ ; Cristina Ansón Marcos² ; Alberto Viñals³ ; Leopoldo Perez Gonzalez¹

¹ Hospital Universitario de la Princesa

² Hospital Universitario de La Princesa

³ H.U. la Princesa

Corresponding Author: maria.roch@salud.madrid.org

INTRODUCCIÓN

Los tratamientos convencionales para el cáncer de próstata (CaP) van dirigidos a tratar toda la glándula. Sin embargo, hay evidencias que confirman la existencia de un foco tumoral dominante dentro de la misma que puede ser determinante de la agresividad tumoral y origen de la recidiva post-tratamiento.

El objetivo del ensayo es aumentar el control bioquímico y local de pacientes con CaP localizado de riesgo intermedio o alto, sin un aumento de la incidencia de complicaciones urinarias y rectales, mediante la intensificación de dosis sobre el nódulo dominante identificado en resonancia magnética multiparamétrica (mpMRI) y tratamiento radioterápico con la técnica VMAT/IGRT.

MATERIAL Y MÉTODOS

Diseño: se trata de un estudio de brazo único, fase I-II. Se programa una duración total de 2 años, 12 meses de inclusión y 12 meses de seguimiento, ampliables a 3 años. En este periodo de reclutamiento se debe alcanzar al menos 27 pacientes reclutados (calculado como un estudio de no inferioridad, tasa de éxitos $\geq 50\%$, con $\alpha=0.05$, $\beta=0.2$, $IC=0.95$, y 15% de pérdidas).

Selección de pacientes: varones con CaP riesgo intermedio-alto, PSA < 100 ng/ml, Gleason 6-10. Serán criterios de exclusión pacientes con resección transuretral, RT pélvica previa, metástasis a distancia o estenosis uretrales.

Metodología: se colocan de 3-4 marcadores fiduciales de oro en la glándula prostática a través de los cuales se realizará el registro de imagen multimodal. Para la adquisición del TC de planificación el paciente debe cumplir un protocolo de preparación (vejiga confortablemente llena y recto vacío). Se realizará una mpMRI al paciente en las mismas condiciones de posicionamiento y preparación que el TC. La adquisición de mpMRI debe incluir una secuencia potenciada en T2, una de difusión y otra T2 mediante Gradient Recalled Echo (GRE) que permiten identificar el contorno de la próstata, el nódulo dominante y las marcas fiduciales, respectivamente.

Dosis: para determinar los valores de dosis de prescripción y límites de dosis de los órganos de riesgo se utiliza el modelo lineal-cuadrático descrito por la fórmula de dosis biológica equivalente.

Administración del tratamiento: la técnica utilizada será RapidArc. Se planifican dos arcos completos en un acelerador Clinac 2300 iX (Varian). El posicionamiento del paciente se realiza con un CBCT previo en casa sesión de tratamiento.

RESULTADOS

La dosis de prescripción será 76Gy a la próstata en 35 sesiones de 2.17Gy (equivalente a 80Gy en fraccionamiento convencional) y 85Gy al nódulo dominante en 35 sesiones de 2.43Gy (equivalente a 95Gy en fraccionamiento convencional). Las dosis limitantes para órganos críticos son: V72<21%, V58<40%, media <46Gy y máxima <79Gy para el recto; V67<40% y máxima 80Gy para la vejiga; V50<5% para las cabezas femorales; máxima 58Gy para sigma.

Se evaluarán las siguientes variables principales:

☑ Control local. Mediante mpMRI a los 6 - 12 meses post-tratamiento

☑ Toxicidad urinaria y rectal, a los 3, 6, 12, 18 y 24 meses post-tratamiento

Se evaluarán las siguientes variables secundarias:

☑ El control bioquímico. Mediante el PSA a los 3, 6, 12, 18 y 24 meses ☑ Calidad de vida percibida por el paciente, a los 3, 6, 12, 18 y 24 meses

☑ Supervivencia libre de enfermedad

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Conocida la existencia de la relación dosis-respuesta en el tratamiento de CaP, la intensificación de dosis focal en el nódulo dominante se presenta como una vía para mejorar el control local de la enfermedad, siendo la base de este esquema de tratamiento la correcta identificación de estas lesiones dominantes mediante mpMRI y la administración precisa de la dosis de tratamiento mediante la técnica VMAT y control por imagen IGRT.

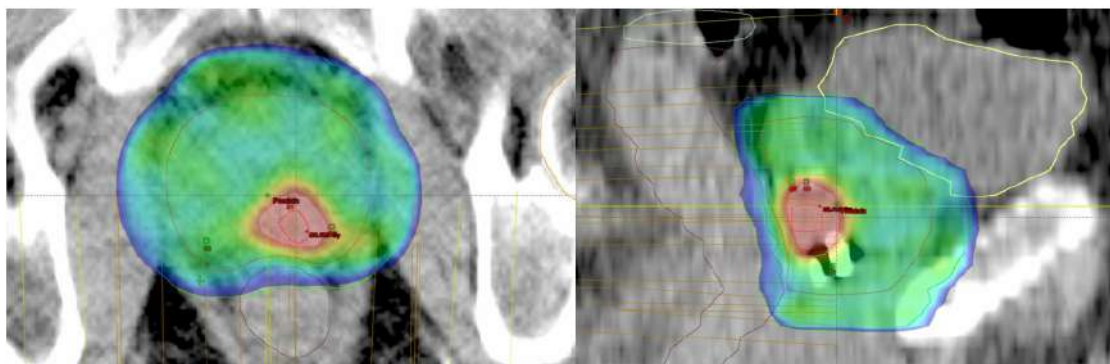


Figure 266: Figura 1. Dosimetría de un tratamiento de CaP con nódulo dominante.

Pósteres Radioterapia / 71

Comparación del algoritmo AXB con el AAA en las planificaciones de SBRT de Pulmón

Autores: Manuel Fernández Montes¹ ; Ariane Montejo Arteché¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Miguel Castanedo Álvarez² ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Agustín Válgoma Solanas¹ ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

² Hospital de Jerez

Corresponding Author: manuelfernandezmontesa@gmail.com

Introducción:

Acuros (AXB) ha sido el último algoritmo incorporado al planificador Eclipse TPS y persigue objetivos fundamentales en la planificación de los tratamientos de RT externa: precisión, exactitud y rapidez. Al igual que los métodos de Montecarlo (MC), AXB resuelve la ecuación lineal del transporte de Boltzmann (LBTE), pero a diferencia de MC, que la resuelve de forma estadística, AXB lo hace explícitamente mediante métodos numéricos. AXB ha sido investigado y ha mostrado su superioridad frente a otros métodos de cálculo, por lo que ofrece una solución alternativa a los métodos de Montecarlo con unos tiempos de cálculo muy inferiores.

Hasta la introducción de AXB, los cálculos en Eclipse TPS se realizaban con el algoritmo analítico AAA. Artículos publicados comparan ambos algoritmos y destacan algunas diferencias en los tejidos con densidades electrónicas diferentes a la del agua (hueso y pulmón, por ejemplo), así como en campos pequeños.

El objetivo fundamental de este estudio es comparar las planificaciones de SBRT de pulmón calculadas con los dos algoritmos (AAA y AXB), ya que es una técnica en la que se aplican campos pequeños en una región del paciente muy heterogénea.

Material y métodos:

Hemos extraído de nuestra base de datos 25 pacientes que han sido tratados con SBRT de pulmón en nuestro servicio. Las planificaciones se han realizado con la técnica VMAT y el algoritmo AXB, rejilla de cálculo de 2mm y dos arcos de energía 6FFF. En todos los tratamientos se ha administrado una dosis total de 60 Gy con distintos fraccionamientos (5, 7,5 ó 12 Gy por fracción), dependiendo de la localización de la lesión. Todos los casos se han normalizado de tal forma que el 100% de la dosis prescrita cubriera el 95% del volumen blanco.

Para la realización del estudio, hemos recalculado todos los planes con el algoritmo AAA, con las mismas UM y misma distribución de MLC que en el cálculo con AXB.

Se ha comparado la dosis media, V100 y D99 en PTV, índice de conformidad, D2cm (dosis máxima a una distancia de 2 cm respecto del PTV), R50 (cociente entre el volumen que cubre el 50% de la dosis

de prescripción y el volumen de PTV), así como diferentes parámetros relacionados con los órganos de riesgo adyacentes al volumen tumoral: V20 Gy en pulmones y D0,5cc en piel.

Resultados:

La tabla muestra los resultados obtenidos así como la diferencia entre ambos algoritmos

	Parámetro	Unidad	AAA	AXB	Dif. (media y error)
PTV	D _{med}	Gy	68,3±1,8	67,7±1,7	0,9±0,1
	D _{máx}	Gy	78,1±3,9	77,9±3,1	0,2±0,1
	D ₉₉	Gy	57,4±1,7	56,6±1,7	1,6±0,1
	V ₁₀₀	%	96,5±1,1	94,9±0,4	1,6±0,1
IC			1,1±0,1	1,0±0,1	4,5±0,1
Pulmón	V ₂₀	%	4,4±2,5	4,3±2,5	1,2±0,8
	D _{2cm}	Gy	56,4±7,3	55,2±7,4	2,1±0,2
	R ₅₀	%	4,3±0,7	4,2±0,7	3,4±0,3
Piel	D _{0,5cc}	Gy	21,0±5,3	20,5±0,4	2,4±0,4

Figure 267:

Conclusiones:

Se observa que AAA sobreestima de forma sistemática la dosis recibida en el PTV con respecto a AXB, sin embargo las diferencias encontradas son menores del 3%, lo que se corresponde con lo publicado en la literatura. De acuerdo a los valores obtenidos podemos concluir que AAA es un algoritmo apropiado y que puede seguir usándose para el cálculo de planificaciones de SBRT de pulmón, debido a que sus resultados no difieren de forma significativa con respecto a los calculados con AXB. Sin embargo, dada la mayor rapidez y exactitud del AXB, se recomienda su uso frente al AAA.

Pósteres Radioterapia / 94

Volumen de Cálculo Oculto en Eclipse con AAA

Autores: Alejandro Vázquez Galiñanes¹ ; Victor Díaz Pascual¹ ; Pedro Collado Chamorro² ; Jose Olasolo Alonso¹ ; Camilo Jose Sanz Freire¹

¹ Centro Investigaciones Biomedicas de La Rioja - CIBIR

² Centro de Investigación Biomédica de La Rioja (CIBIR)

Corresponding Author: avazquezg@riojasalud.es

Introducción

En algunos tratamientos dIMRT se hace necesario dividir un campo en dos partes, cada una con posiciones de mordazas distintas. El planificador Eclipse calcula primero la dosis del campo conjunto, y luego asigna la dosis calculada a un nuevo plan que contiene los campos divididos. Si recalculamos la dosis del nuevo plan, aparecen pequeñas diferencias respecto a la dosis asignada inicialmente.

Materiales y Método

El planificador empleado es Eclipse con el algoritmo AAA 13.6.23. Los planes han sido desarrollados para aceleradores Clinac C/D con MLC Millennium 120. Los tratamientos dIMRT analizados constan inicialmente de 7 campos.

En casos en los que la longitud de la zona de tratamiento hacía necesaria la división de los campos de tratamiento en dos partes, se hizo una copia del plan con los campos divididos, se recalculó, y se

obtuvo un plan diferencia entre el plan no recalculado y el recalculado.

Para comprender el origen de las diferencias, se generó un plan más sencillo, solo con campo antero-posterior, e igualmente se generó el plan con el campo dividido, se recalculó, y se comparó la dosis con la del plan sin dividir.

Resultados

La evaluación del plan recalculado y el plan con la dosis asignada, muestra pequeñas diferencias en el porcentaje de PTV cubierto con la isodosis prescrita, así como en las dosis recibidas por los órganos de riesgo.

El plan diferencia entre ambos, mostró valores de dosis ligeramente más bajos en el plan recalculado, en las zonas superior e inferior del PTV, mientras que en la zona central prácticamente no había diferencias.

Este hecho se comunicó a Varian. El técnico de soporte asignado solicitó el envío de una copia del plan y del CT para realizar una investigación.

El análisis del plan con un solo campo anteroposterior, mostró que las diferencias se registraban en dos zonas con forma piramidal, una en la parte superior del campo conjunto, y otra en la parte inferior de dicho campo. Los límites internos de estas zonas estaban relacionados con las posiciones de mordaza de los campos divididos.

Discusión

La vista del plan diferencia en los planos coronal a la altura del isocentro y sagital, permite deducir que el algoritmo de cálculo establece un volumen de cálculo piramidal, focalizado en la fuente de radiación, de tamaño 7 cm superior al del campo. Esto fue posteriormente confirmado por Varian.

Los planes dIMRT no son la única situación afectada por este hecho. Planes realizados con hemicampos de longitud superior a 7 cm también tendrán volúmenes de cálculo que no incluirán el PTV en su totalidad.

Conclusiones

El algoritmo de cálculo AAA 13.6.23 establece un volumen de cálculo para cada campo en función de la posición de las mordazas.

Este volumen de cálculo es distinto a la región de dosis indicada por Eclipse, y no se muestra por el planificador.

La existencia de estos volúmenes de cálculo por campo puede ser relevante en los casos en que el PTV quede parcialmente fuera de alguno de los volúmenes.

Pósteres Radioterapia / 292

EXACTITUD DEL SISTEMA DE CÁLCULO ECLIPSE PARA PLANIFICACIÓN RADIOQUIRÚRGICA MEDIANTE INTENSIDAD MODULADA

Autores: Juan-Francisco Calvo-Ortega¹ ; Sandra Moragues-Femenía² ; Coral Laosa-Bello¹ ; Marcelino Hermida López³ ; Joan Casals Farran⁴

¹ Hospital Quirónsalud Barcelona

² HOSPITAL QUIRONSALUD BARCELONA

³ Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Vall d'Hebron (Barcelona)

⁴ Hospital Quirónsalud Barcelona

Corresponding Author: jfcdrr@yahoo.es

Introducción:

Investigación de la exactitud del sistema de cálculo Eclipse para planificación de radiocirugía de lesiones pequeñas usando técnica de intensidad modulada (IMRT).

Material y método:

Se diseñó un plan de IMRT (sliding window) en el sistema de cálculo Eclipse v 13.7 para cada uno de los siguientes volúmenes blanco ($\leq 1 \text{ cm}^3$), definidos sobre un maniquí de poliestireno ($16 \text{ cm} \times 16 \text{ cm} \times 14 \text{ cm}$): a) esfera de 0.5 cm de diámetro; b) esfera de 1 cm de diámetro; c) tres esferas de 1 cm de diámetro con sus centros en el plano coronal del maniquí y 4 cm separados entre ellos; d) lesión vestibular de 1 cm^3 y f) lesión cerebral de 1 cm^3 , mapeadas estas dos lesiones al maniquí desde los respectivos CTs de planificación clínica. Todos los volúmenes blanco fueron acomodados en el maniquí tal que sus centros estuvieron contenidos en su plano coronal central, donde se colocó una película radiocrómica EBT3 para realizar la medida. Cada plan IMRT fue diseñado usando técnica mono-isocéntrica y múltiples campos no coplanares (11-14) de fotones de 6 MV de un Varian Clinac 2100 CD, equipado con un MLC Millennium 120. Cada plan IMRT fue optimizado para conformar la dosis de prescripción a la superficie de cada volumen blanco. El cálculo de dosis se realizó con el algoritmo AAA v 13.0.28 con una rejilla de cálculo de 1 mm. Cada plan IMRT fue irradiado sobre el maniquí conteniendo una película radiocrómica tipo EBT3. La localización del isocentro planificado sobre maniquí se realizó usando marcas practicadas en el mismo. Tras la irradiación, la película fue retirada y escaneada a las 24 h para realizar su dosimetría multicanal usando el software Radiocromic.com v 3.0.15. Tres irradiaciones en sendas películas fueron realizadas para cada plan IMRT.

Para cada plan IMRT, el plano de dosis pasando por la película fue exportado desde Eclipse y comparado con el correspondiente plano de dosis medido con película. La incertidumbre en la dosis deducida con la dosimetría de película fue estimada en 4.1% ($k=2$), para el rango de dosis usadas. De acuerdo con este valor y el procedimiento establecido en el Anexo II del Real Decreto 1566/1998, se ha establecido un nivel de acción de 5% para la diferencia encontrada en la dosis calculada-medida. Por tanto, se realizó un análisis gamma con Radiochromic.com usando criterios 5% (Local)-1 mm y un umbral de dosis del 20% de la dosis máxima calculada.

Resultados:

En Tabla 1 se muestran los porcentajes de pixeles con gamma < 1 para cada plan: los valores fueron siempre superiores a 90%.

Caso analizado	5% (Local)/ 1 mm	#1	#2	#3	media	SD
Esfera 0.5 cm	% Pixels Gamma < 1	97.9	99.8	99.7	99.1	1.1
	valor gamma medio	0.28	0.18	0.19	0.22	0.06
Esfera 1 cm	% Pixels Gamma < 1	94.8	91.8	93.6	93.4	1.5
	valor gamma medio	0.42	0.46	0.45	0.44	0.02
Tres esfera 1 cm	% Pixels Gamma < 1	90.8	96.5	91.4	92.9	3.1
	valor gamma medio	0.50	0.36	0.38	0.41	0.08
Lesión vestibular 1 cm^3	% Pixels Gamma < 1	100.0	100.0	99.9	100.0	0.1
	valor gamma medio	0.15	0.17	0.18	0.17	0.02
Lesión occipital 1 cm^3	% Pixels Gamma < 1	98.2	98.5	98.3	98.3	0.2
	valor gamma medio	0.32	0.32	0.32	0.32	0.00

Figure 268: Tabla 1

Conclusiones:

Un excelente acuerdo se encontró entre los cálculos de dosis realizados por Eclipse y las medidas experimentales. Eclipse/AAA permite la planificación de tratamientos modulados de radiocirugía para blancos muy pequeños ($\leq 1 \text{ cm}^3$), mediante haces de 6 MV de un Varian Clinac 2100 CD y MLC del tipo Millennium 120.

Autores: Manuel Fernández Montes¹ ; Ariane Montejo Arteche¹ ; Miguel Castanedo Álvarez² ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Agustín Válgoma Solanas¹ ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

² Hospital de Jerez

Corresponding Author: manuelfernandezmontesa@gmail.com

Introducción:

La SBRT es una técnica cada vez más empleada en radioterapia. Consiste en impartir dosis elevadas a pequeñas lesiones con intención ablativa en un número reducido de sesiones (de 1 a 5). Para ello el acelerador idealmente ha de disponer de una serie de características técnicas específicas como son: colimadores multiláminas de pequeña anchura (2,5 mm) para conformar mejor los campos, tasas de dosis elevadas (1400-2400 UM/min) para que los tratamientos no se alarguen en el tiempo, un sistema de verificación de imagen tridimensional (CBCT), mesa robotizada y algoritmos que realicen cálculos precisos de la dosis absorbida.

Una de las patologías que se beneficia de la SBRT son las metástasis espinales, ya que esta técnica permite irradiar las vértebras con dosis ablativas manteniendo la dosis en médula por debajo de los límites de tolerancia. Este trabajo tiene como objetivo analizar las diferencias existentes entre los dos algoritmos que ofrece el planificador Eclipse de Varian (AAA y AXB) en el cálculo de la dosis de las planificaciones de SBRT espinales.

Material y métodos:

Se han analizado las planificaciones de metástasis espinales de los seis pacientes tratados hasta la fecha en nuestro servicio con SBRT. La administración de este tratamiento se ha realizado usando Eclipse (Varian Medical Systems) como planificador, con el algoritmo Acuros XB (AXB), el cual resuelve directamente la ecuación de transporte de Boltzmann, equiparable al algoritmo Monte Carlo, a día de hoy el gold standard de los algoritmos. Para el análisis se han recalculado todos los pacientes empleando el algoritmo AAA (Anisotropic Analytic Algorithm), basado en una superposición/convolución de un pencil beam. Los cálculos con ambos algoritmos se han realizado con la misma conformación de MLCs y con las mismas unidades de monitor.

Para investigar la diferencia de dosis en los cálculos de los algoritmos AXB y AAA, se han evaluado los histogramas dosis-volumen para los volúmenes PTV, GTV y médula espinal. Para los dos primeros se ha comparado la dosis media, V100 (volumen que recibe el 100% de la dosis prescrita), D95 (dosis que recibe el 95% del volumen) y dosis máxima, mientras que para la médula espinal el parámetro evaluado ha sido el D0,1cc (dosis que reciben 0,1cc de médula). En la imagen se muestra el histograma de un paciente calculado con ambos algoritmos

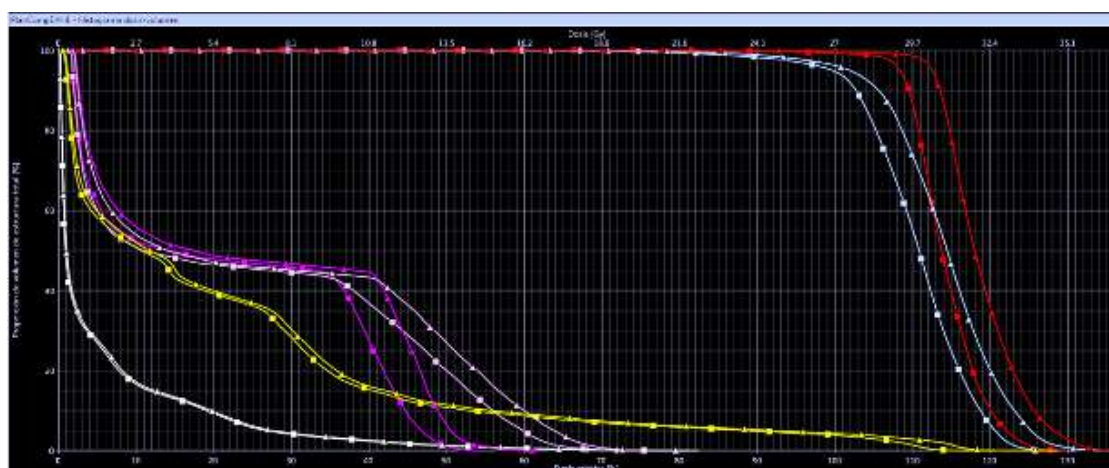


Figure 269: Histograma

Resultados:

Los resultados obtenidos se pueden observar en la siguiente tabla, tomando como referencia la dosis administrada con AXB, y expresando los valores en porcentaje $(D_{AAA} - D_{AXB} / D_{AXB}) \times 100$

PTV												GTV												Médula					
Dosis media (Gy)			V100			D95 (Gy)			Máximo			Dosis media(Gy)			V100			D95(Gy)			Máximo			D0.1cc(Gy)					
AAA	AXB	%	AAA	AXB	%	AAA	AXB	%	AAA	AXB	%	AAA	AXB	%	AAA	AXB	%	AAA	AXB	%	AAA	AXB	%	AAA	AXB	%			
30.8	29.8	3.4	96.2	94.7	1.6	27.6	26.9	2.4	136.2	129.9	4.8	32.1	30.8	4.2	99.7	99.3	0.4	30.4	29.3	3.9	136.2	129.9	4.8	14.1	12.9	9.3			
30.7	30.2	1.6	96.9	92.0	5.3	27.2	26.7	2.0	132.1	131.8	0.2	33.0	32.3	2.1	100.0	100.0	0.0	31.4	30.7	2.1	132.0	130.3	1.3	13.3	12.2	9.5			
27.8	27.4	1.6	92.6	87.0	6.4	26.5	25.9	2.3	117.1	113.0	3.6	28.1	27.6	1.7	97.1	92.7	4.7	27.2	26.9	1.2	117.1	113.0	3.6	13.9	13.3	4.5			
29.1	28.5	2.2	97.5	95.3	2.3	27.6	27.1	2.0	116.6	113.5	2.7	29.9	29.1	2.5	100.0	100.0	0.0	29.1	28.4	2.6	115.0	113.0	1.8	15.4	14.6	5.5			
30.0	29.1	3.0	98.3	95.0	3.5	27.8	27.0	2.8	120.8	117.2	3.1	30.5	29.5	3.4	99.6	97.7	1.9	28.8	27.8	3.8	120.8	116.9	3.3	24.5	23.8	2.9			
30.6	30.2	1.6	96.2	95.0	1.3	27.5	27.0	1.7	127.2	127.0	0.2	30.9	30.2	2.3	95.3	92.8	2.7	27.2	26.1	4.1	126.6	125.0	1.3	2.3	2.2	4.5			
Media	2.2		3.4			2.2			2.4			2.7			1.6			3.0			2.7			6.0					
Desv	0.8		2.1			0.4			1.9			0.9			1.9			1.2			1.5			2.7					

Figure 270: Tabla

Conclusiones:

Se ha observado que el algoritmo AAA sobreestima la dosis con respecto a AXB. Sin embargo las diferencias de los parámetros analizados no son demasiado grandes, siempre por debajo del 3%, exceptuando la médula en la que, debido al elevado gradiente, se observan diferencias mayores. A la vista de los resultados podemos concluir que el AAA es un algoritmo adecuado a la hora de calcular dosis en SBRT espinal.

Pósteres Radioterapia / 315

Papel de la Imagen de Resonancia Magnética Multiparamétrica en la implementación de Radioterapia Focal sobre nódulo dominante en cáncer de próstata

Autores: Pablo Castro Tejero¹ ; Almudena Zapatero Laborda² ; Maria Roch Gonzalez² ; Cristina Ansón Marcos¹ ; Alberto Viñals³ ; DAVID HERNÁNDEZ GONZÁLEZ⁴ ; Leopoldo Perez Gonzalez²

¹ Hospital Universitario de La Princesa

² Hospital Universitario de la Princesa

³ H.U. la Princesa

⁴ H.U.LA PRINCESA

Corresponding Author: pablo.castro@salud.madrid.org

Introducción: La Radioterapia (RT) es una de las modalidades de tratamiento principales del cáncer de próstata. Debido a que el cáncer de próstata presenta un foco tumoral dominante, una posible estrategia es emplear una técnica focal impartiendo una sobredosificación sobre la lesión, manteniendo una dosis mínima a la glándula completa. Esto puede redundar en una reducción de dosis en los órganos sanos adyacentes así como un mejor control local de la enfermedad. Para generar un plan de Radioterapia con intensificación focal de dosis es esencial el contorno de la lesión con una muy buena precisión espacial. El uso de Imagen de Resonancia Magnética Multiparamétrica (RMmp) incorpora una variedad de secuencias de RM que permiten la diferenciación entre tejido sano y tumoral. En el presente trabajo se presenta la implantación de la RMmp para uso en RT focal en cáncer de próstata.

Material y métodos: Previo a la adquisición de los estudios de imagen, se implantan 3 semillas de oro en la próstata. Dos semanas más tarde se adquieren las imágenes de TC para la planificación del tratamiento. El paciente es instruido para mantener la vejiga confortablemente llena y el recto vacío, instrucciones que se mantendrán a lo largo del tratamiento y para la adquisición de las imágenes RM. Dentro de los tres días posteriores a la realización del TC se lleva a cabo la adquisición de la RMmp en las mismas condiciones en relación al llenado de órganos de riesgo y misma posición con tablero rígido y láseres de centrado. La RMmp se realiza en un equipo de 1,5 T Signa Infinity (General Electric Healthcare). La RMmp incluye una secuencia potenciada en T2, otra potenciada en difusión (DWI) y una última potenciada en T2 mediante Gradient Recalled Echo (GRE). Todas estas secuencias se realizan el mismo día, una a continuación de otra, con el mismo origen DICOM. La

utilidad de cada secuencia se explica a continuación:

- T2: permite discriminar la próstata del tejido adyacente visualizándose incluso la zona periférica (donde se encuentran la mayoría de tumores), zona de transición y zona central. En algún caso se puede distinguir la lesión como una región hipointensa respecto al tejido sano adyacente.
- DWI: nos informa del comportamiento de las moléculas de agua en tejidos con diferente densidad celular. Permite diferenciar entre tejido sano y tejidos tumorales. Estos últimos presentan una alta celularidad y, por tanto, una menor difusión. La señal del tumor en este caso aparece brillante.
- GRE: la señal de las semillas aparece como vacío de señal (negro). El TC presenta puntos de señal brillante en el lugar de las semillas. Así, la correlación entre imágenes TC-RM se realiza mediante un registro basado en marcadores.

Resultados: En la figura se ilustra el proceso para el tratamiento de RT focal de cáncer de próstata mediante RMmp: a) adquisición de la imagen TC de simulación, b) adquisición de la imagen RMmp, c) la secuencia T2 y la secuencia DWI permiten el contorno de la próstata y tumor respectivamente, d) la transferencia de los contornos se realiza a través del registro TC-RM basado en puntos a partir de la señal de las semillas (puntos de color rosa en la imagen), e) generación del plan de tratamiento con sobredosificación de la zona tumoral.

Conclusiones: la implantación e integración de la RMmp en el flujo de trabajo de RT del cáncer de próstata pone de manifiesto su importancia en la escalada de dosis en la RT y en concreto en la RT focal del nódulo dominante con el doble objetivo de mejorar el control local y la toxicidad en el cáncer de próstata.

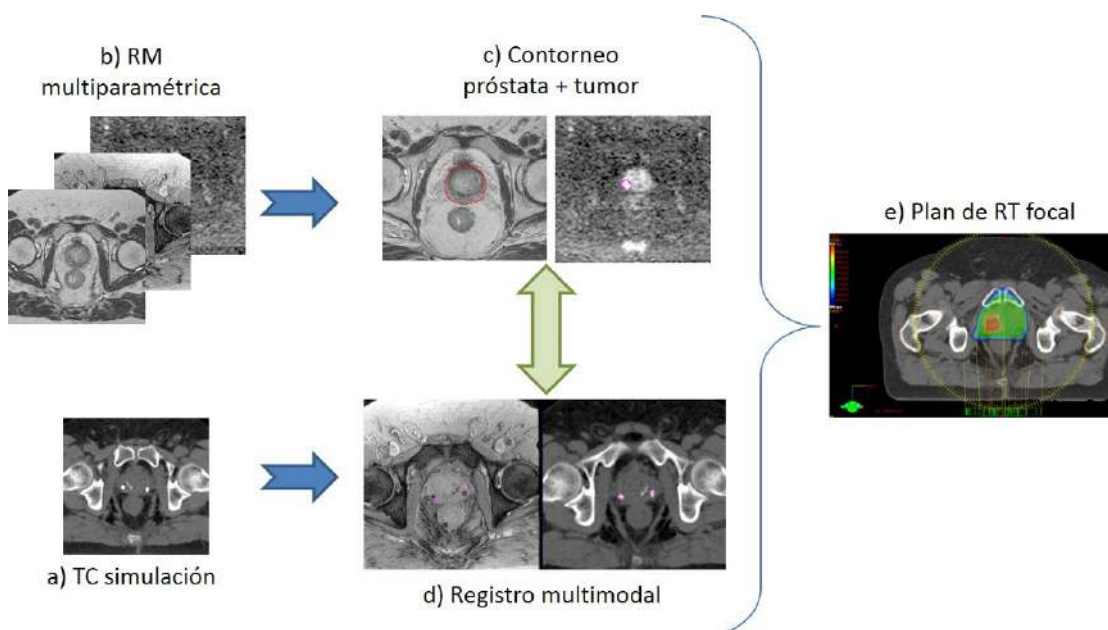


Figure 271: figura

Pósteres Radioterapia / 197

3DSlicer. Segmentación semiautomática de lesiones en patología pulmonar y cerebral. Validación del software y verificación del contorno realizado en una intercomparación especialista- máquina.

Autores: carlos baeza monedero¹ ; Nerea López Martín^{None} ; Fernando Cerrón Compo²

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

² Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: carlosjuanbaeza@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Debido al fuerte escalado de dosis que se está instaurando en el campo de la radioterapia, el contorno y la delimitación de los volúmenes de tratamiento está tomando una gran importancia.

En este trabajo se estudia el caso de 75 pacientes con lesiones cerebrales y 85 pacientes con lesiones pulmonares, ambas tratadas en el Hospital Virgen del Rocío durante el último trimestre de 2018. Se analizarán y compararán los contorneos realizados por el Servicio de Oncología Radioterápica y los contorneos obtenidos con el software gratuito 3DSlicer, evaluando los resultados y las posibles fluctuaciones existentes entre los dos métodos.

MATERIALES Y MÉTODOS

La labor de contorno de todos los pacientes se realizó con el TPS Oncentra. En 3DSlicer, se realizó el contorno mediante la técnica de gradiente de densidades localizadas. Posteriormente se analizan los volúmenes totales obtenidos a través de ambos métodos de contorno.

En figura 1 se definen la localización y la distribución por tamaños de las lesiones estudiadas. Se clasifican las lesiones cerebrales según su localización en el lóbulo frontal, parietal, temporal u occipital; y las lesiones pulmonares atendiendo a su marcado en el lóbulo superior, medio o inferior.

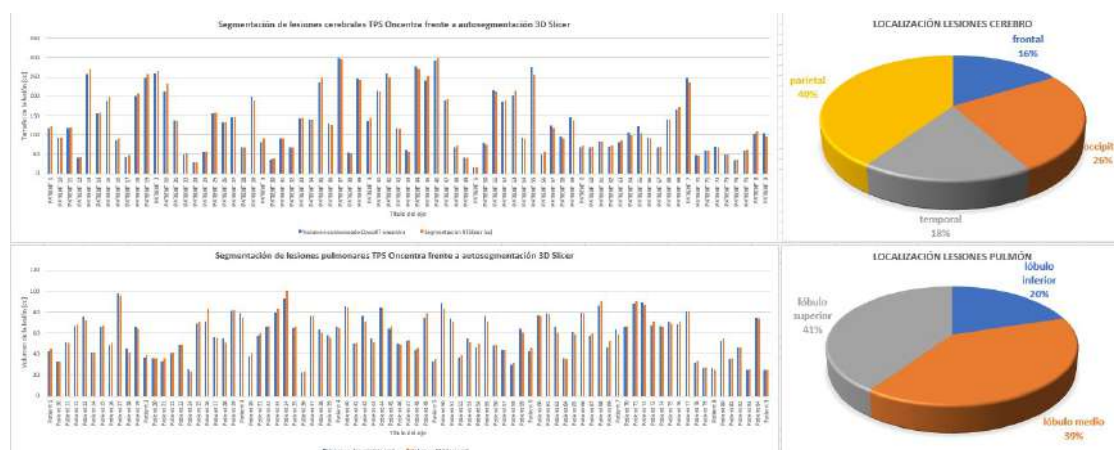


Figure 272: Representación de la localización y el volumen de las lesiones estudiadas.

RESULTADOS

El contorno realizado por el software 3DSlicer ofrece unos resultados cuyo medio es del 3.9% en el caso de las lesiones cerebrales, y del 4.1% para las lesiones pulmonares. Es destacable que todos los valores son inferiores al 8%.

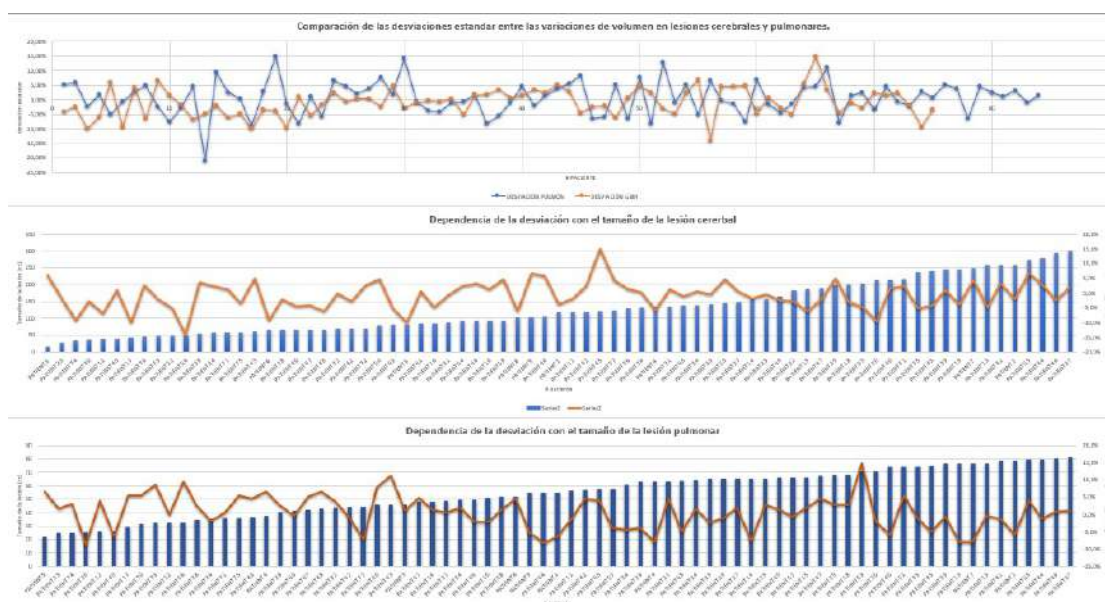


Figure 273: Análisis de las desviaciones estándar obtenidas en el estudio. Análisis estadístico de la distribución.

El error cuadrático medio no presenta dependencia ni con la localización de la lesión ni con su tamaño, obteniendo siempre valores comprendidos dentro del error admitido.

No se aprecia una sobreestimación ni subestimación de la segmentación de las lesiones, manteniendo una correlación buena independientemente del tamaño de la lesión.

Tanto las lesiones cerebrales como en las lesiones pulmonares, no se aprecia dependencia en función del grado de heterogeneidad. Mientras que el rango de densidades en lesiones cerebrales es muy reducido, encontramos un fuerte gradiente en la región torácica (zona de aire, hueso, lesión tumoral), presentando en ambas distribuciones una fuerte correlación entre los contorneos realizados por el especialista y los obtenidos por el Servicio de Radiofísica.

CONCLUSIÓN

Se ha comprobado que el software 3DSlicer ofrece una solución efectiva para el autocontorneo de lesiones tumorales, tanto para el caso de localizaciones cerebrales como pulmonares. Los errores sistemáticos no presentan dependencia con la localización ni con el tamaño. Las variaciones medias de éstos se sitúan por debajo del 5% para ambas patologías. Además, se produce un ahorro de tiempo y de recursos, puesto que disminuye al 57% el tiempo habitual empleado en la labor de contorneo.

Estos resultados permiten emprender nuevas líneas de estudio, abriendo la posibilidad de autosegmentar con el 3DSlicer localizaciones abdominales en los que el contorneo juega un papel especialmente importante para tratamientos de SBRT, como lesiones hepáticas y pancreáticas.

Pósteres Radioterapia / 431

Aplicación web para el estudio de toxicidades en tratamientos de radioterapia aplicando técnicas de minería de textos

Autores: Maria Dolores Herraiz Lablanca^{None} ; Romina Astrid Rebrij^{None}

Corresponding Author:

Introducción

En radioterapia, el desafío clave es maximizar la dosis de radiación a las células cancerosa minimizando el daño al tejido sano circundantes. El éxito del tratamiento depende principalmente de la

dosis de radiación administrada, pero la tolerancia de los tejidos normales que rodean el tumor limita esta dosis. Si realizamos una revisión de las publicaciones sobre este tema buscando en PubMed “toxicity radiotherapy”, encontramos 26357 artículos. Suponiendo que una persona tarde 15 min en leer un artículo y que dedique 8 horas al día leyendo, necesitaría un total de 823 días para leer toda la bibliografía encontrada sobre el tema. El uso de minería de texto ayuda a realizar esta tarea con mayor rapidez y eficacia.

Materiales y métodos

Utilizando el software libre R y distintos paquetes de minería de textos, se presenta la información obtenida tras la búsqueda en PubMed “toxicity radiotherapy” y localización: “prostate”, “breast” etc. en forma gráfica y con tablas, y con el paquete shiny de R se construye la aplicación web a partir de los scripts. La aplicación se encuentra en el servidor shiny: https://malea.shinyapps.io/pec_3_app/ Con una estructura en bloques, la aplicación es intuitiva y amigable y el uso de métodos de minería de texto y estadística multivariante, permite la extracción de información útil del texto de los resúmenes.

Resultados

La información se evalúa desde diferentes puntos de vista: Generalidades, Dosis utilizadas, Wordcloud, Similitudes y Clasificación en Clúster.

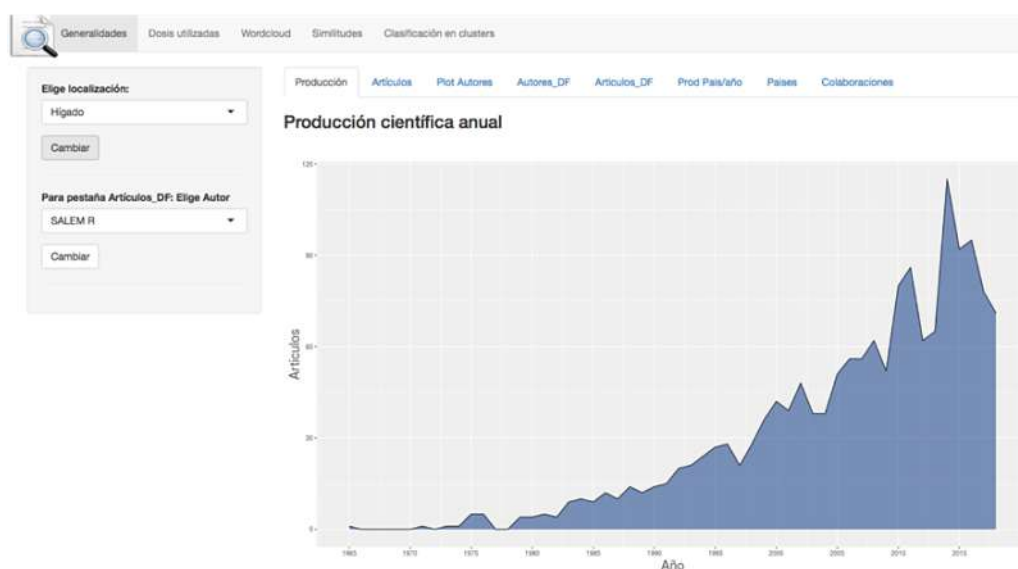


Figure 274: Panel inicial

En primer lugar, en **Generalidades**, se ofrece una visión general, del estado del arte del tema de la búsqueda, de la evolución en el interés que suscita, así como, las publicaciones por año y país y la colaboración entre los mismos. Además, ordena los artículos en forma de tabla facilitando la selección de los más influyentes, entendiendo como tales, los más citados, o los escritos por autores más prolíficos.

En el bloque **Dosis utilizadas**, se identifican rápidamente distintos esquemas de dosis y fraccionamiento. El disponer de la información en forma de tabla, permite identificar los artículos con el esquema de dosis y fraccionamiento deseado, sin necesidad de leer el resumen completo.

El **Wordcloud** muestra la evolución de términos frecuentes en los textos de las sinopsis con tres métodos distintos (taxonomía, palabras frecuentes y MeSH). De los tres métodos, el uso de una taxonomía es el que mejor muestra dicha evolución.

En el bloque **Similitudes**, se aplican técnicas de minería de texto para buscar similitudes entre distintos términos.

Por ultimo, en el bloque **Clasificación en Clústers**, se agrupan los resúmenes indicando los términos más frecuentes por grupo, mostrando una tabla con los artículos pertenecientes a cada grupo para su posterior análisis.

Discusión y conclusiones

La aplicación web, permite mostrar la información obtenida tras una búsqueda en PubMed en forma gráfica, lo que agiliza su análisis. Su estructura en bloques la hace de sencillo manejo, y la aplicación de métodos de minería de texto y estadística multivariante, permite la extracción de información útil e importante del texto de las sinopsis.

Pósteres Radioterapia / 554

OBTENCIÓN DE IMÁGENES CBCT 4D EN UN ACCLERADOR VARIAN TRILOGY

Autores: Manuel Llorente Manso¹ ; Sandra Vilela Serrano¹

¹ Centro Oncológico MD Anderson

Corresponding Author: manuel.llorente@gmail.com

Introducción:

En los tratamientos de Radiocirugía pulmonar con “gating” respiratorio se irradia el tumor sólo en una parte del ciclo respiratorio. En los aceleradores Varian, la imagen de CBCT que se usa para verificar la posición se adquiere durante todo el ciclo respiratorio, presentando a menudo artefactos de movimiento y pudiendo conducir a errores en la localización.

Presentamos un método para adquirir imágenes de CBCT en un acelerador Varian reconstruidas a partir de una parte del ciclo respiratorio.

Material y métodos:

Contamos con un acelerador Varian Trilogy TX, equipado con sistema de imagen OBI. La técnica consiste en colocar un acelerómetro en el abdomen del paciente que adquiere la curva de su respiración y otro acelerómetro acoplado al gantry para registrar, simultáneamente, el valor del giro de gantry.

Se adquieren dos imágenes de CBCT consecutivas al tiempo que se registran las citadas curvas. La consola del acelerador almacena las proyecciones en ficheros de los que se puede extraer el ángulo de gantry al que fueron adquiridos y, por tanto, asignarles una fase respiratoria. Mediante una aplicación desarrollada en nuestro servicio se combinan las proyecciones de las dos adquisiciones para formar dos grupos: inspiración y expiración.

Para evaluar la validez del método, se han adquirido imágenes de un maniquí que simula movimiento respiratorio. El maniquí tiene una pieza de metacrilato que se desplaza en dirección craneocaudal. Se realizan tres reconstrucciones: una convencional, otra con las proyecciones en inspiración y otra en expiración. Se extraen perfiles en la dirección del movimiento respiratorio sobre la pieza móvil del maniquí. Se comparan la anchura, la posición del centro y el valor del número CT en los perfiles.

Resultados:

El valor máximo del número CT en el perfil de la imagen convencional, es de 646, frente a 900 y 941 en las de inspiración y expiración respectivamente.

La pieza móvil del maniquí tiene una anchura de 2 cm y la amplitud del desplazamiento es de 2 cm. La anchura medida en la imagen convencional es de 3,6 cm y de 2,6 y 2,8 cm en las de inspiración y expiración. Los perfiles de inspiración y expiración aparecen desplazados 0,4 cm con respecto al convencional.

Las imágenes de inspiración y expiración son más contrastadas que la convencional y son capaces de estimar mejor la posición del objeto en cada fase de la respiración.

Discusión:

El método presentado, implementable en cualquier acelerador Varian con capacidad para CBCT, permitiría mejorar la calidad de las imágenes de CBCT, en especial en radiocirugía pulmonar.

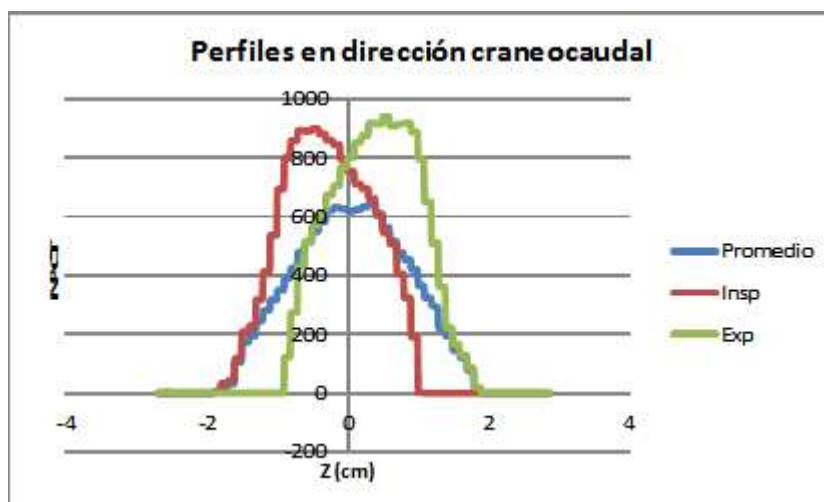


Figure 275: Perfiles de las tres reconstrucciones en dirección craneocaudal



Figure 276: Vista sagital de las reconstrucciones convencional, inspiración y expiración

Pósteres Radioterapia / 528

ESTUDIO DEL BOLUS DE ALTA DENSIDAD EXASKIN PARA SU USO EN TRATAMIENTOS CON TOMOTERAPIA HELICOIDAL

Autores: Cristina Mínguez Aguilar¹ ; Alberto Sanchez Reyes¹ ; Alicia Sánchez Jiménez²

¹ GenesisCare La Milagrosa

² Genesiscare La Milagrosa

Corresponding Author: cristina.minguez@genesiscare.es

1. Introducción. El bolus de alta densidad Exakin es de un material modelable de densidad cercana a la del hueso cortical, que se adapta perfectamente al paciente, evitando bolsas de aire y aumentando la reproducibilidad en su colocación, especialmente en superficies irregulares. El objetivo del presente trabajo es valorar el uso clínico del bolus de alta densidad Exakin en tratamientos superficiales con Tomoterapia Helicoidal Hi-Art (HT), así como evaluar las posibles discrepancias entre las dosis calculadas y medidas tanto en piel como en diferentes regiones del volumen de tratamiento.
2. Material y método.
Para la realización de este trabajo simulamos dos tratamientos en un maniquí cilíndrico de agua sólida al que colocamos una capa de bolus de aproximadamente 1cm de espesor y contorneado

un volumen superficial de tratamiento. Ambos tratamientos se planificaron con un esquema de 35Gy en 7 sesiones.

La primera simulación (plan 1) se realizó teniendo en cuenta todas las posibles entradas del haz mientras que en el segundo tratamiento (plan 2) se forzó la entrada del haz a través del bolus bloqueando el resto de incidencias.

Para los dos tratamientos se han comparado la dosis calculada y medida en diferentes puntos de la superficie del maniquí y en un punto del volumen a 2cm de profundidad.

Para la medida de dosis en superficie hemos usado películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 de 1,5x1,5 cm² calibradas entre 4-6Gy. Para la medida de dosis absoluta a 2cm de profundidad hemos usado una cámara A1SL (Standard Imaging) situada en uno de los insertos del maniquí.

Siguiendo la misma metodología evaluamos la dosis en piel en cada sesión de tratamiento en un paciente tratado de un Carcinoma Basocelular en la región malar al que colocamos una capa de bolus de alta densidad de aproximadamente 0,5cm de espesor. Dicho paciente recibió una dosis total de 45Gy en 18 sesiones (Figura I).

3. Resultados.

Las diferencias entre las dosis absorbidas calculadas y medidas con la cámara de ionización fueron 1.3% para el plan 1 y 2% para el plan 2.

Las diferencias promedio entre las dosis en superficie calculadas y medidas con dosimetría de película fueron inferiores al 5% en ambos planes.

En el caso del paciente tratado usando el bolus de alta densidad, la diferencia promedio en todas las sesiones analizadas fue del 4.2%.

4. Discusión y conclusiones. Según publicaciones previas, el cálculo realizado por el sistema de planificación de tomoterapia sobreestima la dosis en piel del orden de un 10%. Este hecho, hace necesario el uso de bolus en volúmenes superficiales. Los resultados de este trabajo muestran que el bolus de alta densidad Exakin es una buena opción para este tipo de tratamientos y que el sistema de planificación modela adecuadamente el transporte de radiación a través de él. Además, el ser un material modelable lo hace idóneo para tratamientos de HT, dada la gran reproducibilidad en su colocación.

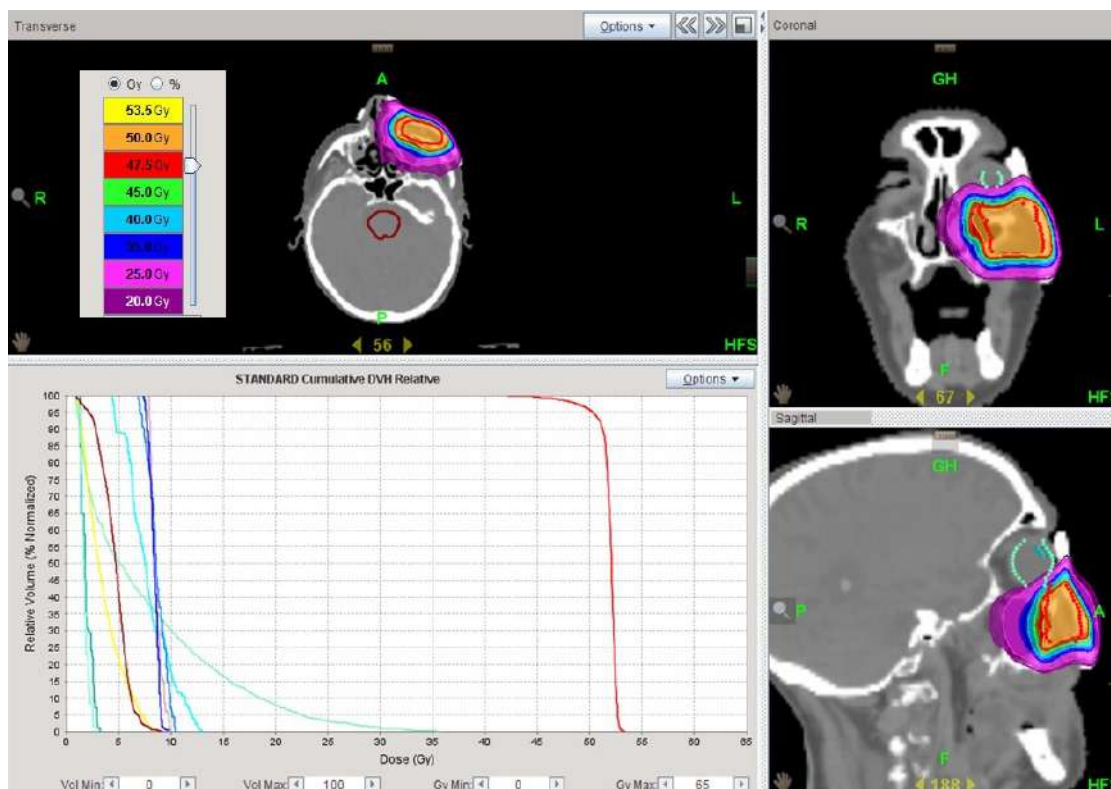


Figure 277: enter image description here

Pósteres Radioterapia / 44**COMPARACIÓN DE TRES PROGRAMAS DE CÁLCULO DE CARACTERÍSTICAS RADIÓMICAS**

Autores: Roberto Berenguer Serrano¹ ; Victoria de la Vara Olivas² ; Ana Teresa Núñez Quintanilla² ; Miguel Rivera Giménez² ; M^a Victoria Villas Sánchez² ; Sebastià Sabater Martí²

¹ Servicio de Radioterapia - CHU Albacete

² Servicio de Radioterapia - CHU de Albacete

Corresponding Author:**Introducción:**

Durante los últimos años se ha observado un creciente número de artículos relacionados con el cálculo de características radiómicas para la extracción de conclusiones clínicas en función de las mismas. Muchos de estos trabajos expresan la gran capacidad predictiva que suponen dichas características radiómicas. Sin embargo, en pocas ocasiones se cuestiona la congruencia de los resultados de distintos programas de cálculo de esas características. El objetivo de este trabajo es la comparación de tres de esos programas para analizar si existe correlación entre los resultados.

Material y métodos:

Se partió de imágenes de un CT de un maniquí que consta de 10 materiales con un amplio rango de n° HU y distintas texturas a las que se le contorneó un mismo volumen cilíndrico para cada material (ver imagen).

Estas imágenes, sin ningún tipo de manipulación fueron importadas por tres programas libres que calculan diversos parámetros radiómicos: IBEX, PyRadiomics y LIFEX.

Se calcularon características basadas en intensidad, forma y textura. Dentro del grupo de textura se calcularon los asociados con la matriz de la diferencia de intensidad de la vecindad (NIDM en inglés), la matriz de co-ocurrencia del nivel de gris (GLCOM) y la matriz de longitud de carrera de nivel de gris (GLRLM). De todas ellas, se incluyeron en el estudio aquellas que aparecían en los 3 programas de manera simultánea. LIFEX calcula un número más reducido de características que el resto. Para evaluar la congruencia entre resultados de los programas, se utilizó el coeficiente de correlación intraclase (ICC).

Resultados:

En primer lugar se observó que las coincidencias entre programas eran bajas con lo que hubo que descartar muchas características de las 56 de partida. Algunas se llamaban de la misma forma pero se calculaban con una fórmula distinta, aunque también se dio el caso contrario en el que se llamaba de manera distinta a características que realizaban el mismo cálculo. Finalmente quedaron 26 características comunes entre los 3 programas. De ellas tan sólo 11 (ver tabla) mostraron un ICC superior a 0,9 (valor que se asocia con una correlación aceptable). Todas las características de la GLCOM (5) incluidas en la comparación estuvieron correlacionadas. Se observaron diferencias incluso en parámetros básicos de intensidad como la energía. Fue necesario aumentar el n° HU en 1000 unidades en las imágenes de PyRadiomics puesto que el resto de programas lo hacen por defecto. Otro problema observado es la modificación del tamaño de píxel, lo que genera algunas diferencias en características básicas.

Discusión:

Esta comparación demuestra que pese a que muchos trabajos se basan en resultados de estos programas proclamando la universalidad de sus resultados, este trabajo muestra que es necesario establecer unos estándares para poder tratar el valor de estas características de manera absoluta.

Conclusión:

Aparte de este trabajo, el trabajo presentado por Berenguer y otros [Radiology 2018] sobre la reproducibilidad y redundancia de las características radiómicas, demuestra que todavía quedan asuntos pendientes en el campo de la Radiómica para poder extraer conclusiones definitivas.



1.

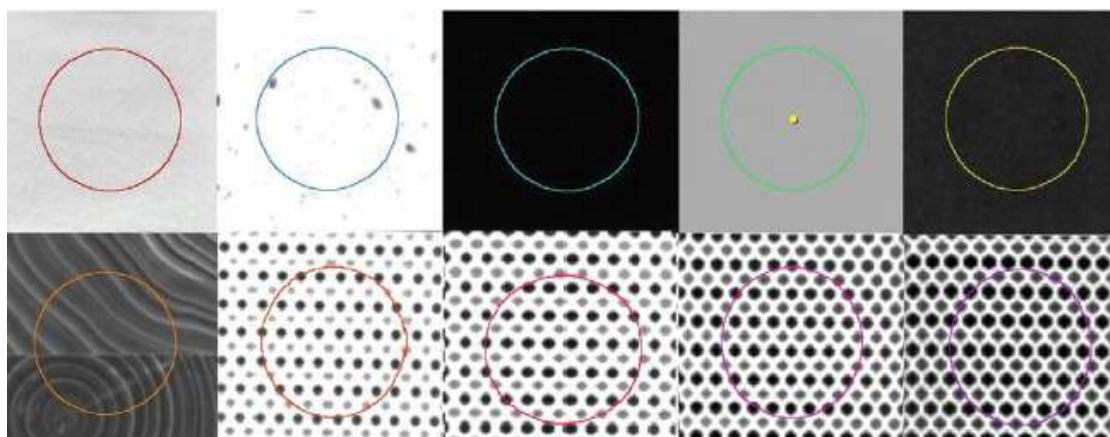


Figure 278: Imagen

LISTADO DE CARACTERÍSTICAS RADIÓMICAS CON ICC > 0.9
INTENSIDAD
GlobalEntropy
Kurtosis
Skewness
GLCOM
Contrast
Correlation
Dissimilarity or difference average
Energy or joint energy
Entropy or joint entropy
GLRLM
Gray Level Nonuniformity
Run Length Nonuniformity
Run Percentage

Figure 279: Tabla

Pósteres Radioterapia / 371

Modelo predictivo de fibrosis tardía en radioterapia de cáncer de mama

Autores: Maria Lizondo¹ ; M.Josefa Fuentes² ; Nuria Jornet Sala¹ ; Artur Latorre-Musoll¹ ; Ruiz Agustín¹ ; Gallego Pedro¹ ; Carrasco Pablo¹ ; Delgado-Tapia Paula¹ ; Pérez-Alija Jaime¹ ; Valverde-Pascual P. Itziar¹ ; Barceló-Pagès Marta¹ ; Montserrat Ribas¹

¹ Servei de Radiofísica i Radioprotecció, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

² Servei d'Oncologia Radioteràpica, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Corresponding Author: maria.lizondo.gisbert@gmail.com

Objetivo

La fibrosis es una de las complicaciones tardías asociadas al tratamiento con radioterapia en el cáncer de mama. En este trabajo se analizan distintas variables para desarrollar un modelo predictivo de fibrosis radioinducida con vistas a personalizar más el tratamiento.

Materiales y Métodos

Se incluyen 195 pacientes de cáncer de mama tratadas con radioterapia conservadora desde mayo 2013 y con un tiempo de seguimiento mínimo de 32 meses. La dosis de prescripción fue de 50 Gy a mama y áreas ganglionares, y de 66 Gy al lecho tumoral(*boost*). El fraccionamiento fue de 2 Gy/fracción. Todas las pacientes fueron tratadas con un Clinac 2100 (Varian). Se incluyen las siguientes técnicas de tratamiento: 3DCRT(fotones 6MV y/o 15 MV) + boost secuencial con electrones o boost integrado con IMRT(6MV).

La figura 1 muestra las 18 variables que se consideraron para elaborar el modelo predictivo. El efecto estudiado, fibrosis tardía(FT) en mama, se evaluó siguiendo el criterio LENT-SOMA. 67 pacientes presentaron una toxicidad máxima grado 1, y 4 pacientes de grado 2. FT fue evaluada como variable binaria: fibrosis diagnosticada o no durante el periodo de seguimiento.

Características pacientes	Edad Hábitos tóxicos Volumen PTV mama Volumen PTV <i>boost</i> Densidad media mama Desviación estándar densidad mama Rango densidad mama Her2 Ki67
Tratamientos anteriores	Tratamiento hormonal Tratamiento quimioterapia
Parámetros dosimétricos RT	Técnica utilizada (3DCRT o IMRT) Energía y modalidad (e- o RX) del <i>boost</i> Tratamiento de las áreas ganglionares Índice de homogeneidad en el PTV Dosis que recibe el 98% del volumen de la mama (D98PTV) Dosis que recibe el 2% del volumen de la mama (D2PTV) Volumen del PTV mama que recibe 95% de la dosis de prescripción del <i>boost</i> (V95PTV)

Figure 280: Variables consideradas.

El análisis llevado a cabo fue el siguiente:

- Selección de variables. Sobre cada una de 1000 muestras seleccionadas mediante *bootstrap* se realizó una regresión logística entre cada variable y la FT, escogiendo aquellas variables cuyo

ajuste tuviera un $p\text{-value} < 0.1$. Posteriormente realizamos una regresión logística múltiple (RLM) con selección *stepwise* con *backward elimination*. Seleccionamos aquellas variables que fueron más frecuentes, cumpliendo la regla de no más de 1 variable por cada 10 pacientes que presentaron toxicidad.

- RLM. Utilizamos las variables seleccionadas para realizar la RLM que será nuestro modelo predictivo. Para validarlo internamente realizamos una RLM sobre cada una de otras 1000 muestras seleccionadas mediante *bootstrap*. Los coeficientes finales serán las medias de los coeficientes obtenidos. Como medidas de la métrica utilizada proporcionamos el área bajo la curva (AUC) de la curva ROC y el *optimism*.

Resultados

Las variables más seleccionadas con el método fueron, en orden descendente, las siguientes: la irradiación de las áreas ganglionares, el rango de la densidad mamaria, V95PTV, D98PTV, el volumen del PTV boost, la edad de la paciente y el Her2.

La figura 2 muestra la curva ROC realizada y los coeficientes resultantes de la RLM. El modelo obtenido proporciona un AUC de 0.75 con un *optimism* de 4.1%.

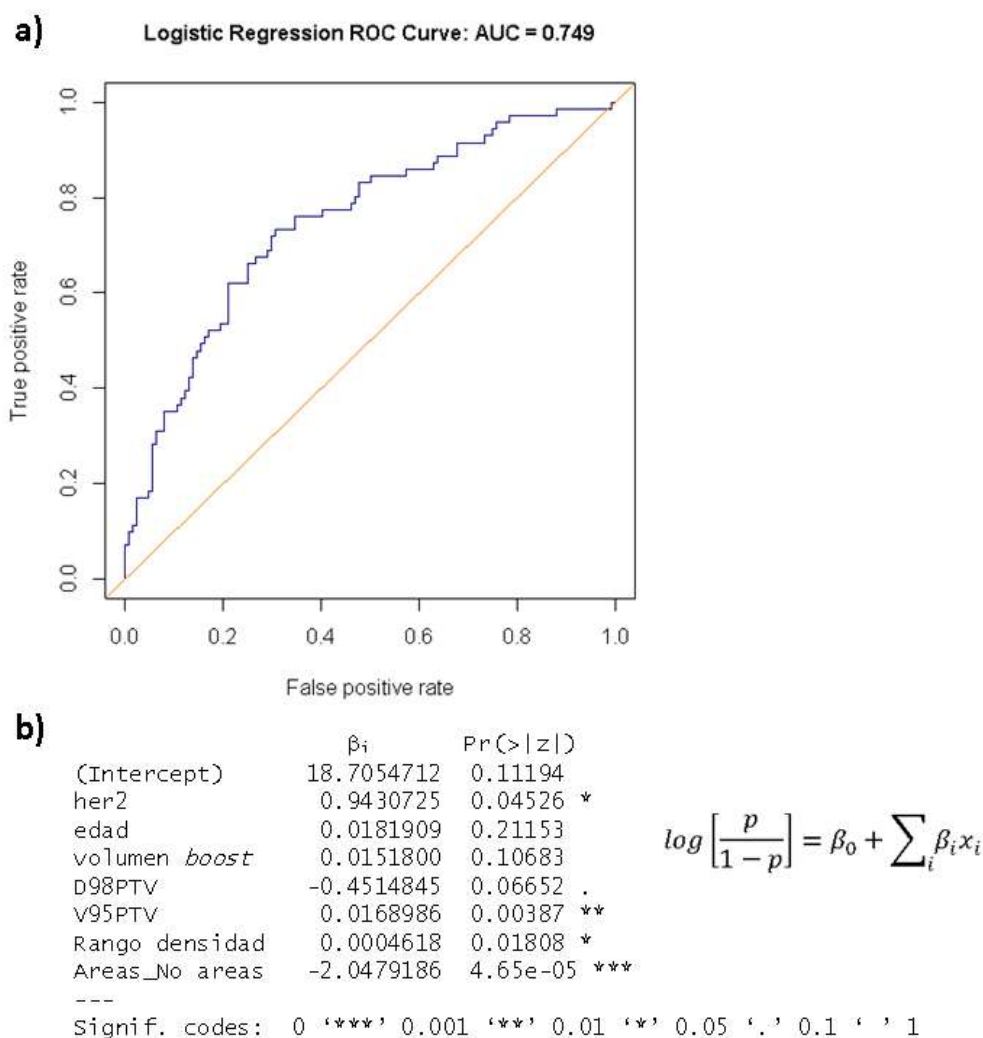


Figure 281: a)Curva ROC. b)Resultados RLM

Discusión

Todas las variables contribuyen significativamente excepto el volumen del boost y la edad ($p=0.107$ y $p=0.211$, respectivamente), pero se mantienen para obtener un mejor ajuste final. La variable más significativa es el tratamiento de las áreas. Las pacientes con afectación ganglionar mostraron 8 veces más probabilidad de padecer fibrosis tardía que aquellas pacientes sin afectación ganglionar.

Conclusiones

El análisis realizado indica que los factores predictivos de la fibrosis tardía son la irradiación de las áreas ganglionares, mayor V95PTV y un rango de densidad mamaria más amplio. El modelo obtenido nos permite calcular probabilidades de aparición con un AUC de 0.75.

Pósteres Radioterapia / 416

Implementación de algoritmos MAR para el procesamiento de imágenes TC mediante herramientas libres de programación

Autor: Francisco Fayos Ferrer¹

Co-autores: María Teresa Bertomeu Padín¹ ; Elena Antolín San Martín¹ ; Isabel Palazón Cano¹ ; Julio Martínez Valdivia¹

¹ Hospital Ruber Internacional

Corresponding Author: ffayos@hotmail.com

Introducción

Las imágenes TC adquiridas con fines diagnósticos o de tratamiento a pacientes que incorporan elementos metálicos (prótesis, implantes dentales, expansores de mama, marcapasos...) adolecen de artefactaje. En nuestro centro disponemos de 3 escáneres TC, pero ninguno incorpora un algoritmo de reducción de artefactos metálicos (MAR, *Metal Artifact Reduction*). En este trabajo se han implementado dos algoritmos MAR extraídos de la bibliografía para verificar las mejoras en la calidad de las imágenes procesadas y las repercusiones sobre las dosimetrías clínicas.

Material y métodos

Se codificaron, mediante código Python, dos algoritmos MAR descritos en la bibliografía: *Normalized metal artifact reduction (NMAR)* y *Frequency split metal artifact reduction (FSMAR)*. El software desarrollado hace uso de librerías de código libre que permiten la lectura/escritura de imágenes DICOM y el procesamiento de las mismas.

Se aplicaron los algoritmos MAR sobre imágenes artefactadas tanto de maniquíes como imágenes reales de pacientes y se valoró si la mejora en la calidad de las imágenes permitía un mejor contorno de tumores y OAR en pacientes.

Para valorar el resultado de la corrección MAR es útil emplear maniquíes antropomórficos para los que conocemos el "estado base" sin componentes metálicos. Se empleó un maniquí de cabeza Accuray dentro del cual se introdujeron clavos de acero que artefactaban las imágenes TC. Tanto estas como las de pacientes reales se procesaron con ambos algoritmos MAR.

Utilizando las imágenes procesadas se estimaron también las diferencias en las dosimetrías clínicas de casos seleccionados comparándolas con las calculadas en las imágenes originales en las que se sobrescribió manualmente el valor de las Unidades Hounsfield (UH) de las zonas artefactadas. Se empleó para el cálculo el algoritmo Acuros del planificador Eclipse 13.5.

Resultados

Los dos algoritmos testeados ofrecen en la mayoría de las situaciones correcciones adecuadas de los artefactos en forma de rayos ("*streaking*") y de las áreas con bajo número de HU generados por la presencia de elementos metálicos. Aunque no siempre la corrección es idónea y pueden generarse nuevos artefactos de menor magnitud que los originales.

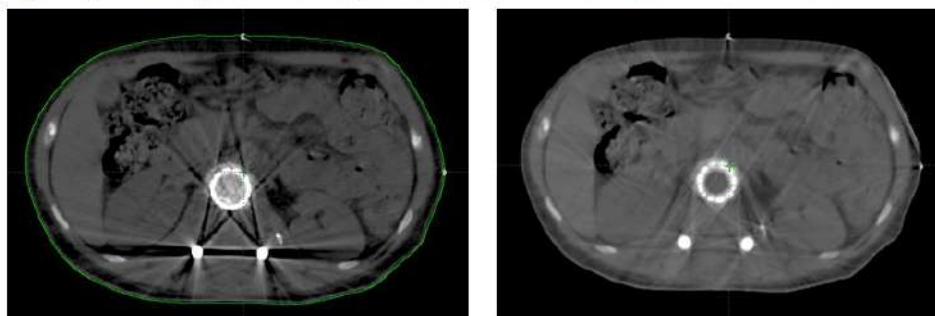
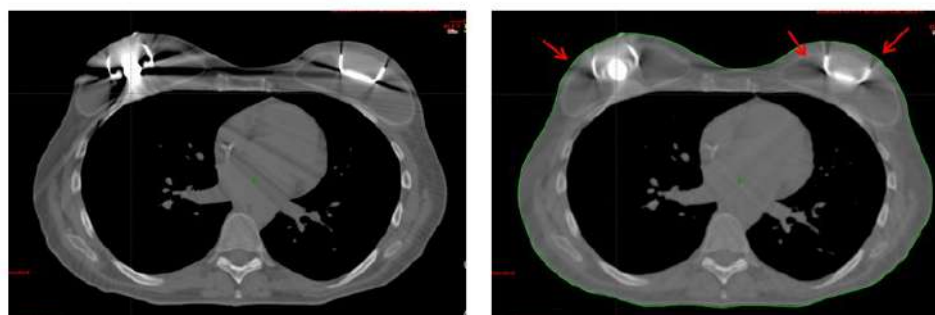
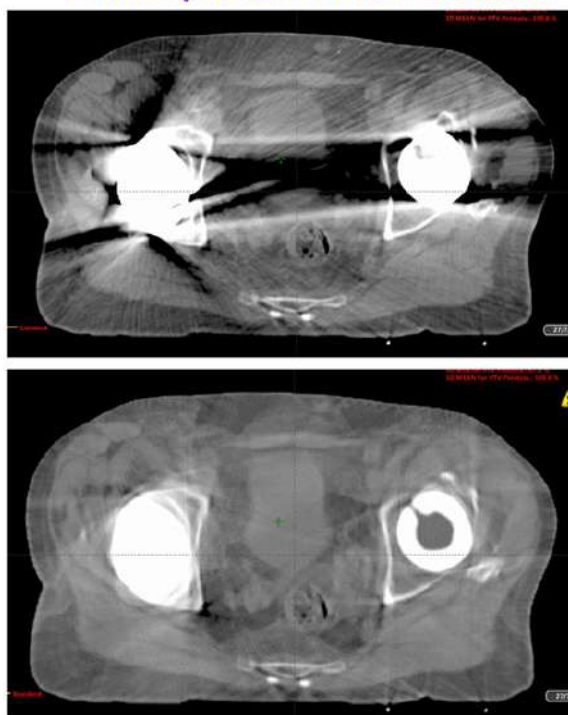
Ejemplo imagen corregida con NMAR: implantes en columna**Ejemplo imagen corregida con NMAR: mamas con expansores**

Figure 282: Ejemplos de imágenes corregidas con algoritmo NMAR

La comparación de las dosimetrías calculadas sobre las imágenes originales sobrescritas y sobre las procesadas ofrece escasas diferencias. En dosis media y V95 % de los PTV están por debajo del 1-1.5 % en valor absoluto. En los OAR las diferencias son incluso menores.

Ejemplo imagen corregida con NMAR: prótesis cadera bilateral



VMAT 2 arcos (Acuros-6 MV):
Pelvis (54.6 Gy; 1.4Gy/ses)+VVSS (62.4 Gy; 1.6 Gy/ses)+Próstata (78 Gy; 2 Gy/ses)

PTV Pelvis: Dosis media_{reset} = 54,7 Gy
 Dosis media_{NMAR} = 54,6 Gy

PTV Vesículas: Dosis media_{reset} = **62,2 Gy**
 Dosis media_{NMAR} = **63,1 Gy**
V95%_{reset} = 98,5 % V95%_{NMAR} = 99,5 %

PTV Próstata: Dosis media_{reset} = 78,0 Gy
 Dosis media_{NMAR} = 78,0 Gy

Sin diferencias significativas en OAR

HDV (TC original + reset densidad) vs TC NMAR

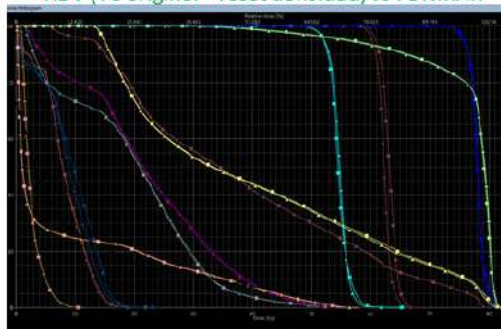


Figure 283: Comparación de dosimetrías calculadas sobre TC original y corregido NMAR. Las UH en los artefactos de la imagen original fueron reseteadas a HU=0.

Discusión

La mejora en la calidad de las imágenes procesadas con los algoritmos MAR es evidente si bien varios de los parámetros aplicados en los algoritmos, en particular el umbral de UH para la detección de los componentes metálicos son determinantes. El cálculo dosimétrico con algoritmo Acuros ofrece escasas diferencias de modo global y sólo localmente significativas alrededor de los componentes metálicos.

Conclusiones

La aplicación de algoritmos MAR a las imágenes TC proporciona imágenes más adecuadas para el contorno de volúmenes y el cálculo en radioterapia.

Pósteres Radioterapia / 122

Verificación clínica del algoritmo de reconstrucción TC Direct DensityTM de Siemens

Autores: Jorge Martín Rodríguez¹ ; Mónica Ortiz Seidel¹ ; Antonio Ortiz Lora¹

¹ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena

Corresponding Author: jorge.martin.rodriguez.sspa@juntadeandalucia.es

Introducción

Los tratamientos radioterápicos actuales se basan en la simulación virtual del paciente en el sistema de planificación basada en imágenes de tomografía computarizada (TC). Previo al uso clínico se caracteriza el TC en el sistema de planificación mediante la introducción de curvas de densidad electrónica

relativa (RED) frente a número Hounsfield (HU). Estas curvas son dependientes del kilovoltaje por lo que en caso de que se pretenda usar diferentes kilovoltajes sería necesaria la introducción de las curvas correspondientes.

El objetivo de este trabajo es verificar el correcto funcionamiento del novedoso algoritmo de reconstrucción denominado Direct DensityTM (DD en adelante)¹ de Siemens. Dicho algoritmo permite mediante una única curva HU-RED el empleo de kilovoltajes arbitrarios en la adquisición de la imagen.

Material y métodos

En este trabajo se emplea el maniquí antropomórfico Alderson, el TC modelo Somaton Confidence de Siemens, el algoritmo de reconstrucción DD y el sistema de planificación PinnacleTM 14.0.

Previamente a este trabajo se introdujeron en Pinnacle las curvas HU-RED de DD y de 120kV, ambas con reconstrucción iterativa (SAPHIRE).

Se realizan al maniquí adquisiciones a 80, 100, 120 y 140kV. Todas ellas son recostruidas mediante el algoritmo iterativo SAPHIRE y el kernel F30s/3 con DD y la adquisición a 120 kV se reconstruye también con el kernel estándar I30s/3.

En el sistema de planificación Pinnacle se crea un plan asociado a cada uno de los estudios anteriores. Se contornea sobre el maniquí el volumen de planificación o PTV (próstata) y los órganos de riesgo u OARs (vejiga, recto y cabezas femorales). Se diseña un tratamiento habitual para esta patología. Para verificar el algoritmo se evalúan las diferencias dosimétricas en PTV y OARs al utilizar la misma planificación (contornos, haces, UM, prescripción, etc..) en los distintos estudios tal y como se observa en la fig.1.

Se evalúa el algoritmo DD de dos formas:

- Por un lado, se emplean imágenes TC reconstruidas con DD y adquiridas con kilovoltajes distintos.
- Por otro lado, se emplea una única adquisición TC reconstruida con y sin DD.

Resultados

En la primera verificación del algoritmo, diferentes estudios reconstruidos con DD y varios kilovoltajes, se obtiene los valores mostrados en la tabla 1, con su correspondiente diferencia máxima relativa. En la segunda verificación del algoritmo, con reconstrucciones para 120kV con y sin DD, se muestran los valores en la tabla1 con su diferencia relativa.

Discusión

El algoritmo de reconstrucción DD permite el uso de única curva HU-RED para un kilovoltaje arbitrario, adaptando la adquisición TC a las necesidades clínicas.

Es fundamental ante una nueva tecnología la verificación completa de su funcionamiento previo a la práctica clínica. Siendo este proceso parte esencial de la garantía de calidad en radioterapia y seguridad del paciente.

Conclusiones

La verificación del funcionamiento del algoritmo DD permite asegurar el correcto uso clínico de esta tecnología en radioterapia.

Bibliografía

- 1.Van Heyden B, Öllers M, Ritter A, et al. Clinical evaluation of a novel CT image reconstruction algorithm for direct dose calculations. *phiRO*, 2017;4(2):11–6.

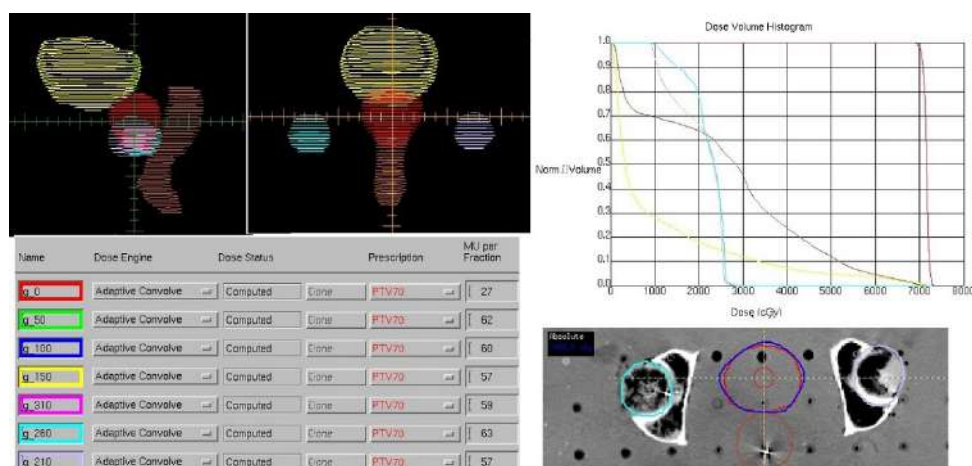


Figure 284: Figura1

Volumen/Dosis(cGy)	80kV (DD)	100kV (DD)	120kV (DD)	140kV (DD)	Diferencia(%)	120kV (sin DD)	Diferencia(%)
PTV (cGy)	7119	7136	7155	7165	0.6%	7156	0.0%
Cobertura PTV	95.3%	97.5%	97.9%	98.3%		98.1%	
Vejiga	1058	1066	1067	1069	1.1%	1065	0.1%
Recto	2599	2597	2595	2596	0.2%	2593	0.1%
Cabeza femoral izquierda	2031	2037	2044	2049	0.9%	2043	0.0%
Cabeza femoral derecha	2196	2196	2200	2203	0.3%	2203	0.1%

Figure 285: Tabla1

Pósteres Radioterapia / 51

Optimización y validación de sistema de segmentación semiautomática sometido al contorno del corazón con imágenes de TC con contraste.

Autores: carlos baeza monedero¹ ; Nerea López Martín^{None} ; Fernando Cerrón Campo^{None}

¹ Hospital Universitario Virgen de la Macarena

Corresponding Author: carlosjuanbaeza@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Los avances de los últimos años en radioterapia han mejorado significativamente la supervivencia de los pacientes con cáncer. La realización del contorno y la preparación de las imágenes de TC para el diseño de tratamiento requieren una dedicación alta que en las últimas décadas se está viendo respaldada por los sistemas de autocontorno.

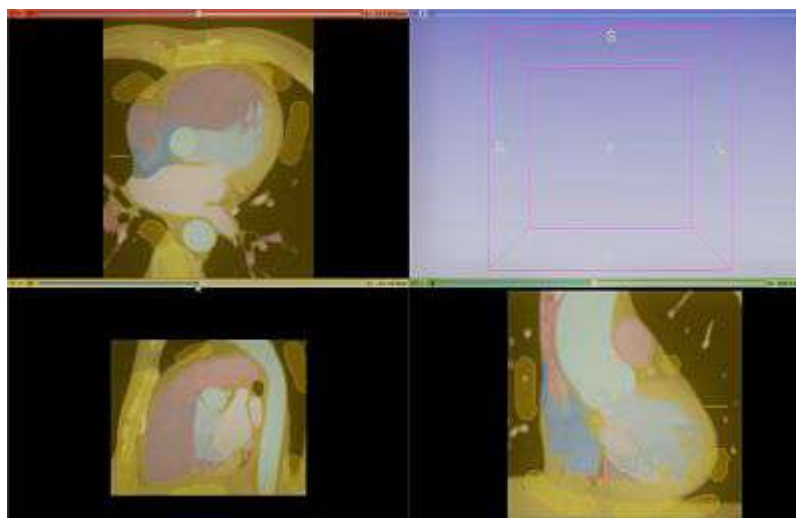


Figure 286: Contorneo de anatomía del corazón a partir de atlas de densidades. Software 3DSlicer

Presentamos el caso del módulo de trabajo RTSlicer, software gratuito que te permite integrar en el flujo de trabajo convencional la tarea de contorneo semiautomática, estableciéndose como una solución rápida al problema planteado.

Como objeto de este estudio, analizaremos el contorneo de la anatomía del corazón, órgano complicado y de gran exigencia, sin apoyo de imagen de resonancia.

OBJETIVOS

Realizaremos el contorneo automático del corazón basado en imagen TC de 5mm de espesor, comparando la veracidad del contorneo y poniendo a prueba la exactitud de la delimitación de las aurículas y los ventrículos, la vena cava, la arteria pulmonar y la aorta.

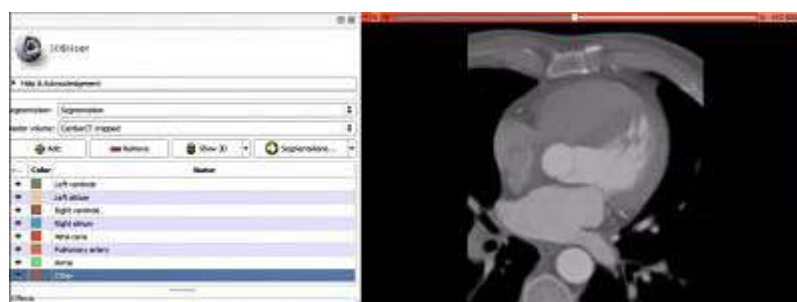


Figure 287: enter image description here

METODOLOGÍA

La selección de pacientes se ha basado en estudios torácicos, sin fusión con RM, de lesiones pulmonares, con inmovilizador y los brazos plegados sobre la cabeza.

Lo primero será seleccionar el ROI que nos interesa contornear, que con ayuda del atlas anatómico propuesto por el propio software, solo será necesario localizar en alguno de los cortes cada uno de las secciones anatómicas y el propio software te realizará automáticamente el contorneo 3D.

Finalmente, una vez localizadas las regiones de interés, seleccionaremos un volumen background que delimitará las estructuras internas del corazón frente a la región pulmonar y mediastínica. El software automáticamente realizará el contorneo de todas las estructuras, el renderizado del mismo y el análisis independiente de los volúmenes de interés.

RESULTADOS

Analizaremos 20 pacientes, con los volúmenes de interés especificados en la tabla. Se analizará la bondad del contorneo visualmente, especificando cuantos de los pacientes en estudio pasan la revisión de un radiólogo.

Paciente #	VI	VD	AD	AI	VC	AP	A
Paciente 1	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 2	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 3	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓
Paciente 4	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 5	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓
Paciente 6	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 7	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓
Paciente 8	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 9	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓
Paciente 10	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 11	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓
Paciente 12	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 13	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓
Paciente 14	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 15	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓
Paciente 16	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 17	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓
Paciente 18	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Paciente 19	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✗
Paciente 20	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

VI: ventrículo izquierdo, VD: ventrículo derecho, AD: aurícula derecha, AI: aurícula izquierda, VC: vena cava superior, AP: arteria pulmonar, A: aorta

Figure 288: enter image description here

Los resultados obtenidos por el software han sido satisfactorios, encontrando una clara correspondencia entre los conjuntos de estructuras segmentados con el software y las definidas por el oncólogo. De los 140 volúmenes de interés a definir, solo 4 de ellos (VC, AP, y AI) tuvieron que ser corregidos, teniendo un porcentaje de resultados positivos superior al 93%.

CONCLUSIONES

El autocontorneo realizado por el software RTSlicer ofrece unos resultados excelentes en el contorneo del corazón. Los resultados en cada uno de los volúmenes de interés han sido satisfactorios apreciando diferencias nulas entre la valoración del radiólogo y la del atlas interno del software, reduciendo los tiempos de contorneo a menos de 5 minutos.

La dificultad que este órgano presenta en su contorneo sobre TC con contraste y la buena calidad de la segmentación, permite abrir otras vías de estudio en otras localizaciones complicadas, como localizaciones hepáticas, nódulos pulmonares... dando pie a estudios de efectividad y resolución de segmentaciones en dichas regiones.

Pósteres Radioterapia / 105

Evaluación de los registros deformables en pacientes de cabeza y cuello tratados en radioterapia mediante diferentes métricas

Autores: Victor de la Llana Granja¹; Angel del Castillo Belmonte²; David Miguel Pérez²; Manuel Agulla Otero²; Carlos Andrés Rodríguez²; Daniel Martínez³; Mario Martín Veganzones⁴; Delfín Alonso Hernández²; María Ruiz Aznar²; Jesús María de Frutos Baraja²; Ricardo Torres Cabrera³

¹ Hospital Clínico Universitario Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospitla Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Univeristario de Valladolid

Corresponding Author: vllana@saludcastillayleon.es

Objetivo

Evaluar diferentes métricas para validar la bondad de los registros deformables en el control de los tratamientos de cabeza y cuello mediante CBCT. En base a estas métricas, analizar de forma crítica un paciente que presentó grandes cambios morfológicos en la región de tratamiento.

Método

Para 5 pacientes, se realizó el registro deformable entre el CT de simulación y 10 CBCTs de control a lo largo del tratamiento. El algoritmo de registro empleado fue Demons Intensity implementado en SmartAdapt v.13.6 (Varian Medical Systems, USA). Figura 1.

Las métricas utilizadas en este trabajo son:

-Dice Similarity Coefficient (DSC): Definido como como dos veces el volumen de solapamiento entre estructuras dividido por la suma total del volumen de ambas.

$$DSC = 2|V_R \cap V_D|/(V_R + V_D)$$

Donde V_R es el volumen de referencia y V_D es el volumen deformado.

-Índice de deformación (ID): Definido como el cociente entre el volumen de referencia (V_R) y el volumen deformado (V_D).

$$ID = V_D/V_R$$

-Desviación del índice de conformación (DIC): Definido como la desviación porcentual del cambio de índice de conformación debido al registro deformable.

$$IC = ((VPTV95)^2)/(VPTV * VD95); DIC = |(CI_R - CI_D)/(CI_R, CI_D)|$$

Donde VPTV95 es el 95% del PTV, VPTV es el volumen del PTV, VD95 es el volumen cubierto por la isodosis del 95%, IC_R es el índice de conformación del volumen de referencia y IC_D es el índice de conformación del volumen deformable.

Resultados

El análisis de 5 pacientes aleatorios establece un rango de tolerancia en el estudio del registro deformable (tabla 1). Los valores de DSC son superiores a 0.9. Resultados en concordancia con lo que recomienda el TG132 [1]. El índice de deformación está comprendido entre 1.05 y 0.95 y la desviación del índice de conformación es inferior al 5 % en todos los casos.

Los valores de las métricas de los registros para el paciente que presentó grandes cambios anatómicos se muestran en la tabla 2.

	DSC		ID		DIC	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Paciente 1	0.97	0.9	1.01	0.98	2.5%	0.4%
Paciente 2	0.98	0.95	1.02	0.99	2.5%	0.9%
Paciente 3	0.95	0.92	1.05	0.99	4.9%	2.4%
Paciente 4	0.95	0.89	1.03	0.97	4.1%	1.1%
Paciente 5	0.94	0.9	1.03	0.95	3.8%	0.4%

Tabla 1. Valores del análisis interfacción de las 3 métricas: DSC, ID y DIC

Paciente con grandes cambios	DSC		ID		DIC
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Valor
	0.97	0.94	1.00	0.99	0.1%

Tabla 2. Valores del análisis posterior

Figure 289:

Los datos obtenidos se encuentran en el orden de los valores del primer estudio.

Se observó en la última CBCT de tratamiento que los volúmenes deformados (PTVs) se encuentran

fuera del contorno del paciente. Figura 2.

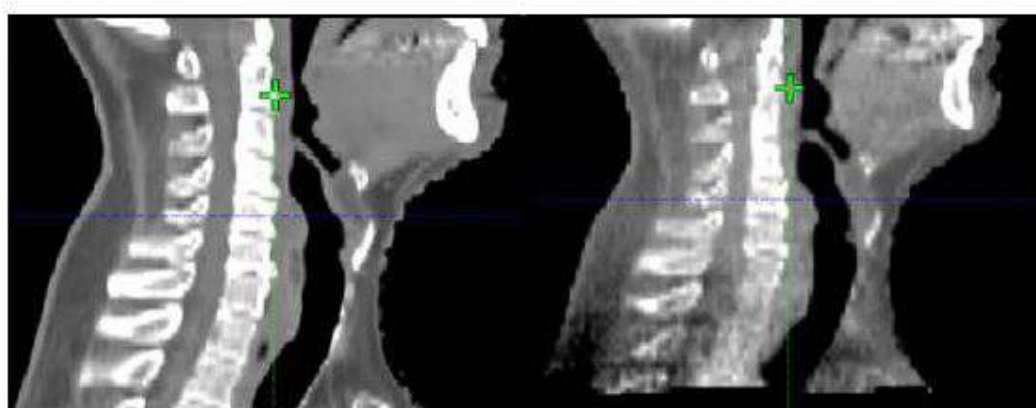


Fig. 1. Ejemplo de registro deformable. (a) Referencia (CT) (b) Imagen deformada (CBCT)

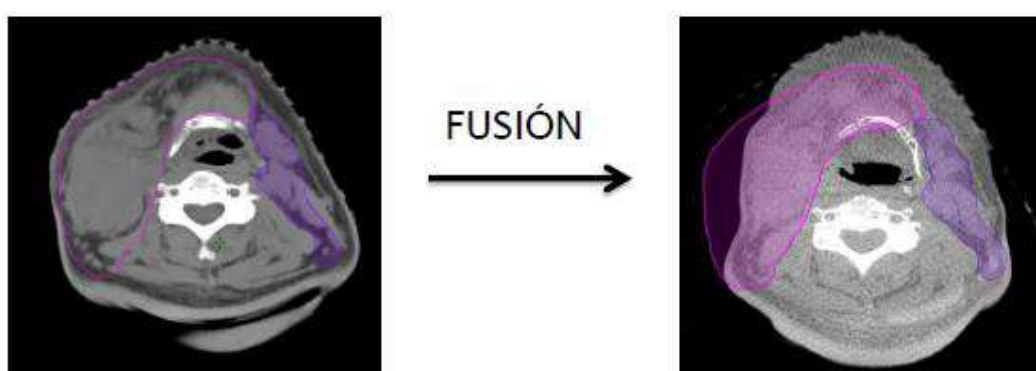


Fig. 2. Volúmenes deformados

Figure 290:

Conclusiones

Con los casos estudiados, la falta de deformación de los volúmenes para adaptarse al contorno del paciente, sugiere que no podemos considerar ninguna de las métricas anteriores como una herramienta objetiva para validar su aplicación en el ámbito clínico.

{1} Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132

Pósteres Radiodiagnóstico / 639

DOSIS EN MAMOGRAFIA. RESULTADOS PRELIMINARES, PROYECTO DOPOES 2.

Autores: José Manuel Pastor Vega¹ ; Sergio Cañete Hidalgo¹ ; Manuel Pérez Martínez¹ ; Jesús Doña Fernández¹ ; Aurora Pola Gallego de Guzmán¹ ; María Amparo De la Cruz Cruz¹ ; Rafael Ruiz Cruces¹

¹ Universidad de Málaga

Corresponding Author: josepastor@uma.es

El Proyecto DOPOES 2 se desarrolla mediante un acuerdo específico de colaboración entre el Consejo de Seguridad Nuclear y la Universidad de Málaga, cuyo objetivo es estimar niveles de referencia

de dosis (DRLs) en procedimientos de radiodiagnóstico médico a pacientes en España, así como su contribución a las dosis recibidas por la población. Según DOPOES 1, la mamografía es el segundo procedimiento en frecuencia y undécima en contribución a la dosis colectiva en España. En el presente estudio preliminar se ha procedido a analizar los datos dosimétrico procedentes de centros sanitarios de siete CC.AA.

Material y métodos

Los resultados se han obtenido de 10 equipos de mamografía digital 2D (DR) y 3 D (tomosíntesis) equipados con sistema de gestión RIS y/o PACS, obteniendo a partir de ellos los siguientes datos: edad, sexo, fecha de examen, dosis glandular media (DGM), y espesor de compresión. Se ha incluido los exámenes realizados a ambas mamas con proyecciones oblicua-medio-lateral (OML) y cráneo-caudal (CC). Asimismo, se ha estudiado la diferencia de DGM en equipos de tomosíntesis frente a equipos 2D.

Resultados

El estudio abarca 19.124 mujeres (76.496 imágenes mamográficas). La edad media ha sido de 55,3 años. En el intervalo de 40-69 años se han encontrado la mayor proporción de mujeres (82%). El promedio total de DGM para el examen de una mama fue aproximadamente de $3,0 \pm 0,5$ mGy. Para el total de la muestra estudiada la DGM ha presentado valores significativamente superiores para la OML ($1,62 \pm 0,60$ mGy) que para la CC ($1,36 \pm 0,45$ mGy). No se han encontrado diferencias entre mama derecha o izquierda. El espesor medio de compresión ha sido de 56,2 mm, (CC 54,0 mm y OML 57,5 mm), existiendo correlación entre mayores espesores y proyección OML. Se ha encontrado relación proporcional entre mayor compresión y menor dosis. No se ha encontrado correlación entre edad y DGM.

Discusión

El rango de edad con mayor proporción de mujeres es coincidente con los grupos de edad a los que se dirigen los programas de cribado de cáncer de mama. La DGM total de la muestra se sitúa en valores aproximados a los obtenidos con estudios previos. La DGM presenta valores superiores para la proyección OML, igualmente, ocurre cuando se compara la DGM y el espesor de compresión. La edad no se correlaciona con variaciones significativas de la DGM. Se deduce que la cantidad de componente fibroglandular no incrementa de modo significativo la DGM.

Conclusiones

1. La DGM total se encuentra dentro de los niveles referidos en otros estudios.
2. La proyección OML incrementa la dosis impartida.
3. El espesor de compresión de la mama se correlaciona con la DGM. El espesor de compresión en la proyección OML es significativamente superior a la de la CC.
4. La edad no se correlaciona con la dosis suministrada.
5. El presente proyecto se está implementando incluyendo más mamógrafos y centros sanitarios, con la finalidad de completar estos datos y, a partir de ellos, estimar los DRLs y calcular la dosis colectiva.

Pósteres Radiodiagnóstico / 77

Gestión de dosis en TC

Autores: Daniel Andisco¹ ; Susana Alicia Blanco²

¹ Universidad Favaloro

² Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Tecnológicas CONICET

Corresponding Authors: daniel.andisco@gmail.com, sblanco.inc@gmail.com

La radiación ionizante es una de las herramientas sin las cuáles es inimaginable la medicina moderna. Implica riesgos ya que se trata de un carcinogénico débil por lo que los riesgos inherentes a su uso excesivo, o no indicado, deben minimizarse. Es por esto que, la protección radiológica de los pacientes se encuentra actualmente dentro de los principales compromisos del área médica.

Por lo tanto la optimización de los protocolos, la justificación de las prácticas y el establecimiento de Niveles de Referencia (NRDs) en forma dinámica y periódica son la herramienta más efectiva para asegurar la protección radiológica del paciente en estudios realizados con radiaciones ionizantes.

Como parte del programa de protección radiológica de un hospital de la República Argentina, se han establecido procedimientos destinados a la realización de una adecuada gestión de las dosis aplicadas

en diferentes prácticas, evaluando las magnitudes de CTDIVOL y DLP en tomografía computada estableciendo Niveles de Referencia (NRDs) tanto en adultos como en niños.

Los valores de dosis se han comparado con los NRDs de uso internacional.

Con el fin de evaluar las dosis utilizadas en cada uno de los estudios, se han analizado los datos de las dosis de los protocolos utilizados en función de las indicaciones clínicas y del tipo de protocolo. Se registraron tablas que contienen los principales parámetros radiológicos (región escaneada, indicación clínica, kVp, mA min, mA max, mAs, tscan, pitch, FOV, longitud escaneada, índice de ruido o SD y espesor de corte, junto a los valores de DLP[mGy] y CTDIvol [mGy] de las principales indicaciones clínicas. Este análisis incluyó la realización de un estudio estadístico de recopilación de datos, de pacientes representativos que poseían edad y contexturas físicas similares. De ser necesario y para una adecuada elección de los estudios, se evaluó el diámetro efectivo de cada paciente de acuerdo a la AAPM Report N° 204 – “Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in pediatric and Adult Body CT Examinations”

En particular, el Hospital ha tomado para los estudios pediátricos, los límites de edad establecidos por la “European Guidelines on DRLs for Paediatric Imaging”.

Todos aquellos valores de dosis que se mostraron superiores a los niveles de referencia internacionales, fueron sometidos a una evaluación técnica para su optimización. Para ello se utilizaron fantasmas específicos y se realizaron mediciones de parámetros de imagen.

Posteriormente, se modificaron los parámetros técnicos de manera gradual, con modificaciones mínimas y con el fin de disminuir las dosis aplicadas, intentando mantener una calidad de imagen apropiada.

Todas estas modificaciones fueron realizadas por el físico médico en función de la evaluación de la calidad de imagen observada en un fantoma. Posteriormente, las imágenes obtenidas pasaron a ser evaluadas por el área médica.

Cabe señalar, que la determinación de los niveles de referencia utilizados en cada uno de los tomógrafos se realizará de manera periódica y cuando se produzcan cambios en el equipo.

Rango de Edad	Tipo de Estudio	Indicación Clínica	DLR iniciales		DLR optimizados		Disminución [%]	
			CTDI VOL [mGy]	DLP [mGy.cm]	CTDI VOL [mGy]	DLP [mGy.cm]	CTDI VOL [mGy]	DLP [mGy.cm]
0 a 1 año	Cerebro	Traumatismo Craneal	29,61	430.1	28.3	417.2	-6.4%	-13.9%
	Tórax c/cte	Control de Cardiopatía Congénita	4,1	46.8	3.1	42.1	-16.1%	-4.0%
	Angio CT coronaria c/cte	Diagnóstico de Cardiopatía Congénita	8,2	128.3	6.1	109.3	-36.1%	-21.0%

Figure 291: Tabla 1: Optimización de protocolos pediátricos

Autores: Enrique Marqués Fraguela^{None} ; Nicolás Ferreiros Vázquez^{None} ; Rodrigo Astudillo Olalla^{None} ; María Mercedes Pérez Macho^{None} ; José Fernando Pérez Azorín^{None}

Corresponding Author: enrique.marques@scsalud.es

- Introducción** Los métodos más utilizados para rechazar la radiación dispersa son la utilización de una rejilla antidifusora y el empleo intencional de un espacio de aire entre el plano de salida del paciente y el receptor de imagen (*gap*). El objetivo del trabajo fue estudiar la dependencia de la selectividad de dichos métodos con la tensión pico del tubo, U_p , y el espesor del paciente/maniquí, z .
- Material y Métodos** La selectividad, Σ , se define como $\Sigma = T_p/T_s$, donde T_p y T_s son la transmisión de la radiación primaria y dispersa. Para la medida de la radiación primaria y dispersa, se usa el maniquí y las geometrías definidas en la norma IEC 60627 (IEC,2001). El maniquí está formado por bloques de PMMA de 30 cm x 30 cm x 5 cm. Para la medida de la radiación primaria, el maniquí se coloca a la salida del tubo para reducir lo máximo posible la radiación dispersa. Para la medida de la radiación secundaria, el maniquí se coloca separado del receptor de imagen por un *gap* y la radiación primaria en el eje del haz se elimina con una lámina de plomo de 30 mm de diámetro y 4 mm de espesor. La selectividad del *gap*, Σ_{gap} , se calcula de acuerdo con el modelo de Sorenson (Sorenson,1985). El modelo supone que la radiación dispersa procede de una fuente puntual efectiva situada entre el foco y el plano de salida del maniquí. Σ_{gap} viene dada por la siguiente expresión: $\Sigma_{gap} = \frac{(f-a)^2}{\frac{f^2}{x^2} + (x+a)^2}$ donde f es la distancia del foco al receptor de imagen, a es el *gap* y x es la distancia entre la posición de la fuente efectiva de y el plano de salida del maniquí. Para obtener x , se representa $\sqrt{P/S}[f/(f-a)]$ frente a a , donde P y S son los valores medios de píxel en las regiones de interés de las imágenes obtenidas con las geometrías de medida de la radiación primaria y dispersa. Como región de interés se toma un círculo de 10 mm de diámetro. Para la medida de P , se sitúa en el centro del maniquí, para la medida de S , en la sombra de la lámina de plomo. Se realizan dos medidas del cociente P/S fijando f y variando a (7 y 37 cm) y se obtiene la ecuación de la recta que pasa por esos dos puntos. x es la intersección de esa recta con el eje de abscisas. La selectividad de la rejilla, $\Sigma_{rejilla}$, se calcula de acuerdo con la siguiente expresión: $\Sigma_{rejilla} = \frac{P^+}{S^+} \frac{P^-}{S^-}$ donde los superíndices + y - indican que las imágenes se toman con y sin rejilla respectivamente. Se estudia la dependencia de Σ_{gap} y $\Sigma_{rejilla}$ con U_p y z .
- Resultados** x se encuentra en el rango 15-20cm para los espesores considerados.

Σ_{gap}	U_p (kVp)					
z (cm)	50	70	90	110	125	Dif. (%)
5	1,5	1,6	1,6			4,5
10	1,6	1,7	1,7	1,7		4,6
15	1,7	1,8	1,8	1,8	1,8	8,4
20	1,8	1,9	1,9	1,9	1,9	9,1
Dif. (%)	16,2	18,3	20,4	12,7	6,4	

Σ_{grip}	U_p (kVp)					
z (cm)	50	70	90	110	125	Dif. (%)
5	10,2	6,2	4,2			146,8
10	11,3	6,6	4,4	3,5		226,9
15	11,2	6,5	4,5	3,7	3,3	237,6
20	11,1	6,6	4,6	3,4	3,5	223,6
Dif. (%)	10,7	5,9	11,4	7,3	5,8	

Figure 292: enter image description here

- Discusión y Conclusiones** $\Sigma_{rejilla}$ depende de U_p , pero Σ_{gap} no. Se puede considerar que tanto $\Sigma_{rejilla}$ como Σ_{gap} no dependen de z , la diferencia máxima para los espesores considerados es menor que un 20 %.

Pósteres Radiodiagnóstico / 58**Optimización de técnicas pediátricas en RX portátil de una UCI neonatal****Autor:** María Esperanza Pérez Álvarez¹**Co-autores:** Joaquín Tomás García²; Antonio Gil Agudo¹¹ *Hospital General de Ciudad Real*² *HGUCR***Corresponding Author:** mariasprnz@hotmail.com**Introducción:**

Según el documento de la directiva EURATOM por la que se establecen normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes, se denominan prácticas especiales aquellas en las que están implicadas exposiciones médicas a niños.

En este trabajo se pretende mostrar cómo se ha optimizado un equipo portátil con detector digital de última generación dedicado a pediatría en el servicio de UCI pediátrica. Para ello se describen los pasos realizados en cuanto a la optimización de las técnicas y la formación al personal que utiliza el equipo.

Método:

En el HGUCR, existen dos equipos portátiles digitales que se corresponden al Fuji DR-Go y Fuji DR-GO-Plus. Para utilizar estos portátiles, se dispone de tres detectores intercambiables, dos de ellos dedicados a pacientes adultos y otro detector especialmente diseñado para pediatría. Los detectores utilizan la tecnología CsI. El detector de pediatría tiene un tamaño de 14x17'' que permite su uso en incubadoras. Además disponemos de un filtro pediátrico de 0.1mmCu+1mmAl que puede ser utilizado en ambos equipos.

Durante las pruebas de aceptación del detector de pediatría, además de verificar el correcto funcionamiento del mismo, se optimizaron los parámetros técnicos de los programas dedicados a pediatría de ambos equipos.

Para realizar la optimización, se utiliza el maniquí de CIRS modelo 903 y diversos espesores de poliespán para simular las diferentes localizaciones anatómicas de cada uno de los programas que se van a optimizar.

Se realiza una exposición con la técnica predeterminada en el equipo sin filtración y se buscan los valores de kV y mAs que proporcionen una calidad de imagen similar usando la filtración específica de pediatría para cada uno de los programas de órganos disponibles.

Se programa una formación dirigida a todo el personal encargado de realizar las exploraciones para que se haga un uso correcto de los programas y filtros específicos de pediatría.

Resultados:

En la tabla 1 se muestran los valores utilizados en cuanto a kV y mAs antes y después del uso de filtración pediátrica. Además se muestra el producto dosis área obtenido con y sin filtración.

Programa	Maniquí	Reducción dosis %	Sin filtración			Con filtración		
			kV	mAs	μGym^2	kV	mAs	μGm^2
Tórax	1 cm PMMA + 2 cm Poliespan	57	60	0.56	0.141	62	0.45	0.060
Abdomen	4 cm PMMA	58	63	0.90	0.270	64	0.80	0.114
Cráneo	7.5 cm PMMA	56	65	3.60	1.036	67	3.20	0.459
Pelvis	4 cm PMMA	33	60	1.20	0.309	62	1.80	0.206
Extremidades	1 cm PMMA	65	58	1.20	0.276	59	1.00	0.096
Cuello	2 cm PMMA	28	58	0.80	0.181	58	1.40	0.130

Figure 293:

En la tabla 2 se muestra una comparación de los niveles de referencia de dosis de distintas publicaciones para la proyección de tórax y cráneo y de los valores obtenidos con y sin filtración en nuestro centro.

	Tórax (μGym^2)	Cráneo (μGym^2)
Billinger J et all (1º quartile) (2009)	0.6	2.2
Billinger J et all (3º quartile) (2009)	1.70	10.00
T. Kiljunen et all (2006)	2.20	-
HGUCR sin filtro (2019)	0.14	1.04
HGUCR con filtro (2019)	0.06	0.46

Figure 294:

Conclusiones:

Obteniendo una calidad de imagen comparable con ambas técnicas para todos los programas de órganos se consigue una reducción de dosis promedio de un 50% teniendo en cuenta las diferentes localizaciones.

Con la optimización realizada se consiguen niveles de referencia en tórax inferiores a los publicados en otros estudios. En posteriores investigaciones se compararán los niveles de referencia de las demás localizaciones.

La formación es imprescindible para que exista concienciación en cuanto el criterio ALARA e informar de que un uso incorrecto de los filtros pediátricos podría ocasionar el efecto contrario al que se busca, originando una mayor dosis a los pacientes.

Pósteres Radiodiagnóstico / 319

Estudio de la dosis impartida por los equipos convencionales de radiodiagnóstico cuando se hace uso del sistema de CAE

Autores: Nerea López Martín¹ ; Felipe Arturo Derecho Torres¹ ; Meritxell Visús Llobet¹ ; Alejandro José Santos Rubio¹ ; Gema Muñiz Romero¹ ; Florencio Javier Luis Simón¹

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: nerealopez16@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Este trabajo se centra en el estudio de la dosis impartida por 23 equipos convencionales de radiodiagnóstico del Hospital Universitario Virgen del Rocío y su área cuando se hace uso del sistema de control automático de exposición (CAE). El CAE está directamente relacionado con la técnica de disparo, puesto que es este sistema el que determina el valor de la carga (mAs).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se recopilan los datos de un total de 37 CAEs correspondientes a los buckys de mesa y de pared de 23 equipos de Radiografía Computarizada (CR). Estos datos se han obtenido durante la realización del Control de Calidad de los equipos de radiodiagnóstico del año 2018. Las pruebas de control de calidad del CAE se hacen siguiendo el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Además, se realizan haciendo uso de un detector de estado sólido RTI Dose Probe y de los chasis disponibles en cada instalación.

El total de los datos corresponde a los siguientes fabricantes de CR: Kodak (67%), Konica (22%) y Agfa (11%). Se utiliza el método de análisis ANOVA para ver si hay diferencia significativa entre fabricantes y se representan los resultados mediante un diagrama de cajas.

RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados del análisis ANOVA mediante el diagrama de cajas y la tabla con el valor medio, la desviación estándar y los límites inferior y superior del intervalo de confianza del 95%. Tanto en la tabla como en el diagrama el número 1 corresponde a Konica, el número 2 a Agfa y el número 3 a Kodak.

AEC								
	N	Mean	Standard deviation	Standard error	95% Confidence Interval		Minimum	Maximum
					Lower limit	Upper limit		
1,00	8	3,4875	,66435	,23488	2,9321	4,0429	2,78	4,55
2,00	4	3,0325	,11673	,05836	2,8468	3,2182	2,88	3,15
3,00	25	3,9048	2,37494	,47499	2,9245	4,8851	1,91	13,69
Total	37	3,7203	1,98379	,32613	3,0588	4,3817	1,91	13,69

Figure 295: Resultados obtenidos por fabricante

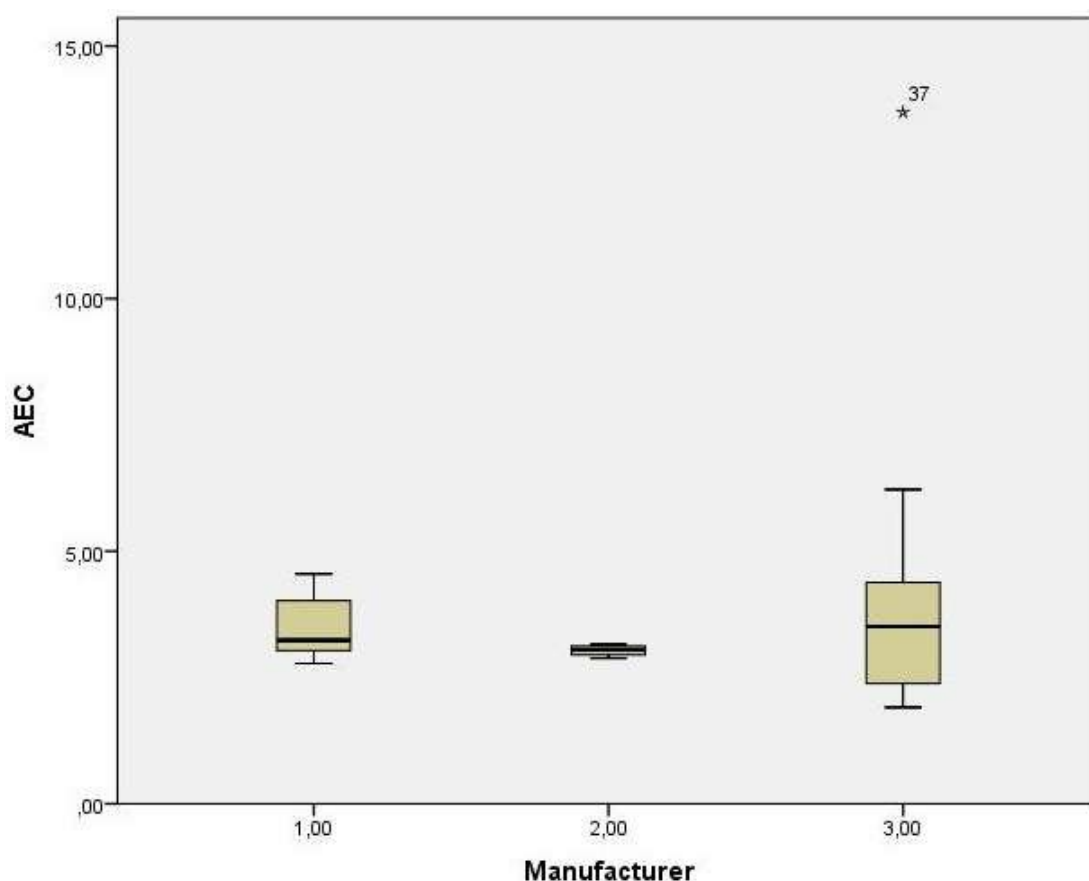


Figure 296: Diagrama de cajas por fabricante.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Tras la realización del análisis ANOVA se concluye, con un nivel de significación del 95%, que no hay diferencia significativa en el valor de la dosis que se obtiene analizando las pruebas de Control de Calidad del CAE entre los tres fabricantes de CR analizados.

Pósteres Radiodiagnóstico / 62

Mamografía: del CR al panel Plano.

Autores: Pedro Ruiz Manzano¹ ; Fco. Javier Jiménez Albericio² ; Alejandro Barranco López² ; Beatriz Chover Díaz² ; Alejandro García Romero² ; Miguel Canellas Anoz.²

¹ HCU Lozano Blesa Zaragoza

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

Corresponding Authors: pruizm@salud.aragon.es, , ,

INTRODUCCION

Durante 2017 y 2018, en nuestras áreas del SALUD de Aragón, se sustituyeron 5 mamógrafos CR por otros panel plano. Otros 2 mamógrafos panel plano se actualizaron para hacer Tomosíntesis. Se ha evaluado las dosis glandulares en PMMA y la calidad e imagen con el maniquí CDMAM y se comparan con la que tenían los equipos de CR.

MATERIAL Y MÉTODO

En la tabla 1 se muestran los equipos por instalación.

Se usaron los maniqués de PMMA, CIRS BR3D y CD MAM, Electrómetros RTI Barracuda con detector MPD y Radcal con cámara de mamografía y maniquí Artinis para tomosíntesis y se siguieron el Protocolo Español de 2011 y el de tomosíntesis digital de 2016.

RESULTADOS

La tabla 2 muestra los resultados obtenidos para la dosis glandular planar y Tomosíntesis (Dg), Espesor (mm) resuelto para 0.1 mm, relación contraste ruido en planar (RCR) y relación diferencia de señal ruido en Tomosíntesis (SDNR).

	CR	GE DMR Plus / CR.Fuji
Instalación 1	Panel Plano	Hologic Selenia Dimensions 6000
	CR	Toshiba Sophie / CR Agfa
Instalación 2	Panel Plano	Hologic Selenia Dimensions 6000
	CR	Lorad M-IV Screening / CR Agfa
Instalación 3	Panel Plano	Hologic Selenia Dimensions 6000
	CR	Siemens Mammomat 300 plus / CR Agfa
Instalación 4	Panel Plano	Hologic Selenia Dimensions 6000
	CR	GE Senographe DMR / CR Agfa
Instalación 5	Panel Plano	GE Senographe Essential
Instalación 6	Panel Plano	Fuji FDR Amulet Innovivity
Instalación 7	Panel Plano	Fuji Amulet 1000 MS

Tabla 1: listado de instalaciones y equipos.

		Planar : 5 cm PMMA			Tomo : 5 cm PMMA	
		Dg (mGy)	CDMAM: Espesor (mm) para 0.1 mm	RCR	Dg (mGy)	SDNR
Inst 1	CR	1.44	1.68	7.15	--	--
	Panel Plano	1.29	0.82	6.62	2.06	3.41
Inst 2	CR	1.9	1.63	10.4	--	--
	Panel Plano	1.18	0.98	6.66	1.99	3.3
Inst 3	CR	1.79	1.6	11.5	--	--
	Panel Plano	1.1	0.91	6.76	1.92	3.3
Inst 4	CR	2.11	1.64	10.2	--	--
	Panel Plano	1.45	0.92	7.06	--	--
Inst 5	CR	2.4	1.46	10.4	--	--
	Panel Plano	1.55	1.15	11	1.33	4.76
Inst 6	Panel Plano	1.02	1.31	5.83	1.25	3.14
Inst 7	Panel Plano	1.02	1.12	11.1	--	--

Tabla 2: Dg, Espesor CDMAM, RCR y SDNR para cada equipo.

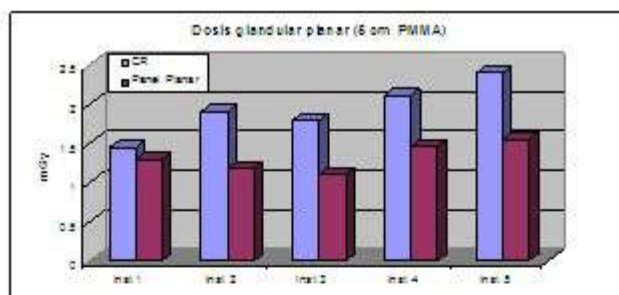
Figure 297: enter image description here

El ajuste del CDMAM en Paneles plano de Hologic queda entre 0.82 y 0.98 mm con Dg planar entre 1.18 y 1.45 mGy, con valores muy parecidos de RCR (6.62-7.06) y SDNR (3.3-3.41) y Dg en tomosíntesis (entre 1.92 y 2.06 mGy). El equipo de GE queda con ajuste CDMAM de 1.15mm y Dg planar 1.55 mGy (mayor Dg planar y peor calidad de imagen que los Hologic), pero con mejor RCR (11) y mejor SDNR (4.76) y con menor Dg en tomosíntesis (1.33). El Fuji con tomosíntesis resuelve 1.31 mm con Dg planar 1.02 mGy (dosis inferior al resto, indicando que quedaría margen para mejorar la calidad de la imagen del CDMAM aumentando la dosis) y RCR 5.83. En tomosíntesis tiene una SDNR de 3.14 (cercana a los Hologic) con una Dg en tomosíntesis de 1.25 mGy (muy inferior a los Hologic). El equipo Fuji que no tiene tomosíntesis es el único de tamaño 18x24 cm y está ajustado para resolver 1.12 mm con Dg de 1.02 mGy.

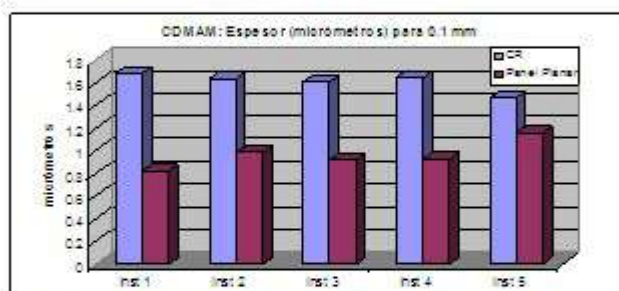
La calidad de imagen en tomosíntesis evaluada con maniquí CIRS BR3D no ha mostrado diferencias

significativas entre equipos a pesar de las diferencias de los ajustes de SDNR y Dg entre los equipos. Quedaría pendiente una evaluación comparativa de la calidad de imagen y dosis en pacientes que deberemos realizar con la colaboración de los radiólogos para poder optimizar y/o ajustar la calidad de imagen y las dosis impartidas.

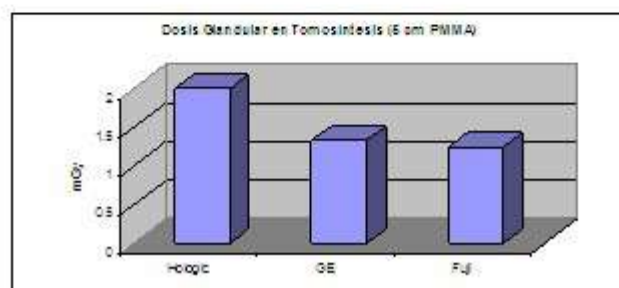
En las gráficas 1 y 2 se comparan la Dg y la calidad de imagen en las instalaciones donde se ha cambiado el sistema de imagen. En la gráfica 3 se comparan los valores de la dosis glandular en tomosíntesis en función de la marca del equipo.



Gráfica 1: Comparación de la Dg planar en las instalaciones donde se ha cambiado de CR a panel plano.



Gráfica 2: Comparación de localización de imagen planar en las instalaciones donde se ha cambiado de CR a panel plano.



Gráfica 3: Comparación de los valores de la dosis glandular en tomosíntesis en función de la marca del equipo.

Figure 298: enter image description here

CONCLUSIÓN

El cambio de CR a panel Plano ha supuesto un aumento en calidad de imagen y una reducción en dosis glandular con maniquí de PMMA. La variabilidad en los ajustes de calidad de imagen y dosis nos induce a realizar una evaluación comparativa con pacientes en colaboración con los radiólogos.

NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS LOCALES PARA LOS CINCO ESTUDIOS MÁS COMUNES DE TC EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS

Autores: Fernando Fernández Belmonte¹ ; Ethel Hernández Concepción² ; Fernando Cerrón Campoó^{None} ; Antonio Catalán Acosta³

¹ HUC

² Hospital Universitario de Canarias

³ Serv Física Médica. Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Authors: ffb3141592@gmail.com, fccercam@gobiernodecanarias.org, acataco@gobiernodecanarias.org

INTRODUCCIÓN:

Los Niveles de Referencia Diagnósticos (DRL) constituyen una buena herramienta para optimizar las dosis que se imparten a los pacientes en radiología diagnóstica e intervencionista. La Comisión Internacional para la Protección Radiológica (ICRP) recomienda el uso de los DRL y la normativa europea 2013/59/Euratom Basic Safety Standards (BSS) establece la obligatoriedad de cada estado miembro de establecer sus Niveles de Referencia Nacionales.

Cada hospital o grupo de centros puede establecer sus propios Niveles de Referencia o Niveles de Referencia Diagnósticos Locales (LDRL) a fin de mejorar la optimización de sus estudios, establecer niveles de alerta, compararlos con los niveles nacionales e internacionales y verificar periódicamente la evolución de dichos niveles.

En este estudio hemos establecido los LDRL para los cinco estudios más comunes de tomografía computarizada por género, comparándolos con los DRL nacionales establecidos en el proyecto DOPOES y con los DRL de Suiza y de la Comisión Europea.

MATERIAL Y MÉTODO:

Material utilizado:

- Sistema de Gestión de Dosis Dosewatch de GE
- Hoja de cálculo

Método:

Hemos descargado los datos desde el sistema de gestión de dosis de los últimos dos años, filtrando por los cinco estudios más comunes y calculado los LDRL como el tercer cuartil del Producto Dosis Longitud (DLP) en mGy·cm.

RESULTADO:

Los estudios más comunes realizados (con y sin contraste) son los TC de cráneo (38 %), de tórax (34 %), de abdomen (13 %), de laringe (4 %) y lumbar (3 %). El resto de estudios se reparten el 8 % de estudios restantes, sin que ninguno de ellos sobrepase por si solo el 2 % del total.

En la Tabla 1 se muestran los datos de estos cinco estudios, comparando el tercer cuartil de cada distribución con los niveles de referencia europeos, suizos y DOPOES.

ESTUDIOS MÁS FRECUENTES			DLP (mGy·cm)					
TIPO	%	MEDIANA	Q3	Q3 Hombres	Q3 Mujeres	DRL (Suiza)	DRL (European)	DRL (DOPOES)
CRÁNEO	38,3	1040	1106	1137	1070	1000	1050	450
TÓRAX	33,8	701	969	1025	891	900	650	490
ABDOMEN	12,9	750	1087	1169	977	500	780	750
LARINGE	3,8	783	1059	1082	1048	1000		450
LUMBAR	3,3	762	1008	1118	945	850		690
ESTUDIOS TOTALES		8912						

Figure 299: Tabla 1. Resultados de los LDRL comparados con los suizos, europeos y DOPOES.

En la Tabla 2 se muestran los datos para hombres y mujeres, estudiándose su similitud en función del estadístico t de Student.

ESTUDIOS MÁS FRECUENTES			DLP (mGy-cm)				
TIPO	%	MEDIANA	Media	Media Hombres	Media Mujeres	t de Student	p
CRÁNEO	38,3	1040,4	1073	1090	1045	4,5	9E-05
TÓRAX	33,8	701,4	762	814	713	6,1	6E-10
ABDOMEN	12,9	749,9	861	930	792	4,1	3E-05
LARINGE	3,8	782,7	835	845	859	-0,3	8E-01
LUMBAR	3,3	762,2	840	917	789	3,1	3E-03
ESTUDIOS TOTALES		933					

Figure 300: Tabla 2. Valores medios de DLP en función del género.

DISCUSIÓN:

Se observa que los valores medidos están en consonancia con los niveles de referencia de la Comisión Europea y con los suizos, pero que discrepan en general con los del Proyecto DOPOES.

Se observa que los promedios de DLP para hombres y mujeres son significativamente diferentes ($p < 0,005$) en los estudios de cráneo, abdomen, tórax y lumbares, no así en los de laringe ($p = 0,8$).

CONCLUSIONES:

Se debe analizar la discrepancia entre los distintos niveles de referencia europeos y los españoles medidos por el proyecto DOPOES, ya que los LDRL del HUC están en mejor consonancia con los primeros.

Además, debido a las notables diferencias encontradas entre los valores medios de DLP entre hombres y mujeres, debería ser posible establecer niveles de referencia propios de cada género.

Pósteres Radiodiagnóstico / 194

ANÁLISIS Y REGISTRO AUTOMATIZADO DE CALIDAD DE IMAGEN EN TOMÓGRAFOS DE EMISIÓN DE POSITRONES

Autores: Luis Miguel Núñez Vivero¹; Hugo Pérez García²; Juan Castro Novais²; Eduardo Pardo Pérez²; Giorgos Kontaxakis¹

¹ Universidad Politécnica de Madrid

² Hospital QuirónSalud Madrid

Corresponding Author: nunez.vivero96@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El control de calidad de un Tomógrafo por emisión de positrones (PET, según sus siglas en inglés) es una parte imprescindible de su rutina de trabajo para un correcto funcionamiento y capacidad de diagnóstico. Actualmente, la serie de pruebas realizadas en este control siguen diferentes protocolos internacionales como NEMA o NU2-2007.

En este control, la prueba de calidad de imagen mide el contraste en un cuerpo, así como la variabilidad de intensidad. Siguiendo las indicaciones de la NEMA esta prueba se realiza seleccionando regiones de interés (Region of interest, ROI) de diversos tamaños en varias zonas de la imagen, en total son más de 400, resultando largo y tedioso si no hay un software automatizado y se hace de forma manual con programas como ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EEUU).

El objetivo de este trabajo es presentar un programa capaz de automatizar esta prueba, objetivando los resultados de la prueba, obteniéndolos más rápido y consiguiendo una optimización de recursos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplea un maniquí IEC Body Phantom Set™ (Data Spectrum Corporation, Hillsborough, UK) con 6 esferas de tamaño creciente. Las cuatro primeras se rellenan de una disolución de F18 con una relación de contraste de 1:8.81 con respecto al fondo (esferas calientes). Las dos esferas mayores se rellenan de agua (esferas frías). Se realiza una adquisición en un tomógrafo Discovery PET/CT 690 (General Electric, Chicago, IL, EEUU) con el algoritmo de reconstrucción Vue Point HD de General Electric (OSEM con 4 iteraciones y 24 subconjuntos).

Las imágenes son leídas por un script desarrollado en Matlab (Mathworks, Natick, MA, EEUU) que identifica de forma automática las ROIs correspondiente a esferas calientes, frías y al fondo. Son identificadas mediante umbralizaciones relativas y procesado morfológico de imagen. A partir de estas ROIs se calcula el contraste y la variabilidad entre las bolas y fondo. Los resultados se comparan con el límite de tolerancia del fabricante para saber si la calidad de imagen es correcta.

La validación de este programa se realiza comparando sus resultados con los obtenidos por selección manual mediante ImageJ.

Los resultados son registrados de forma automática en una base de datos de Microsoft Access (Microsoft, Washington, USA) para poder realizar análisis de la evolución temporal del PET/CT.

RESULTADOS

La Figura 2 muestra una comparación de los resultados obtenidos por el método manual y el automático para la misma adquisición. Asimismo, el tiempo de ejecución del programa en un ordenador con procesador Intel Core I7 es aproximadamente un minuto, mientras que el método manual tarda en torno a 90 minutos. La segmentación que realiza se puede observar en la Figura 1.

DISCUSIÓN

Comparando los resultados obtenidos por ambos métodos, observamos que los valores obtenidos son similares, consiguiendo un menor tiempo para su obtención en el programa automatizado, que tarda 90 veces menos que el método manual. Además, no requiere la intervención de un profesional y su resultado se encuentra almacenado en una base de datos estructurada.

Repetiendo el análisis, el resultado obtenido por el script será el mismo, lo cual no ocurre en la selección manual, consiguiendo una objetivación del resultado.

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha mostrado un programa que automatiza la prueba de calidad de imagen en un PET, el cual consigue mayor rapidez en la obtención de resultados que el método manual y elimina su factor subjetivo. Además, no requiere la intervención de un profesional y los resultados se almacenan automáticamente en una base de datos.

Actualmente este programa sigue en desarrollo, permitiendo ampliar su utilización al resto de pruebas presentes en el protocolo NEMA.

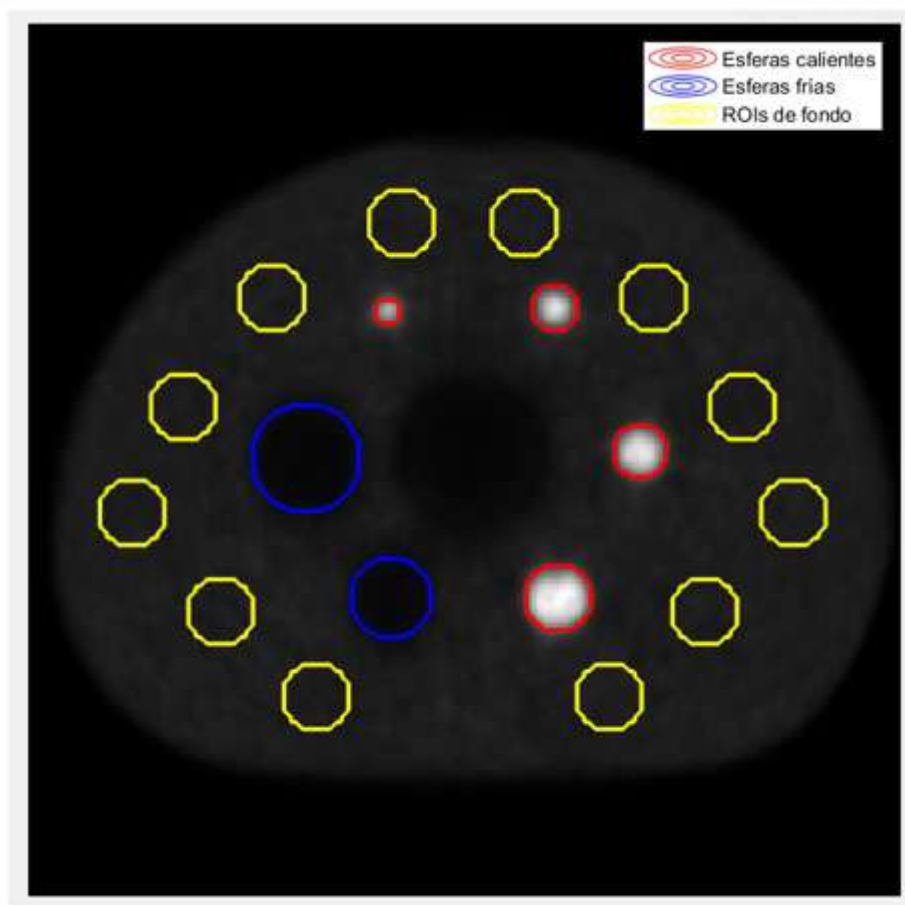


Figura 1: ROIs segmentadas por el programa

Figure 301:

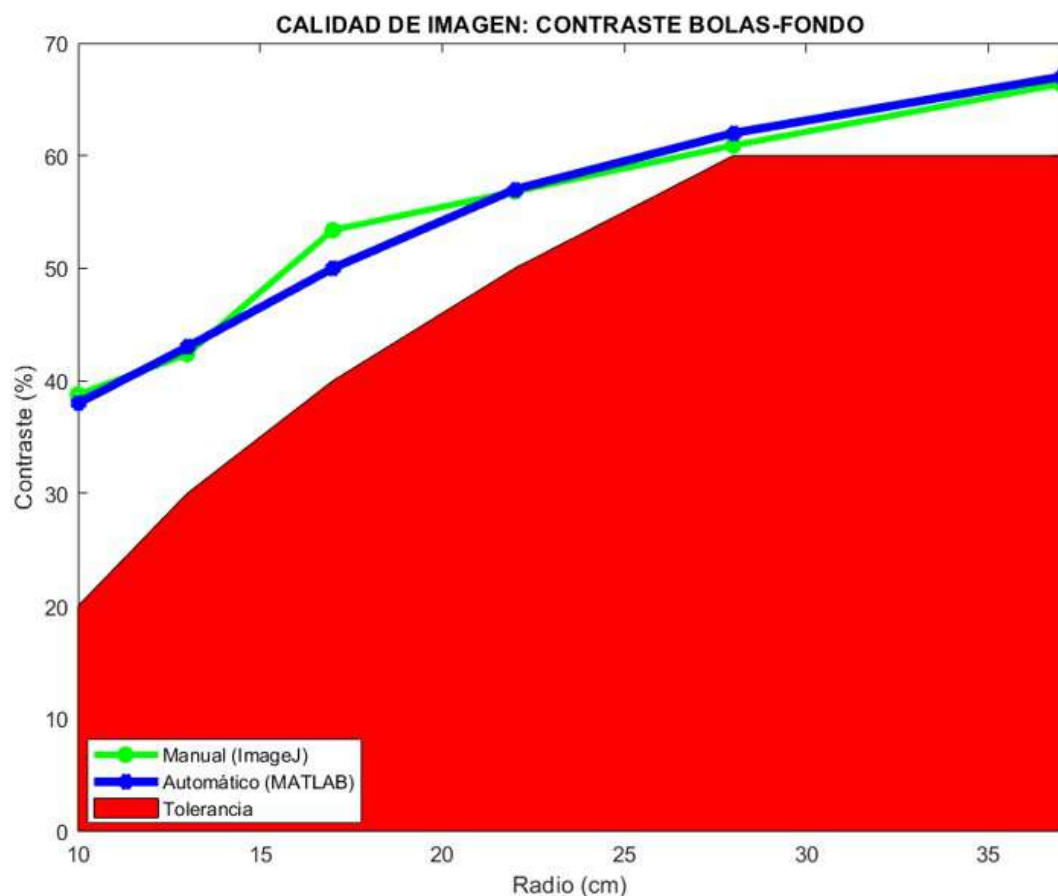


Figura 2: Comparación entre el nuevo método automático (realizado con el Script de MATLAB) y el método de selección de ROIs manualmente (realizado con ImageJ) por un operador.

Figure 302:

Pósteres Radiodiagnóstico / 715

Optimización de la protección radiológica en cardiología intervencionista mediante un sistema de dosimetría de lectura directa

Autores: Daniel Martínez Rodríguez¹ ; Manuel María Agulla Otero¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Ricardo Torres Cabrera¹ ; Víctor De La Llana Granja¹ ; Mario Martín Verganzones¹ ; David Miguel Pérez¹ ; Delfin Alonso Hernández¹ ; Ángel Del Castillo Belmonte¹ ; Jesús María De Frutos Baraja¹

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: damartinez43@gmail.com

Introducción:

El objetivo es conocer con detalle cómo se irradian de los profesionales del Servicio de Cardiología en los procedimientos intervencionistas con el doble fin de optimizar los procedimientos que se llevan a cabo en las intervenciones y de que el personal perciba cuándo recibe mayor cantidad de radiación, con dispositivos que permiten conocer su tasa de dosis en cada momento y cómo influye en su

dosimetría tanto su posicionamiento como el correcto uso de los elementos de protección individual de protección radiológica.

Material y métodos:

La lectura de dosis se realizó con el sistema Philips DoseAware, que cuenta con dosímetros de lectura directa y una pantalla que muestra la tasa que se recibe en cada instante.

Las medidas se realizaron en 4 salas donde se realizan intervenciones de hemodinámica y electrofisiología, donde se dispone de 3 equipos Philips Allura Xper FD10 y otro Siemens Artis Zee.

A cada profesional que interviene en el procedimiento (médicos y enfermeras) se le situó un dosímetro en la parte exterior del mandil plomado. También al personal de otras instituciones que venían como observadores a los procedimientos. Además, se utilizaron dosímetros en puerta y debajo del mandil.

Resultados:

Las dosis promedio que se obtuvieron por encima del mandil plomado son las siguientes:

Función	Dosis promedio (μSv)	Dosis máxima medida (μSv)	Tipo de intervención
Médico Principal	29.26	162.66	Angioplastia
Médico Auxiliar	15.26	70.45	Angioplastia
Enfermera Instrumentista	11.99	45.72	Angioplastia
Enfermera Circulante	4.65	45.00	Marcapasos
Observador	30.40	182.17	Diagnóstico

Figure 303: Dosis promedio en exterior de mandil plomado.

Solamente se obtuvieron dosis significativas debajo del mandil en personal que ejercía de médico principal. El promedio de estas dosis fue de 1.29 μSv y todas las dosis fueron inferiores a 10 μSv .

La distribución habitual del personal en la sala de intervención fue la siguiente:

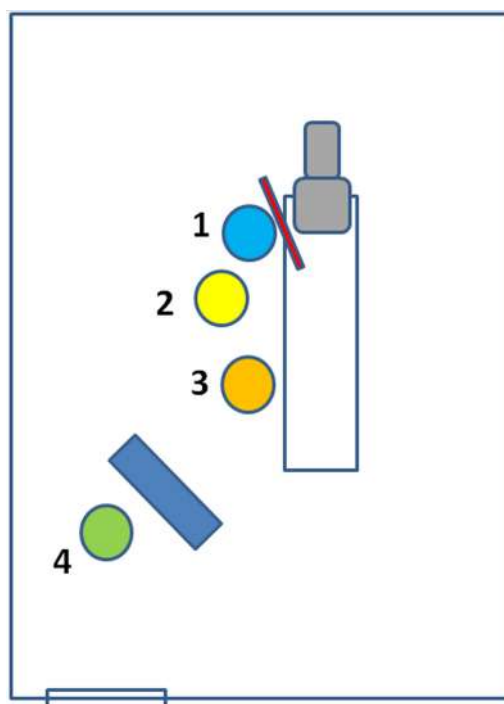


Figure 304: Distribución habitual de personal.

Siendo:

1: Médico Principal

- 2: Médico Auxiliar
- 3: Enfermera Instrumentista
- 4: Enfermera Circulante

Discusión:

Del personal habitual en las intervenciones, el médico principal es quien más dosis recibe por ser el más cercano al paciente, pese a estar tras la mampara plomada. En el caso de las intervenciones que se monitorizaron se observó que los médicos auxiliares se situaban en general de manera correcta detrás del principal, siendo así apantallados por éste y la mampara.

Las enfermeras circulantes recibieron menos dosis que las instrumentistas ya que permanecían fuera del quirófano cuando era posible.

El observador puede recibir en ocasiones más dosis que el médico que realiza la operación porque a menudo cambia de posición para tener visión de algún evento y deja de tener la protección de la mampara o de sus compañeros.

El sistema suscitó bastante interés y en muchos casos el personal miraba la pantalla y corregía la posición para minimizar la tasa de dosis si era posible.

Conclusiones:

Este trabajo muestra que un correcto posicionamiento del personal y un uso adecuado de los dispositivos de protección individual son suficiente defensa frente a la radiación para los trabajadores en los procedimientos intervencionistas. Por otro lado, el uso de este tipo de dosimetría permite que el personal expuesto visualice, de manera muy clara, la influencia de dichos factores en la protección radiológica, incorporándolos así a su práctica diaria.

Pósteres Radiodiagnóstico / 237

Niveles de Referencia para Diagnostico en procedimientos de cardiología intervencionista pediátrica del Hospital Roberto de Rio.

Autor: Carlos Ubeda de la Cerda¹

Co-autores: Daniel Aguirre²; Nemorino Riquelme³; Hector Vasquez¹; Sebastian Gozález¹; Diego Gutierrez¹; Diego Nocetti¹

¹ Universidad de Tarapacá

² Hiospital Roberto del Rio

³ Hospital Roberto del Rio

Corresponding Author: carlos.ubeda.uta@gmail.com

Introducción

Durante los procedimientos de cardiología intervencionista (PCI), los pacientes pueden estar expuestos a recibir elevados valores de radiación. Esto resulta aún más preocupante, si los pacientes son niños, dado su mayor radiosensibilidad y esperanza de vida que un adulto. Es por esto que diferentes organizaciones internacionales promueven el establecimiento de un sistema de protección radiológica que haga más seguro el uso de las radiaciones ionizantes en aplicaciones médicas como parte del marco regulatorio de cada país. Dentro de este sistema, encontramos el principio de la "Optimización", siendo su principal herramienta práctica para su cumplimiento, el determinar cuáles son los valores de dosis que alcanzan los pacientes durante un procedimiento intervencionista. Así, el objetivo de este trabajo fue establecer los primeros Niveles de Referencia para Diagnóstico Locales (NRDL) en PCI pediátrica dentro del Hospital Roberto de Rio.

Materiales y Métodos

La investigación utilizó un sistema de angiografía biplano marca Philips modelo Allura Xper FD20/20 con detectores digitales flat panel de 30x35 cm. Cuatro campos de magnificación y zoom. También contiene un generador de 100 (kW) de potencia a 125 (kV). El sistema tiene cinco protocolos de examen (menores 5 kg, entre 5 y 15 kg, entre 15 y 40 kg, entre 40 y 60 kg, entre 60 y 90 kg.), tres modos de fluoroscopia (baja, medio y dosis altas), y sólo un modo cine, configurado todos a 15 pulsos o cuadros s-1.

El diseño de investigación fue una serie de casos prospectiva. Se incluyeron pacientes pediátricos que fueron sometidos a PCI. Los datos presentados en este trabajo fueron recogidos entre los meses de Enero a diciembre del año 2018.

Los NRDL fueron calculados como el valor de la mediana para la magnitud dosimétrica producto kerma en aire área (PKA). Desde el reporte de dosis que entrega el equipo al final de cada procedimiento fueron recogidos los siguientes datos: tipo de procedimiento, edad, sexo, peso, talla PKA, dosis acumulada y tiempo de fluoroscopia. La muestra recolectada fue dividida en cuatro grupos de edad (<1 año, 1 - <5 años, 5 - <10 años, 10-<16 años).

Resultados

Tabla1, muestra los valores de PKA para cada grupo de edad.

Tabla 1. Resultados para el PKA (Qxx son cuartiles; SD es desviación estándar) para muestra de tamaño (n) y grupos de edad.

Grupos de edad	n	Q25 PKA (Gy·cm ²)	Q50 PKA (Gy·cm ²)	Q75 PKA (Gy·cm ²)	Media PKA (Gy·cm ²)	SD PKA (Gy·cm ²)
<1	103	1,1	2,1	4,8	3,5	3,8
1- <5	54	2,3	4,7	11,5	8,4	8,1
5- <10	48	3,5	6,3	13,7	11,4	13,8
10- <16	54	6,9	13,6	32,7	22,9	23,7

Figure 305: enter image description here

Tabla 2, compara los NRDL de nuestro estudio con otros trabajos.

Tabla 2. Comparación valores de la mediana del PKA para PIC pediátricos reportados en este y otros trabajos.

Grupos de edad (años)	Boothroyd y col (1997) (Gy·cm ²)	Rassow y col (2000) (Gy·cm ²)	Bacher y col (2005) (Gy·cm ²)	Martínez y col (2007) (Gy·cm ²)	Vergheze y col (2012) (Gy·cm ²)	Ubeda y col (2012) (Gy·cm ²)	Ubeda y col (2017) (Gy·cm ²)	Este trabajo (2018) (Gy·cm ²)
<1	12	3		1,9	4,6	0,9	1,1	2,1
1 - <5	24	5	4,1	2,9	8,3	1,5	1,5	4,7
5 - <10	48	10		4,5	11,5	2,1	2,7	6,3
10-<16	98	18		15,4	24,7	5,0	8,4	13,6

Figure 306: enter image description here

Discusión

En Chile, los PCI pediátrica se realizan solamente en tres centros especializados. A pesar de las recomendaciones internacionales sobre protección radiológica, la normativa en Chile no ha incorporado la obligatoriedad de establecer NRDL en PCI pediátrica.

La muestra seleccionada estuvo compuesta por 259 PCI. Los NRDL para los cuatro rangos de edad fueron: 2,1 Gy·cm²; 4,7 Gy·cm²; 6,3 Gy·cm² y 13,6 Gy·cm², respectivamente (ver tabla 1).

De acuerdo a la tabla 2, nuestros NRDL están dentro de los rangos mostrados en otras investigaciones, sin embargo existe un amplio margen para optimizar estos valores de dosis toda vez que aún

en este servicio no se ha implementado en forma amplia un programa de protección radiológica.

Conclusiones

Los NDRL fueron de 2,1 Gy•cm² a 13,6 Gy•cm².

Pósteres Radiodiagnóstico / 159

Radiología convencional digital pediátrica, ese gran olvidado

Autor: María Esperanza Pérez Álvarez¹

Co-autores: Joaquín Tomás García²; Francisco Javier Torres Donaire³; Antonio Gil Agudo¹

¹ Hospital General de Ciudad Real

² HGUCR

³ Hospital General Universitario Ciudad Real

Corresponding Author: mariasprnz@hotmail.com

Introducción:

Debido a la próxima entrada en vigor de la DIRECTIVA 2013/59/EURATOM, en el HGUCR se ha emprendido un proyecto para cumplir el Artículo 61 en el que se describen las prácticas que impliquen pacientes pediátricos como prácticas especiales.

Como punto de partida se ha escogido la radiología simple porque aunque las dosis recibidas debido a este tipo de técnicas representan la segunda causa de dosis recibida por pacientes en radiodiagnóstico, el número de exploraciones de este tipo es muy superior a los demás tipos de exploraciones. Por ello se ha creado un programa específico para pediatría en el que se evalúa la dosis, las técnicas utilizadas y la formación de los profesionales implicados.

Método:

A raíz de este trabajo se han derivado todos los pacientes pediátricos a una sola sala donde se han incluido protocolos específicos para pediatría.

La optimización de los parámetros técnicos se ha realizado en base a grupos de edad y siguiendo las recomendaciones de publicaciones internacionales.

Se ha realizado un programa de formación dedicado a los TSID en el que se han recordado los conceptos básicos en cuanto al uso de las técnicas de radiología simple y específicamente con pacientes pediátricos.

Resultados:

Directrices para implantar protocolos para pacientes pediátricos en radiología simple:

- Optimización del flujo de trabajo con pacientes pediátricos dedicándoles una sala.
- Optimización de los parámetros técnicos utilizados en las exploraciones con pacientes pediátricos: kV, mAs, filtración, uso de rejilla, uso del foco y uso del CAE. Estos parámetros se han optimizado atendiendo a la edad de los pacientes y las proyecciones más habituales.
- Formación de los profesionales sanitarios responsables de realizar las exploraciones en pacientes pediátricos prestando especial atención a la técnica que se debe de utilizar, la inmovilización y el uso de prendas plomadas.

Para que la información esté disponible para todo el personal se ha realizado una ficha por cada proyección en la que se especifica el modo a proceder en cada caso, tal y como se muestra en la fig1.

Como resultado de estas acciones se ha conseguido reducir la dosis en pacientes pediátricos para las diferentes localizaciones tal y como se observa en la tabla1, tomando datos durante un periodo de tres meses.

Conclusiones:

La implantación de protocolos para pacientes pediátricos requiere de la colaboración de los distintos servicios implicados, por lo tanto es necesario tener un plan adecuado para abordar esta tarea.

Además de observarse una reducción de dosis debido a la modificación de las técnicas utilizadas,

gracias a los programas de formación se ha concienciado a los trabajadores en la importancia del trabajo con pacientes pediátricos. Se ha conseguido que los TSDI se impliquen en todos los aspectos relacionados con la protección radiológica, observando que se realiza una mejor inmovilización, colimación y un mejor uso de prendas plomadas.

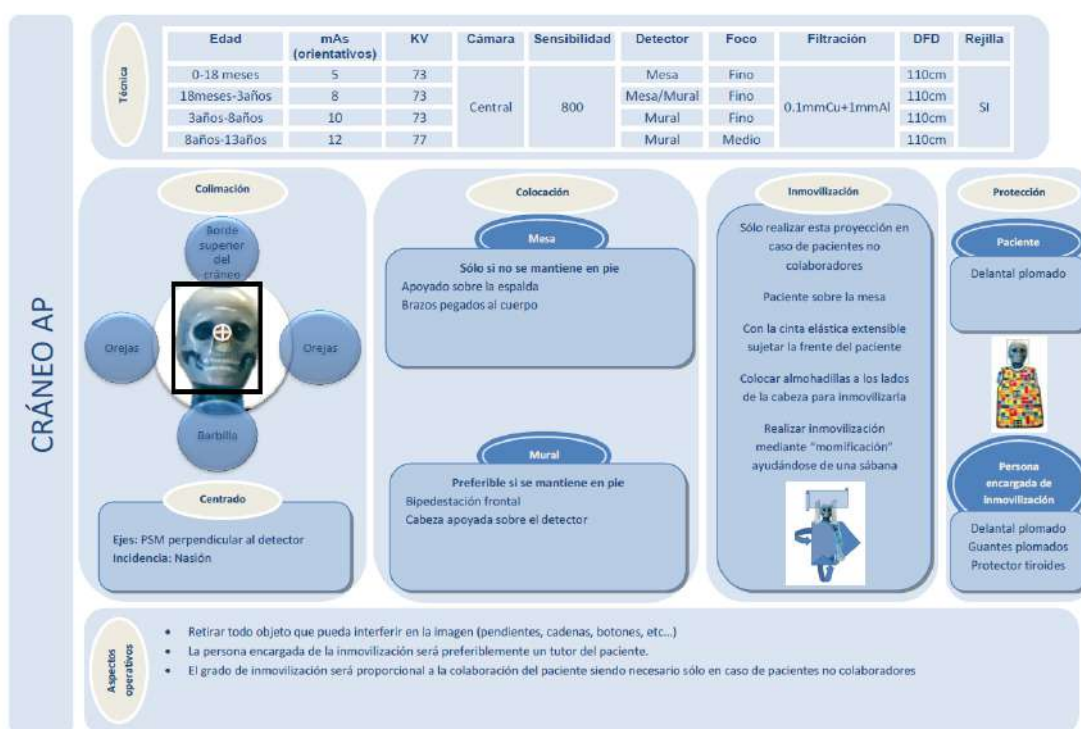


Figure 307: Figura 1

	Después de la optimización (dGy*cm ²)	Antes de la optimización (dGy*cm ²)	Reducción %
Abdomen	0,47	2,21	78,9
Antebrazo	0,11	0,22	49,2
Cervical	0,19	1,36	85,9
Clavícula	0,13	0,55	76,0
Cráneo	0,42	1,26	66,5
Dorsal	0,11	3,38	96,9
Fémur	0,06	10,23	99,4
Hombro	0,13	1,86	93,1
Humero	0,12	0,7	82,2
Mano	0,10	0,11	9,8
Pelvis	0,20	6,56	97,0
Pie	0,17	0,21	20,3
Pierna	0,29	5,62	94,9
Pulmón	0,20	0,37	45,5
Rodilla	0,46	0,75	38,3
Tobillo	0,21	0,31	32,9

Figure 308: Tabla 1

Pósteres Radiodiagnóstico / 259

Análisis de las dosis impartidas en procedimientos de Cardiología Intervencionista.

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Pablo Simón García¹ ; Carlos Otero Martínez¹ ; Manuel Sánchez García¹ ; Ramón Lobato Busto¹ ; José Ramón Sendón del Río¹ ; Víctor Luna Vega¹ ; Javier Mosquera Sueiro¹ ; Ramiro Trillo Nouche¹ ; Miguel Pombar Cameán¹

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción.

De acuerdo al informe RP180 de la Comisión Europea, la Radiología Intervencionista se realiza con una frecuencia de 0,6 procedimientos por cada 1000 habitantes y sin embargo, contribuye en un 9% a la dosis efectiva colectiva de la población.

El objetivo de este estudio es analizar retrospectivamente la dosis de radiación recibida por los pacientes sometidos a este tipo de intervenciones y realizar una intercomparación entre los dos equipos

de la unidad de Hemodinámica de nuestro centro. Además, los indicadores de dosis obtenidos se compararán con los niveles de referencia establecidos tanto por la Sociedad Española de Cardiología como por la Comisión Europea (RP-180).

Materiales y métodos.

Todos los procedimientos intervencionistas son realizados en un equipo Allura FD10 o en un Allura Clarity FD20, ambos sometidos a los controles de calidad indicados en el “Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico”. Se analizan los datos del producto dosis-área (PDA) de 1327 procedimientos intervencionistas realizados entre enero y noviembre de 2018, siendo estos de tipo diagnóstico, angioplastia coronaria (AC), de tipo terapéutico, angioplastia coronaria transluminal percutánea (ACTP), o una combinación de ambos. Los datos analizados proceden del software de monitorización de dosis XEDOSE-DoseWatch y de la base de datos del servicio de Cardiología implementada a través del software Medivector Information System (MVIS). Para el tratamiento de datos se crea una base de datos en PANDAS (<http://pandas.pydata.org>), que nos permite realizar el análisis de los mismos.

Resultados y discusión.

El promedio del PDA para la AC es de $27 \pm 2 \text{ Gy.cm}^2$ en el equipo FD20 y de $90 \pm 3 \text{ Gy.cm}^2$ en el FD10. Para la ACTP se obtiene un promedio de $59 \pm 4 \text{ Gy.cm}^2$ en el FD20 y de $151 \pm 10 \text{ Gy.cm}^2$ en el FD10.

En el Allura Clarity FD20, ambos valores se mantienen por debajo de los niveles de referencia nacionales y europeos, siendo el PDA de la AC un 29% inferior al DRL nacional y el de la ACTP un 24%. En el Allura FD10 se obtienen valores un 49% superiores para la AC y un 93% superiores para la ACTP comparados con los nacionales.

Comparando los valores obtenidos para cada uno de los dos equipos observamos una diferencia sustancial entre ellos, obteniendo unos valores significativamente más elevados en los procedimientos realizados con el equipo FD10, llegando estos incluso a sobrepasar los valores de referencia establecidos.

Conclusiones.

En los controles de calidad periódicos a los que han sido sometidos los equipos, se ha comprobado que la tasa de dosis al paciente estándar en el caso del Allura FD10, es significativamente superior a la del Allura Clarity. Esta diferencia es compatible con los datos obtenidos. Se intentará hacer una actualización en dicho equipo para bajar los valores de tasa de dosis actuales.

Figuras

Procedimiento	Total	PDA Total (Gy.cm ²)	PDA Adquisición (Gy.cm ²)	Tiempo Adquisición (s)	PDA Fluoroscopia (Gy.cm ²)	Tiempo Fluoroscopia (s)
Allura Clarity FD20						
Diagnóstico(AC)	280	27	9	43	17	524
Terapéutico(ACTP)	151	59	9	49	50	1141
Combinado	86	47	16	74	31	869
Allura FD10						
Diagnóstico(AC)	473	90	44	46	45	454
Terapéutico(ACTP)	86	151	46	55	105	1022
Combinado	251	157	72	77	85	755

Figure 309: Resumen de los indicadores de dosis obtenidos.

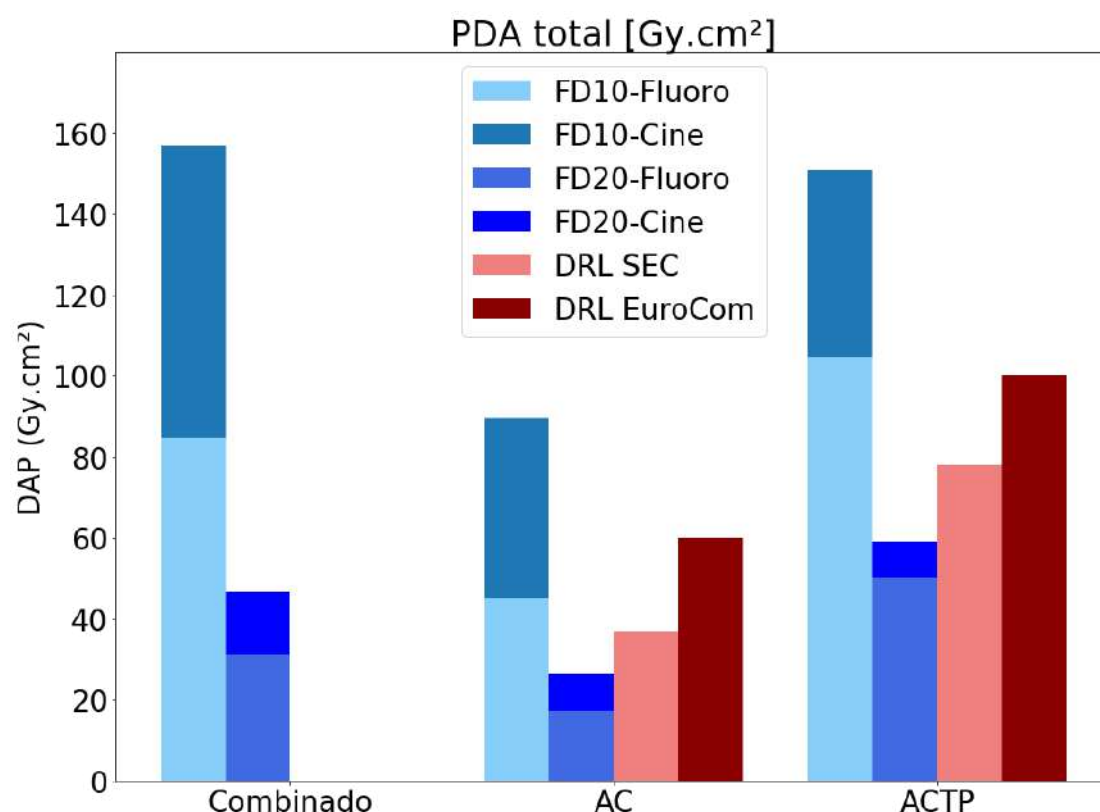


Figure 310: Valores de PDA para cada tipo de procedimiento y modo de trabajo y comparación con los niveles de referencia nacionales y europeos.

Pósteres Radiodiagnóstico / 238

DOSIMETRÍA EN TOMOSÍNTESIS DIGITAL DE TÓRAX. UNA EVALUACIÓN PRELIMINAR A SU IMPLANTACIÓN EN LA REGIÓN DE MURCIA

Autores: Margarita Barquero Ruiz¹ ; Rosa María Cibrián Ortiz de Anda² ; Bonifacio Tobarra González³ ; Manuel José Buades Forner^{None}

¹ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca / Universitat de València

² Universitat de València

³ Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca.

Corresponding Author: margarita.bruiz@gmail.com

Introducción

Se nos presenta la oportunidad de evaluar el impacto dosimétrico para la exposición al paciente de la Tomosíntesis digital (TD), con ocasión de la próxima adquisición por el Servicio Murciano de Salud (SMS) de 8 salas equipadas con esta opción.

Se ha escogido la TD de tórax porque la dosis de radiografía de tórax Postero-Anterior es bien conocida y usada como referencia de otras exploraciones y por sus posibilidades diagnósticas en un futuro cribado de cáncer de pulmón.

La TD de tórax es una modalidad de imagen relativamente nueva y aún no se ha aprovechado todo su potencial. Son muchos los países europeos que ya utilizan esta herramienta para resolución de hallaz-

gos sospechosos en una Radiografía convencional, pero su uso podría extenderse para seguimiento de patologías o de evolución nódulos pulmonares entre otros.

Material y métodos

Las oportunidades de ahorro de dosis se obtiene fundamentalmente frente a la Tomografía Computarizada (TC) tanto normal como de baja dosis.

Diversos estudios indican que el uso de TD puede tener un impacto sustancial en el uso de los recursos de TC, lo que podría reducir los costes de imagen y suponer un ahorro en tiempo de diagnóstico liberando así de carga de trabajo al TC y ahorrando altos niveles de dosis al paciente.

Para comprobar el ahorro en dosis, se ha utilizado la base de datos de los equipos conectados al sistema corporativo de registro de dosis del Servicio Murciano de Salud (SMS) que utiliza el programa Dose-Watch de General Electric Healthcare, analizando cual es la dosis media recibida por un paciente en un examen radiológico completo.

En el caso de la TD, al no disponer de datos propios, hemos recurrido a artículos en los que se ha estudiado experimentalmente o con métodos de Montecarlo la dosis recibida por paciente en cada examen.

Resultados

La dosis efectiva de un examen de TD de tórax es solo ~ 2% de una TC de tórax promedio (sin contraste). En comparación con la dosis efectiva de la radiografía convencional de tórax en examen completo la dosis efectiva del examen de TD es aproximadamente dos veces mayor.

COMPARATIVA DOSIS RELATIVA							
Hospital	Talla	Dosis (mSv)		Dosis relativa			
		RX	TD	TC	TD vs RX	TC vs TD	TC vs RX
HMM	Adulto	0,04	0,1	4,1	x2,5	x41	x102,5
CNOR	Adulto	0,06	0,1	3,4	x1,7	x34	x56,7
RSOF	Adulto	0,08	0,1	6,3	x1,2	x63	x78,7
HVLG	Adulto	0,07	0,1	4,4	x1,4	x44	x62,8
HUVA	Adulto	0,04	0,1	4,0	x2,5	x40	x100
		Dosis relativa media			x1,9	x44,4	x80,1

Figure 311: Comparativa Dosis relativa

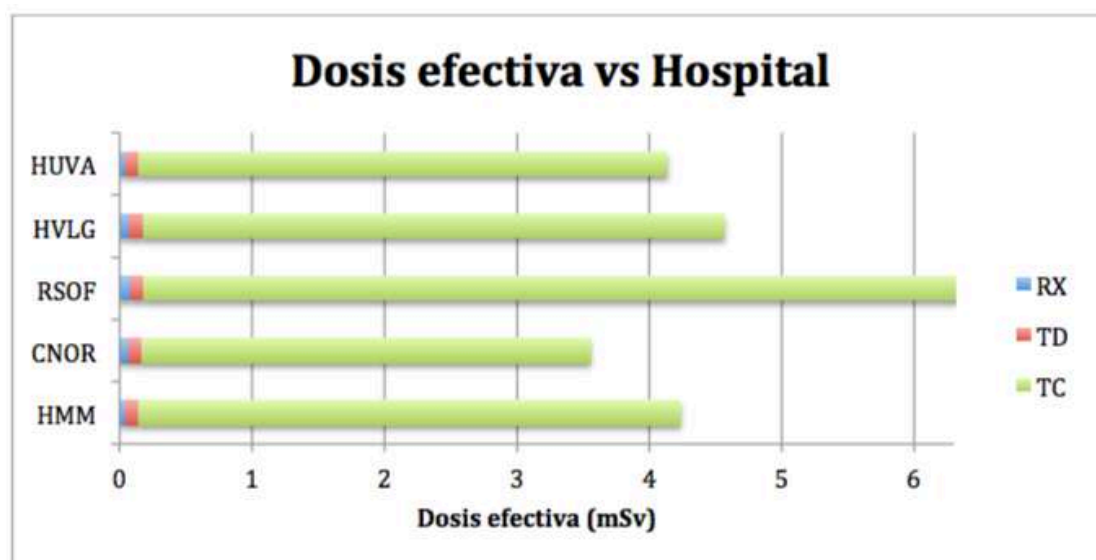


Figure 312: Dosis efectiva por Hospital

La TD se encuentra entre la TC y la radiografía, con respecto a la calidad de la imagen, dosis y coste económico, presentando algunas de las ventajas y desventajas de ambas técnicas. La adición de la TD de tórax abre mas espacios para muchas opciones a nivel clínico.

Conclusiones y discusión

El presente estudio nos indica que la TD es beneficiosa en el estudio radiológico de tórax, desde un doble punto de vista: tiene el potencial de optimizar el uso de los recursos de TC y reduce muy significativamente la dosis efectiva para pacientes en un alto porcentaje de casos.

Los resultados obtenidos en este trabajo serán un punto de referencia para futuros estudios de revisión de la exposición de los pacientes irradiados con la nueva tecnología, una vez implantada clínicamente.

Pósteres Radiodiagnóstico / 103

Niveles de Referencia Diagnósticos locales en procedimientos pediátricos de Radiología Intervencionista

Autor: Ana Morcillo García¹

Co-autores: Luis Alejo Luque¹ ; José Bayón¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo ; Eva Corredoira Silva¹

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: anabmorga@gmail.com

INTRODUCCIÓN

En su informe RP-135 (European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging, 2018) la Comisión Europea (CE) acentúa la necesidad de establecer Niveles de Referencia Diagnósticos (NRDs) en Radiología Intervencionista, y destaca la falta de estudios europeos en intervencionismo no cardíaco pediátrico. El Hospital Universitario La Paz, con una elevada carga asistencial pediátrica, se encuentra en una posición privilegiada para alcanzar este objetivo.

MATERIAL Y MÉTODOS

La información de los procedimientos realizados durante 18 meses en tres salas de intervencionismo, dotadas de sistemas Philips Integris Allura, se ha recogido en una base de datos. Los tres radiólogos participantes han registrado el tipo de intervención (de acuerdo a una clasificación realizada por ellos mismos previamente), proyección y punto de acceso. Los técnicos han recogido la edad y peso del paciente. Por último, los datos dosimétricos se han registrado tanto manualmente como automáticamente, utilizando en este caso un sistema de gestión de dosis. El producto dosis-área (PDA) ha sido corregido utilizando un detector de semiconductor y película radiocrómica. El NRDs local (valor típico) se ha estimado como la mediana (Q2) de la distribución de PDA para cada rango de peso y edad. También se ha calculado el Q2 del tiempo de fluoroscopia (TF) y del número de imágenes (NI) de cine.

RESULTADOS

De los 2598 procedimientos registrados solo 302 (12%) han sido pediátricos, de los cuales se han analizado 217. Destacan 3 tipos de procedimientos con al menos 15 casos por rango (Figura 1): intervenciones de escleroterapia, hepático-biliares y de inserción de catéteres venosos centrales (CVC). Además, se ha analizado la correlación entre el PDA y el peso. La escleroterapia muestra una escasa correlación ($r=0.31$), justificable por la localización del procedimiento (miembros inferiores), mientras que las intervenciones hepático-biliares presentan una correlación moderada ($r=0.62$). En los procedimientos CVC (Figura 2) la correlación con el peso aumenta significativamente al normalizar el PDA por el TF ($r=0.32$ vs $r=0.79$), con una constante de proporcionalidad de $0.0256 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$.

		Peso (kg)				Edad (años)		
Procedimientos		[5,15]	[15,30]	[30,50]	[50,80]	[1,5]	[5,10]	[10,15]
Hepático-biliares	Muestra	34				34		
	PDA ($\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$)							
	Q2	840				769		
	Q3 (Q3/Q1)	1310 (3)				1270 (3)		
	TF (s)							
	Q2	876				639		
	Q3 (Q3/Q1)	1163 (3)				1121 (4)		
	NI							
	Q2	36				36		
	Q3 (Q3/Q1)	63 (4)				63 (4)		
Escleroterapia	Muestra		18	16	15		16	21
	PDA ($\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$)							
	Q2		286	672	916		286	584
	Q3 (Q3/Q1)		536 (3)	5144 (14)	3064 (10)		486 (3)	2410 (8)
	TF (s)							
	Q2		249	240	522		216	240
	Q3 (Q3/Q1)		354 (2)	658 (4)	999 (5)		287 (2)	654 (4)
	NI							
	Q2		100	73	108		77	99
	Q3 (Q3/Q1)		150 (3)	141 (3)	137 (2)		109 (3)	133 (2)
CVC	Muestra	18				16		
	PDA ($\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$)							
	Q2	63				59		
	Q3 (Q3/Q1)	76 (2)				78 (3)		
	TF (s)							
	Q2	132				111		
	Q3 (Q3/Q1)	188 (2)				195 (4)		
	NI							
	Q2	1				1		
	Q3 (Q3/Q1)	1				1		

Figure 313: Aproximación a los DRLs locales (valores típicos).

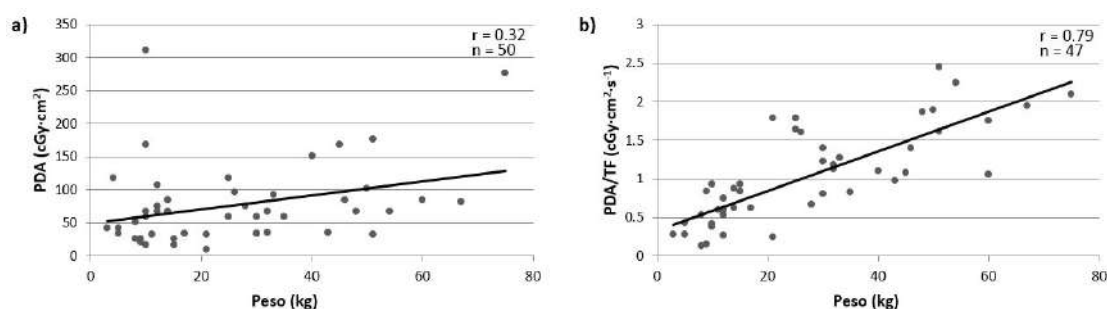


Figure 314: Correlaciones para procedimientos CVC.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Es posible establecer NRDs para todos los rangos de edad y peso en los procedimientos mencionados, aumentando el tamaño de la muestra. Sin embargo, dada la habitual escasez de estudios pediátricos, conviene considerar métricas alternativas que eviten el uso de intervalos ("curva-DRL" o normalización del PDA al peso), aunque en este caso se requiere mayor correlación. En los procedimientos

CVC, en los que no se realiza cine, se obtienen mejores correlaciones con el peso al considerar la tasa de PDA promedio (PDA/TF), lo que plantea la posibilidad de usar la constante de proporcionalidad como NRD. De esta forma, se minimizan parcialmente las diferencias entre casos particulares como consecuencia de su diferente nivel de dificultad, lo que puede afectar a la duración de la intervención, y por lo tanto al PDA. Además, la tasa de PDA promedio constituye un parámetro fácil de obtener, por lo que es un buen candidato para NRD, complementando al TF.

Pósteres Radiodiagnóstico / 182

Niveles de referencia de dosis locales en procedimientos intervencionistas de cardiología

Autores: Rafael Jesús Martínez Luna¹ ; José Antonio Miñano Herrero¹ ; Miguel Ángel Romero Moreno¹ ; Roberto Martínez Cobo¹ ; Jorge Ordóñez Márquez¹

¹ Hospital Universitario Reina Sofía (Córdoba)

Corresponding Authors: f72malur@hotmail.com,

Introducción

La ICRP propone el concepto de nivel de referencia de dosis (NRD) para diagnóstico como herramienta de optimización en radiodiagnóstico y en procedimientos intervencionistas. El objetivo de este trabajo es establecer unos NRD locales en nuestro centro para los procedimientos más frecuentes de cardiología que sirvan como referencia inicial.

Material y métodos

Disponemos desde 2011 de un registro de las magnitudes dosimétricas (DAP, dosis acumulada en el punto intervencionista, tiempo de fluoroscopia y número de imágenes en adquisición), usadas en los procedimientos de hemodinámica realizados con el equipo GE Innova 2100. Los procedimientos de cardiología más frecuentes son: 1- Angiografía coronaria, 2- Angioplastia coronaria transluminal percutánea y 3- Suma de los procedimientos 1 y 2.

Resultados

Se registraron 236, 45 y 462 pacientes para los procedimientos 1, 2 y 3 respectivamente. En la figura 1 se muestran los histogramas obtenidos del procedimiento 1.

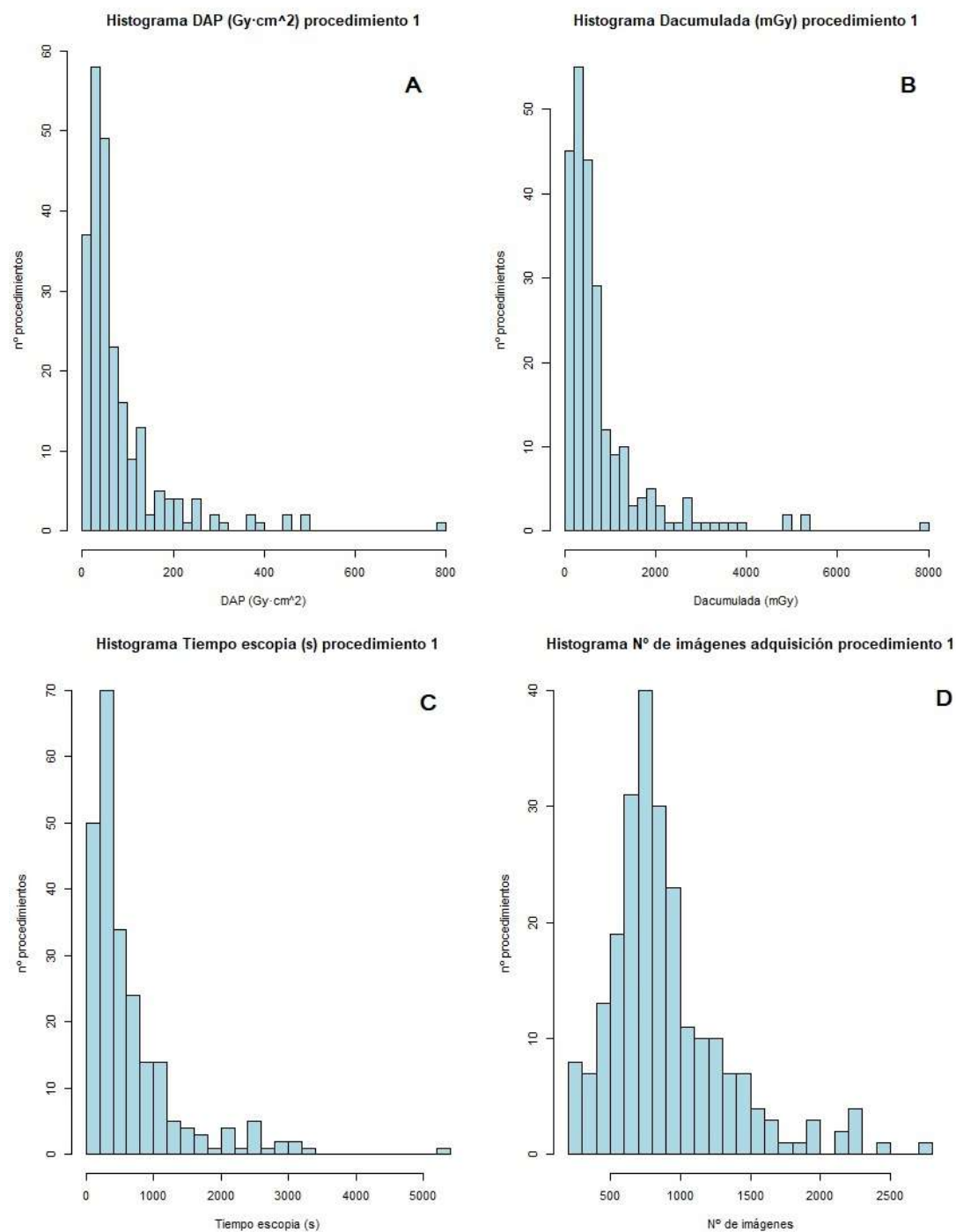


Figure 315: Histogramas procedimiento 1. A:DAP, B:Dacumulada, C:Tiempo de escopia, D:N° de imágenes en adquisición.

En la figura 2 se muestran los valores de la media, mediana y tercer cuartil de cada magnitud dosimétrica por procedimiento, junto con los NRD publicados en el proyecto SENTINEL 2008.

Magnitud dosimétrica	Procedimiento 1				Procedimiento 2				Procedimiento 3			
	Media	Mediana	3º cuart.	SENTINEL	Media	Mediana	3º cuart.	SENTINEL	Media	Mediana	3º cuart.	SENTINEL
DAP (Gy · cm ²)	79	50	89	45	160	96	170	85	167	124	217	35
D acumulada (mGy)	795	476	866	650	1284	1016	1496	1500	1719	1258	2262	-
Tiempo Fluoroscopia (min)	11	7	13	7	26	19	30	16	21	16	27	21
Nº de imágenes en adquisición	900	799	1015	700	1720	1546	2225	1000	1502	1321	1772	-

Figure 316: NRD para los tres procedimientos de cardiología intervencionista con el equipo Ge Innova 2100, junto con los datos del proyecto SENTINEL 2008.

Discusión

Todos los histogramas presentan una asimetría a la derecha (también los procedimientos 2 y 3). Las similitudes de los histogramas con una distribución log-normal se explica por la dependencia de las magnitudes dosimétricas con múltiples factores: protocolo de exploración elegido, tamaño del paciente, grado de complejidad del procedimiento, etc.

Los valores más alejados de la distribución están asociados a los casos donde el grado de complejidad, dentro del procedimiento, es alto. Aunque los histogramas muestran que son situaciones poco frecuentes, es importante disponer de una clasificación por grado de complejidad para poder identificar correctamente estos casos.

Los datos del procedimiento 1 son ligeramente superiores respecto a los de SENTINEL. Este incremento de dosis se justifica porque en nuestro centro se realiza rutinariamente una ventriculografía previa al procedimiento en sí mismo.

El tiempo de fluoroscopia y el nº de imágenes del procedimiento 2 son mayores que los de SENTINEL siendo la dosis acumulada inferior. Esto se debe a que en los modos de operación habituales en el Innova 2100 la tasa de dosis en fluoroscopia y la dosis por imagen son 6.8 mGy/min y 0.06 mGy/img, respectivamente, mientras que en SENTINEL son 13 mGy/min y 0.10 mGy/img.

Conclusiones

Los NRD locales obtenidos en este trabajo sirven de criterio de optimización inicial en los procedimientos de cardiología intervencionista de nuestro centro.

Los resultados han sido comparados con los publicados por el proyecto SENTINEL. Las diferencias pueden justificarse en base a las características locales de los procedimientos y de la calibración del equipo.

Para cada procedimiento, es conveniente clasificar el grado de complejidad de acuerdo con aquellos factores que impliquen un aumento en la dosis impartida al paciente. Los NRD deberían considerar este grado de complejidad.

Pósteres Radiodiagnóstico / 383

¿Cómo afecta la activación de la doble energía en Tomografía Computarizada a la dosis?

Autores: M^a Yolanda Molina López^{None}; Zulima Aza Villarrubia^{None}; Hugo Pérez García¹; Eduardo Pardo Pérez²; Juan Castro Novais²; Sheila Ruiz Maqueda³

¹ Hospital Universitario QuirónSalud Madrid

² Hospital QuirónSalud Madrid

³ Hospital Quirón (Madrid)

Corresponding Authors: myolandamolina@hotmail.com, zulima.aza@gmail.com

Introducción

En 2015 se instaló en nuestro hospital un equipo de Tomografía Computarizada (TC) y en 2017 se actualizó con la opción de usarlo con doble energía, con ésta se pueden analizar imágenes de TC con un amplio rango de kV. Esta nueva herramienta puede suponer cambios tanto en las técnicas de los

protocolos como en la dosis a pacientes. El objetivo pues de nuestro trabajo es el de cuantificar los posibles cambios derivados de la nueva actualización.

Material y métodos

Se recogieron los datos dosimétricos retrospectivos del índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI) y del producto dosis longitud (DLP). Se analizaron unos 300 pacientes para tres protocolos distintos (cráneo, tórax y abdomen-pelvis), en un equipo de TC Revolution de General Electric (Chicago, Illinois, United States), antes y después de la actualización del software de doble energía (GSI Xstream hardware de GE). También se recogieron las técnicas utilizadas en los diferentes protocolos clínicos, con el fin de poder explicar posibles cambios.

Para la obtención de los datos dosimétricos retrospectivos así como la obtención de las técnicas utilizadas, se utilizó el software de registro de dosis, Radimetrics Enterprise Platform de Bayer Healthcare (Whippany, NJ). Con éste se pudieron filtrar los datos necesarios por edad, fecha y peso del paciente y así obtener una muestra homogénea.

Para cada protocolo se analizaron los valores promedio, mediana, máximo, mínimo, 1er y 3er cuartil para sendos TC, de los parámetros dosimétricos CDTI y DLP. Finalmente, para la comparación de protocolos se recogieron para cada protocolo, mA, kV, pitch y espesor de corte.

Resultados

En la figura 1 podemos ver la comparación de los CTDI de cada protocolo antes y después del cambio, observando cómo varían los CTDI. Por otro lado, en la tabla 1 vemos también cambios apreciables en la técnica.

Discusión

Comparando los datos por localización, antes y después del cambio, se observa un aumento en el CTDI, en protocolo de tórax, de 5.9 mGy a 10.7 mGy, en gran parte debido al aumento del kV y de la falta de modulación de la intensidad de corriente. Por otro lado, en abdomen-pelvis apenas apreciamos cambio en el CTDI de 11.8 mGy a 10.7 mGy, aquí el kV utilizado antes no difiere del de después y la falta de modulación con la intensidad de corriente no se ve tan afectado como en el protocolo de tórax, ya que toma un valor promedio y no máximo. En cráneo el CTDI se mantiene prácticamente igual, como era de esperar pues no se aplicó la doble energía.

Aunque se observa un aumento de la dosis a pacientes, ésta siempre está por debajo de los niveles de referencia para cada protocolo.

Conclusiones

Aunque este cambio supone un aumento en la dosis a pacientes en general, ésta nueva herramienta abre una nueva puerta al diagnóstico por imagen.

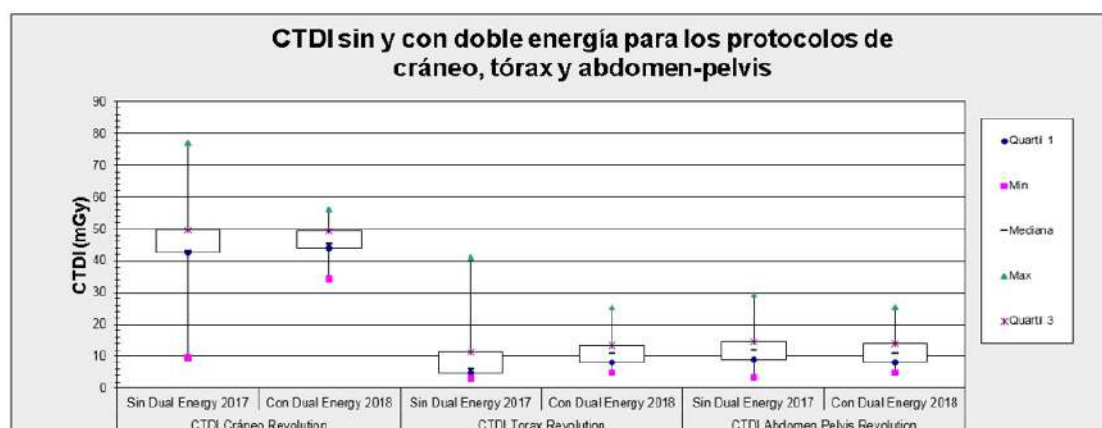


Figura 1: Comparación de tres protocolos de TC, cráneo, tórax y abdomen-pelvis, antes y después de la actualización con doble energía

Figure 317:

REVOLUTION TC	Protocolo Cráneo			Protocolo Tórax			Protocolo Abdomen-Pelvis			
	2017	2018	Nivel ref	2017	2018	Nivel ref	2017	2018	Niveles de referencia	
Modo	Axial	Axial	Tórax	Helicoidal	Helicoidal	Tórax	Helicoidal	Helicoidal	Abdomen	Pelvis
kV	120	120		109	Dual 140-80		120	Dual 140-80		
mA	275	275		109-136	130-520 Fijo según el espesor del paciente		165	30-520 Fijo según el espesor del paciente		
Espesor corte (mm)	1,25	1,25		1,25	1,25		1,25	1,25		
Pitch	1	1		0,98	0,98		0,98	0,98		
CTDI (mGy)	43,2	45,1	60	5,9	10,7	30	11,9	10,7	35	35
DLP (mGycm)	606,7	664,9	1500	213,0	407,3	650	525,08	540,74	750	570

Tabla 1: Técnicas de los protocolos antes y después de la actualización con la doble energía

Figure 318:

Pósteres Radiodiagnóstico / 264

Análisis de los indicadores de dosis en exploraciones simples de Radiología General.

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Pablo Simón García¹ ; Carlos Otero Martínez¹ ; Emilio Medina Jiménez¹ ; Manuel Sánchez García¹ ; Javier Mosquera Sueiro¹ ; Ramón Lobato Busto¹ ; José Ramón Sendón del Río¹ ; Victor Luna Vega¹ ; Miguel Pombar Cameán¹

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción.

El RD 1976/1999 por el que se establecen los 'Criterios de calidad en Radiodiagnóstico' postula como indicadores básicos de calidad en exploraciones radiológicas la dosis impartida al paciente, la calidad de la imagen obtenida y la tasa de rechazo de las imágenes realizadas para cada tipo de exploración. El objetivo de este estudio es hacer una intercomparación de las dosis recibidas por los pacientes y de la tasa de rechazo en las exploraciones más significativas entre distintos centros de nuestra área sanitaria. Para completar el estudio también se realiza una comparación con los niveles de referencia establecidos.

Materiales y métodos.

Se revisan las exploraciones realizadas en tres centros de distinto tipo: centro de salud (1), hospital comarcal (2) y hospital general (3). En todos ellos se emplea un equipo Philips Digital Diagnost, sometido a los controles de calidad pertinentes.

Como indicador de dosis al paciente se selecciona el producto dosis-área (PDA), de los 7 proyecciones más representativas, analizándose un total de 9577 estudios en el centro 1 y de 23773 y 8478 en el 2 y 3 respectivamente, con fechas comprendidas entre abril y diciembre de 2018. El promedio de PDA para cada proyección se compara con los niveles de referencia (DRLs) establecidos en la guía europea (RP 180) y los establecidos en UK en 2016. Se estudia la tasa de rechazo correspondiente a cada proyección, comparándose con el valor recomendado en el documento del TG 151 de la AAPM para detectores digitales (8%). Los datos son extraídos con el software de monitorización de dosis XEDOSE-DoseWatch y analizados mediante la creación de una base de datos en PANDAS (<http://pandas.pydata.org>).

Resultados y discusión.

Los resultados se muestran en las figuras I y II. Para el PDA, obtenemos valores compatibles entre cada centro para todos los protocolos y por debajo de los niveles de referencia establecidos a nivel europeo. La excepción se produce para el estudio 'Columna dorsal LAT', en el que se supera el valor de DRL establecido ($170 \mu\text{Gy m}^2$), tanto en el centro 1 ($204 \mu\text{Gy m}^2$) como en el 2 ($301 \mu\text{Gy m}^2$). Los DRLs de Reino Unido son más restrictivos, y se sobrepasan en todas las proyecciones de columna estudiadas.

La tasa de rechazo es mayor que la recomendada en la proyección de Abdomen AP en los centros 1 y 2, y en las dos proyecciones de columna laterales en el centro 1. En estos casos se obtiene una tasa superior al 10%, valor a partir del cual la AAPM recomienda realizar una investigación de las posibles causas y establecer acciones correctivas.

Conclusiones.

A partir de la realización de este estudio se establece una revisión mensual los indicadores de calidad para evitar la superación de los indicadores de dosis y la obtención de tasas de rechazo por encima de los valores recomendados.

Figuras

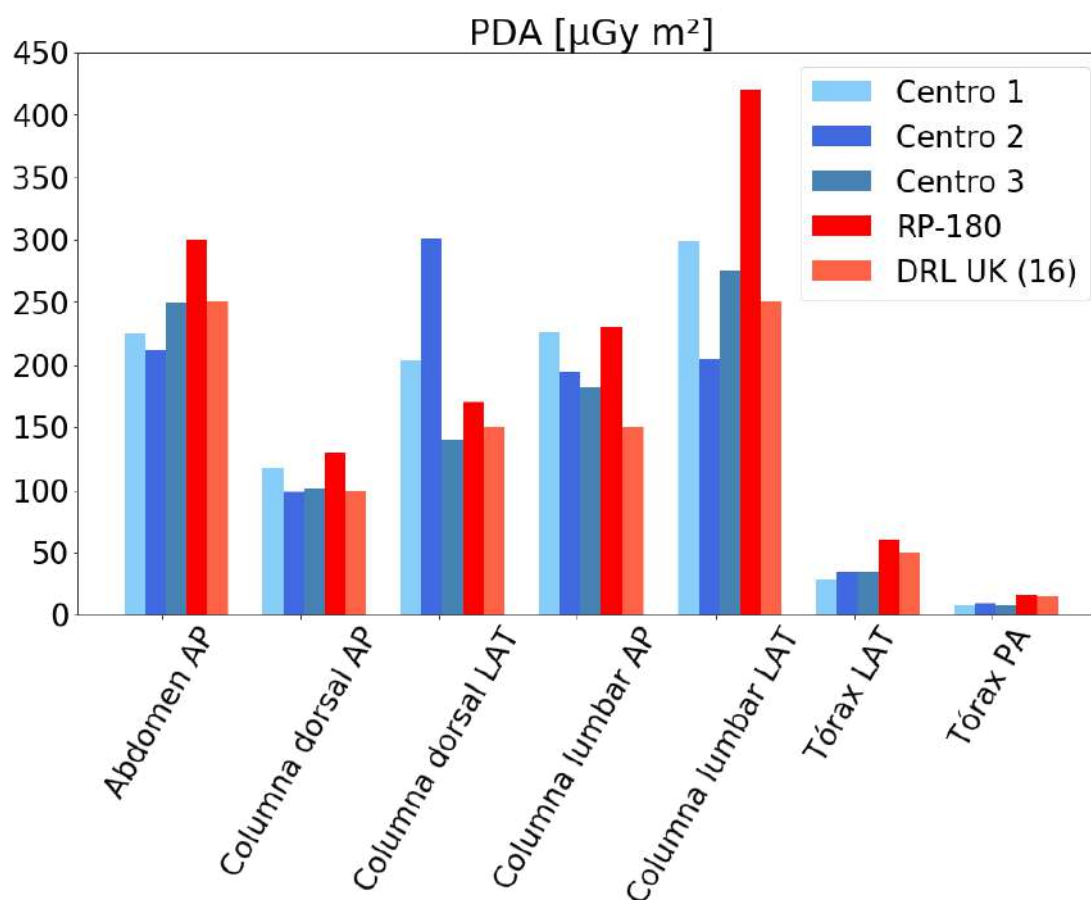


Figure 319: PDA para cada proyección en cada centro y comparación con los DRLs.

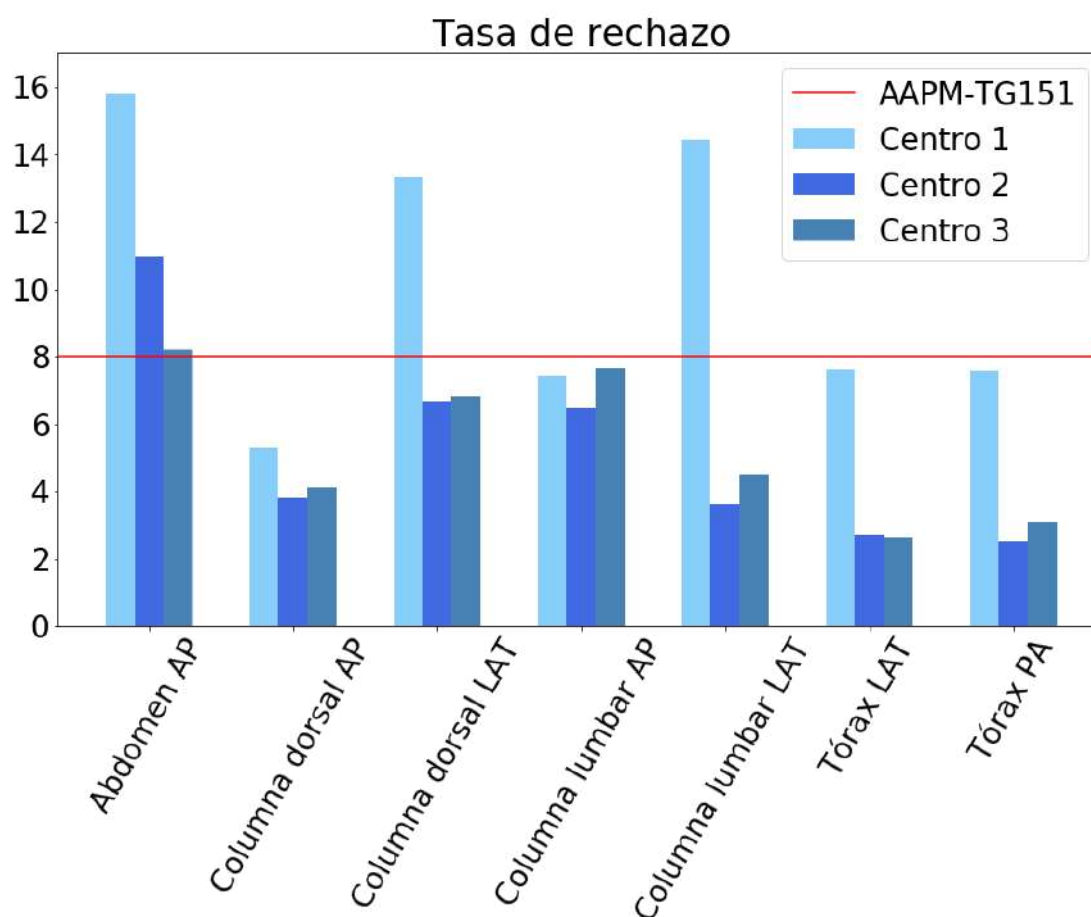


Figure 320: Tasa de rechazo para cada proyección en cada centro y comparación con el valor recomendado para detectores digitales.

Pósteres Radiodiagnóstico / 454

Cámaras de transmisión en equipos de Radiodiagnóstico: Influencia en la DSE del paciente

Autores: Pedro Antonio García Higuera¹ ; Francisco Javier Casado Villalón¹ ; Cristina Moreno Saiz¹

¹ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: garciahiguera spa@gmail.com

Resumen

En este trabajo se estudia la atenuación del haz de RX por las cámaras de transmisión utilizadas en equipos de radiodiagnóstico para medir el producto dosis área (PDA) y la repercusión que tiene su uso sobre la dosis en la superficie de entrada (DSE) al paciente.

Materiales y método

Se han realizado medidas en dos equipos de RX convencionales. Las cámaras de transmisión a estudio son Diamantor-E (PTW) y VacuDAP-OEM (VacuTEC) y se han situado en el exterior del cabezal a

la salida del haz.

La atenuación de las cámaras se ha calculado midiendo el kerma con y sin cámara de transmisión, para lo cual se ha utilizado el multímetro PTW NOMEX modelo T11049 sobre una mesa radiotransparente a una distancia de 91,5 cm al foco y una distancia foco receptor de imagen (DFD) de 100 cm. Las exposiciones han sido realizadas en modo manual en un campo de 10x10 cm.

Las medidas de DSE han sido realizadas sobre un maniquí de 20 cm de PMMA con un detector de semiconductor PTW modelo T60004 conectado a un electrómetro UNIDOS-E modelo T11035 con una distancia foco cámara de 71,5 cm y una DFD de 100 cm. Se han realizado exposiciones en modo automático en un campo 20x20 cm.

Resultados

La variación de kerma en aire en función de los kV se muestra en la figura 1 y la variación de la DSE resultante se representa en la figura 2.

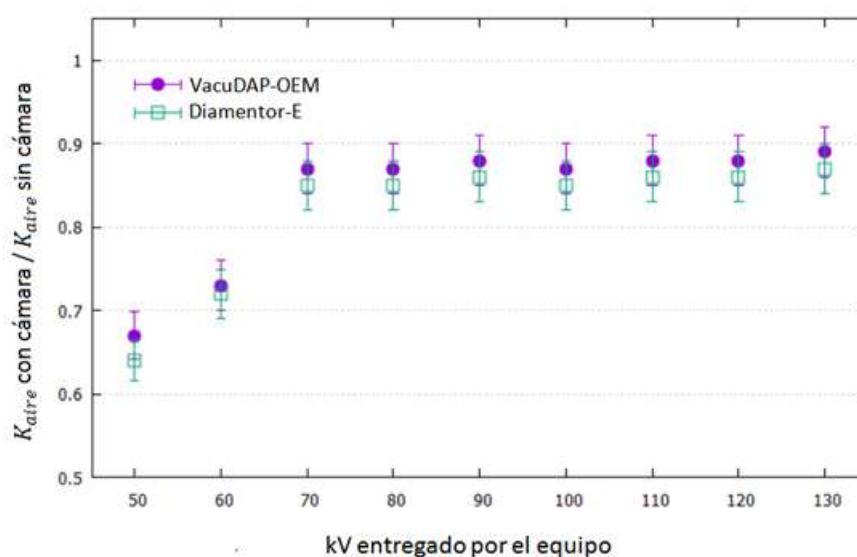


Figure 321: Variación del kerma en aire producida por las cámaras DIAMENTOR-E y VacuDAP-OEM en función del kV del equipo.

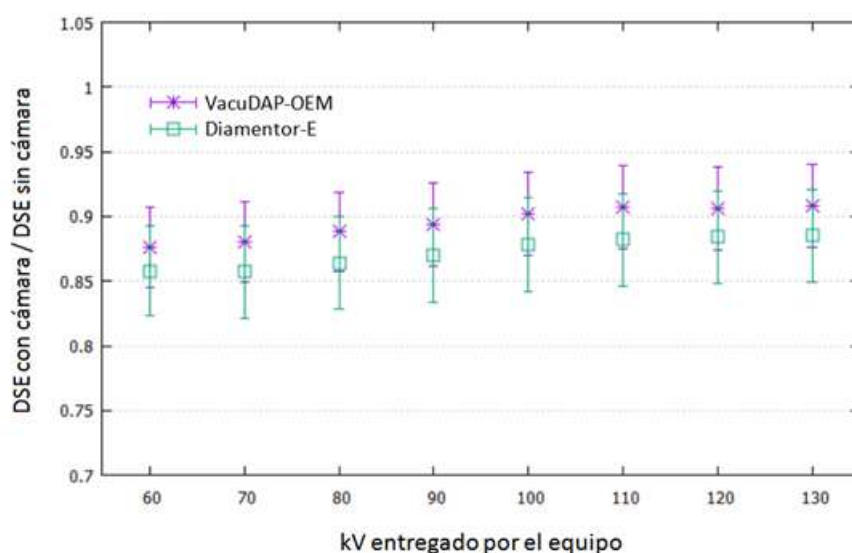


Figure 322: Variación en la DSE producida por las cámaras DIAMENTOR-E y VacuDAP-OEM en función del kV del equipo.

Al disparar en modo automático la regulación del CAE hace que la DSE varíe en un factor promedio de $0,96 \pm 0,04$ para la cámara Diamantor-E y en un factor promedio de $0,97 \pm 0,04$ con la cámara VacuDAP-OEM.

Todas las incertidumbres están representadas con un factor de cobertura $k=2$ considerando incertidumbres de tipo A (desviación estándar de las medidas) y tipo B (incertidumbre de calibración de los detectores).

Conclusiones

Para voltajes comprendidos entre 70 y 130 kV las cámaras de transmisión para la medida de PDA en equipos de RX atenúan la fluencia del haz entre un 13% y un 15% para el detector DIAMENTOR-E y entre un 11% y un 13% para el detector VacuDAP-OEM. Esta atenuación ha de considerarse al verificar el funcionamiento del sistema de medida del equipo (prueba DG039 del PECCRD).

Al trabajar en modo automático (usual con pacientes) el CAE del equipo detecta el espesor adicional de la cámara, por lo que aumenta los mAs (la fluencia). Paradójicamente este incremento no aumenta la DSE sino que la disminuye ligeramente al comportarse la cámara de transmisión como un filtro añadido que actúa sobre la zona de baja energía del espectro.

Pósteres Radiodiagnóstico / 565

Dosis de Referencia en Diagnóstico de Granada. Tomografía computerizada e Intervencionismo.

Autores: Eduard Massana Melchor¹ ; Cristina Forastero² ; Julio Almansa López¹ ; Diego Eduardo Burgos Trujillo³

¹ Hospital Virgen de las Nieves. Granada

² Hospital Universitario San Cecilio, Granada.

³ Hospital San Cecilio. Granada

Corresponding Author: jalmansa.lopez@gmail.com

Introducción

La normativa 59/2013/EURATOM, impone el uso de niveles de referencia como elemento de control de las dosis impartidas a los pacientes en las exploraciones diagnósticas y como punto de partida para el proceso de optimización de éstas.

En el presente trabajo se exponen los resultados obtenidos para exploraciones de tomografía computarizada e intervencionismo realizadas en los hospitales de Granada.

Material y Métodos

Para el cálculo de las DRL se han usado los datos de los equipos digitales de ambos hospitales contenidos en los informes estructurados de dosis emitidos por los equipos y procesados con el programa OpenRem.

Para el caso de procedimientos en TC, el número de equipos analizado ha sido de 3 equipos del Hospital San Cecilio (HSC) y 5 del Hospital Virgen de las Nieves (HVN). Adicionalmente se han analizado las exploraciones realizadas en un PET-TAC (HVN). El estudio se ha realizado exclusivamente para pacientes adultos (> 18 años). No se han considerado las exploraciones multiserie y, en caso de encontrar reportadas exploraciones con indicadores de dosis para los maniqués de 16 y 32 cm se han utilizado únicamente los correctos (y más frecuentes) para dicha exploración.

Por último, para las exploraciones de Cabeza, Tórax, Tórax-Abdomen y Abdomen se han calculado las dosis efectivas asociadas utilizando los valores k (AAPM report 96) para poder comparar nuestros datos con los recientemente publicados (BMJ 2019; 364-k4931).

Para el caso de los procedimientos intervencionistas se han incluido 2 equipos del HSC y 3 equipos del HVN. Se han analizado los valores de dosis en el punto de referencia intervencionista, producto dosis área, tiempo de fluoroscopia y número de imágenes obtenidas para las exploraciones mas frecuentes en nuestros centros.

Resultados

Un resumen de algunos valores obtenidos en este momento se pueden ver en las tablas 1 y 2 para TC e Intervencionismo.

		Granada									
		ACR DIR (2016)	EU (2014)	UK (2014)	Canada (2016)	Q50	Q75	N	k	Deff (Q50%)	Deff (Q75%)
TC de cabeza y cerebro sin CIV	CTDIvol	56	60	60	79	60,5	60,5	18430			
	DLP	962	1000	970	1302	908	1058		0,0021	2,22	1,91
TC de cuello con CIV	CTDIvol	19				14,5	17,1	364			
	DLP	536				453	624		0,0059	3,68	2,67
TC columna cervical con CIV	CTDIvol	28		28		13,6	16,3	338			
	DLP	562	400-600	600		335	400		0,0059	2,36	1,98
TC de Tórax sin CIV	CTDIvol	12	10	12	14	11,7	13,6	2576			
	DLP	443	400	610	521	401	570		0,0140	7,98	5,61
TC de Tórax con CIV	CTDIvol	13	10	12	14	10,9	13,4	2095			
	DLP	469	400	610	521	415	625		0,014	8,75	5,80
TC Abdomen y Pelvis sin CIV	CTDIvol	16	25	15	18	14,4	19,0	2390			
	DLP	778	800	745	874	697	947		0,0150	14,21	10,46
TC Abdomen y Pelvis con CIV	CTDIvol	15	25	15	18	12,6	15,5	2765			
	DLP	755	800	745	874	640	832		0,015	12,48	9,60

Figure 323: Resumen de valores de CTDI (mGy) y DLP (mGy cm) para un conjunto de exploraciones TC de los Hospitales de Granada

Exploración	UK 2014		US 2009	Granada			
	DAP DRL	Tiempo Fluoroscopia	DAP DRL	DAP Q50	DAP Q75	Tiempo Fluoroscopia 50%	Tiempo Fluoroscopia 75%
Angioplastia coronaria	40	11,3		26,78	44,21	8,42	13,6
Arteriografía				20,74	43,09	1,02	2,78
Colangiografía				13,35	41,46	4,08	10,07
Fistulografía	8	6,7		13,31	48,95	3,85	9,84
Flebografía				18,05	94,53	5,03	13,58
Nefrostomía	13	6,7	25,15	7,66	13,16	2,8	4,7
Vertebroplastia			107,68	80,4	133,06	18,78	28,75

Figure 324: Resumen de valores de DAP ($Gy\ cm^2$) y tiempo de fluoroscopia (minutos) para algunas de las exploraciones más frecuentes de intervencionismo en los Hospitales de Granada

Discusión

En términos generales los valores de ambos hospitales (así como los valores provinciales) obtenidos son consistentes con los datos publicados en la literatura aunque se han encontrado exploraciones y equipos sobre los que se debe trabajar con el objetivo de reducir la variabilidad en los procedimientos realizados y optimizar las dosis impartidas.

Las dosis efectivas calculadas (en tomografía) también se encuentra dentro de valores de normalidad publicados en el ámbito de Europa.

Conclusiones

Se ha dado un primer paso en el análisis de valores de referencia para la tomografía computarizada e intervencionismo en Granada, lo que puede ayudar al establecimiento de los valores de DRL nacionales, según demanda la Directiva Europea.

Pósteres Radiodiagnóstico / 139

REDUCCIÓN DE DOSIS EN ESTUDIOS DE TC

Autores: Arturo López Corella^{None}; Miguel Torres López¹; XAVIER PIFARRÉ MARTÍNEZ²; Enrique Van den Brule Rodríguez de Medina^{None}

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro

² HOSPITAL PUERTA DE HIERRO MAJADAHONDA

Corresponding Author: arturo.lcorella@gmail.com

Introducción:

El número de estudios de TC que se realizan aumenta cada año. Su rapidez y alta calidad de imagen lo convierten en una modalidad muy demandada por los servicios de radiodiagnóstico.

La industria se esfuerza por conseguir una buena calidad de imagen sin aumentar las dosis impartidas, y los servicios de Radiofísica y Protección Radiológica comprueban periódicamente que los diferentes parámetros del equipo estén dentro de unos valores aceptables.

Sin embargo, es igualmente importante comprobar que los protocolos utilizados están optimizados para cada estudio, ofreciendo una calidad de imagen suficiente para el diagnóstico sin impartir más dosis de la necesaria.

Dosis y calidad de imagen suelen ir de la mano. Las dosis altas proporcionan mejor calidad de imagen (niveles de ruido más bajos), pero es habitual que haya procedimientos en los que puedan reducirse los niveles de dosis sin pérdida de capacidad diagnóstica.

La intención del siguiente estudio es reducir las dosis impartidas en las pruebas de TC mediante la revisión y posterior modificación de los protocolos de aquellos procedimientos susceptibles de ser ajustados.

Material y Métodos:

Se han revisado los protocolos dedicados a 3 estudios diferentes de abdomen (Cálculo Renal, Hernia y Suprarrenales) y el de Tórax, en los tres TC del HUPHM (Siemens Somatom Sensation, Alemania). Dos TCs de 64 cortes y el de Urgencias, de 40 cortes.

El protocolo nuevo de tórax se utiliza para pacientes recurrentes y para seguimiento de lesiones poco trascendentes. En el TC de Urgencias también se ha ajustado el protocolo de cerebro.

Estos ajustes se han hecho reduciendo exclusivamente los kV y mAs.

Los radiólogos responsables han comprobado, para cada protocolo ajustado, que la capacidad diagnóstica no se ha reducido.

La siguiente tabla muestra las reducciones de técnica efectuadas en cada protocolo:

Estudios	Parámetros ajustados	Protocolo Antiguo	Protocolo Nuevo
Cálculo Renal	kV	120	100
	mAs	200	100
Hernia	kV	120	100
	mAs	200	150
Suprarrenales	kV	120	100
	mAs	200	150
Tórax	kV	120	100
	mAs	100	50
Cerebro	kV	140	120
	mAs	380	250

Figure 325: Tabla Protocolos

Las dosis efectivas han sido estimadas con el programa CT Dosimetry (versión 0.99w) (IMPACT, Suecia).

Resultados:

Las dosis efectivas para cada estudio con los protocolos antiguos y los nuevos, así como la reducción de dosis conseguida, se presentan en la siguiente tabla:

Estudios	Protocolo antiguo Dosis Efectiva (mSv)	Protocolo nuevo Dosis Efectiva (mSv)	Reducción de dosis efectiva
Cálculo Renal	8.4	2.3	72.62%
Hernia	5.1	2.0	60.78%
Suprarrenales	3.3	1.3	60.61%
Tórax	3.2	0.9	72.81%
Cerebro	1.9	0.8	57.89%

Figure 326: Tabla Dosis Efectivas

Se puede apreciar que estas reducciones de dosis son muy significativas.

Discusión:

En este trabajo se han ajustado los protocolos de 5 estudios diferentes, con la intención de continuar, en un futuro, con otros estudios.

Realizar estos ajustes requiere de la colaboración del servicio de Radiodiagnóstico. Lo que más tiempo conlleva es comprobar que las imágenes obtenidas con los nuevos protocolos ofrecen una calidad de imagen suficiente para el diagnóstico.

Conclusiones:

A partir de los datos de este trabajo se hace patente que mantener optimizados los protocolos de los estudios de TC es importante para la protección radiológica del paciente.

Es difícil que la industria desarrolle tecnologías capaces de reducir las dosis impartidas en TC en más de un 50% y, de conseguirse, seguramente tendría un coste económico muy elevado. Sin embargo, ajustando correctamente los estudios, se han logrado reducciones de dosis mayores para los pacientes sometidos a estos exámenes.

Pósteres Radiodiagnóstico / 647**DICOM y sistema de registro en radiología: Propuestas de mejora.**

Autores: Jesús Doña Fernández¹ ; Sergio Cañete Hidalgo¹ ; José Manuel Pastor Vega¹ ; Manuel Pérez Martínez¹ ; Maria Amparo De la Cruz Cruz¹ ; Aurora Pola Gallego de Guzmán¹ ; Rafael Ruiz Cruces¹

¹ Universidad de Málaga

Corresponding Author: jmdona@uma.es

Introducción

Los datos recopilados en los sistemas de registro dosimétricos son claves a la hora de analizar y obtener resultados fiables, reduciendo la incertidumbre estadística. Para ello son indispensables la minería de datos y el BigData. En la actualidad DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), estándar de almacenamiento de información implementado en 1993, permite la transmisión, tratamiento e impresión de archivos de imágenes biomédicas con un informe completo, incluyendo información del paciente, del estudio realizado e incluso del equipo radiológico y magnitudes dosimétricas.

Material y Métodos

Este trabajo se basa en el análisis de datos recopilados en los proyectos DOPOES I (2011-14) y DOPOES II (2017-actualidad), para determinar la frecuencia de estudios y las dosis poblacionales en España como consecuencia de procedimientos radiológicos. Se han analizado prácticamente la totalidad de sistemas de información radiológica (RIS-PACS) existentes en España (Philips, Siemens, Canon-Toshiba, Agfa, General Electric, etc), considerando más de 500 procedimientos radiológicos codificados, de los que se han obtenido unos 10 millones de datos de 55 hospitales públicos y privados correspondientes a 17 CCAA.

Los equipos técnicos multidisciplinarios (Unidades de Radiología, Radiofísica y Protección Radiológica e Informática) han aportado la información de dosis de los pacientes y facilitado el acceso a los sistemas de información hospitalaria (HIS), RIS y PACS, así como al equipamiento radiológico, siguiendo la metodología propuesta en DOPOES I.

Resultados

La información registrada en la cabecera DICOM, en un porcentaje significativo de casos tratados, es incompleta y/o errónea en algunos de sus campos, por ejemplo, fallos en la codificación correcta de las pruebas, datos del paciente (edad y sexo). Todo ello dificulta la explotación automática de esta información. Las causas pueden ser técnicas en la adaptación de los equipos radiológicos, de integración entre los diferentes sistemas de información que intervienen y también de recursos humanos, cuando no se introducen bien los datos en cada paciente y/o procedimiento.

Conclusiones.

El problema se localiza en la integración entre los sistemas HIS-RIS-PACS, más centrados en la gestión eficiente de pacientes (citas) frente a sus datos de salud (los registros se suelen limitar a demográficos, sin incluir otras características del paciente). Proponemos actuar sobre los siguientes

aspectos:

1. Automatizar y completar la carga de datos en la cabecera DICOM, a través de su integración completa con los sistemas de información hospitalaria, minimizando la introducción-configuración manual por parte de los operadores.
2. Optimizar los procedimientos de verificación de los datos de los pacientes, así como de las técnicas exactas realizadas.
3. Implicar a la industria para que los equipos radiológicos incorporen sistemas y tecnología ya existentes de detección automática para las regiones anatómicas que se van a explorar y su correspondencia con el procedimiento programado para evitar errores en los registros entre otros factores.

Pósteres Radiodiagnóstico / 384

BÚSQUEDA DE UN PROCEDIMIENTO ALTERNATIVO PARA AJUSTAR LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE UN SISTEMA DE IMAGEN

Autores: Àngel Forner Forner¹ ; Marc Gómez Prieto² ; Dúnia Jové Teixidó² ; Carlota Monfà Binefa¹ ; Antonio Ota Palacín¹ ; Laura Ruz Uclés¹ ; Sonia Serrano Zabaleta¹ ; Antonia Ot Estable² ; Susana Badorrey Gomicia^{None} ; Óscar Ripol Valentín³

¹ Hospital Universitari Arnau de Vilanova

² Hospital Universitari Arnau de Vilanova

³ Hospital Universitari Arnau de Vilanova e Institut de Recerca Biomèdica de Lleida

Corresponding Authors: anforfor@live.com, aotalpalacin@gmail.com

Introducción:

El Control Automático de la Exposición (CAE) permite controlar la dosis requerida por el equipo para formar la imagen. La Función de transferencia (FDT) relaciona algún parámetro de la imagen con la dosis en el receptor. Conocer la FDT permite realizar algunas pruebas del control de calidad del CAE prescindiendo del detector externo, lo cual simplifica el montaje experimental y lo hace menos dependiente de condiciones de medida. En el procedimiento estándar para encontrar la FDT, se coloca un maniquí de PMMA alejado del receptor de imagen para minimizar contribución de la radiación secundaria. La intención de este trabajo es encontrar una alternativa más funcional al montaje de varios cm de PMMA suspendido sobre el receptor de imagen.

Material y métodos:

Buscamos un espesor de aluminio que, atravesado por un haz de RX 80kVp, proporcione un espectro equivalente al del PMMA utilizando el generador de espectros de Siemens (<https://www.oem-xray-components.siemens.com/x-ray-spectra-simulation>). Relacionaremos la información del indicador de dosis del receptor de imagen con la dosis medida con un detector externo, mediante el procedimiento estándar, que usa como medio atenuante el PMMA, y mediante el procedimiento alternativo, usando un bloque de aluminio de 1 cm de espesor montado en el cabezal del tubo de RX i fabricado por el servicio de Mantenimiento de nuestro hospital. Compararemos las funciones de transferencia obtenidas.

Resultados:

El espectro teórico generado con un espesor de Al de 1 cm de la aleación 5083 resultó similar al obtenido con 17 cm de PMMA (ver gráfico). La energía promedio obtenida en el espectro fue de EAl=51,80 keV para el aluminio y EPMMA=52,32 keV para el PMMA.

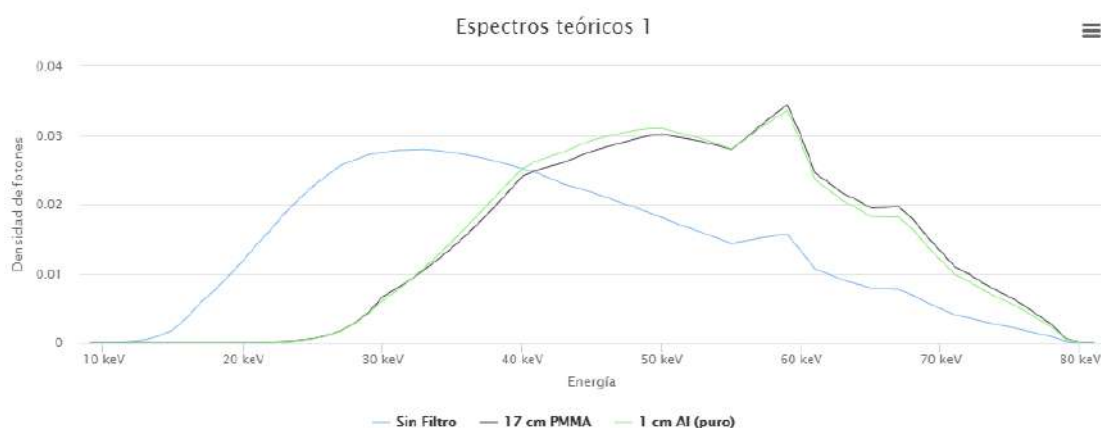


Figure 327: enter image description here

Los ajustes encontrados para la dosis en μGy con el indicador de dosis del CR fueron $FDT(PMMA) = 5,482 * IE - 27,488$ y $FDT(Al) = 5,365 * IE - 26,862$

Discusión:

Los ajustes encontrados tienen un comportamiento lineal similar. Puede existir una incertidumbre asociada intrínsecamente a la combinación Al-PMMA debido a la variación en la composición de los materiales.



Figure 328: Detalle del bloque de aluminio utilizado al lado de 17 cm de PMMA de 30 cm x 30 cm.

Conclusiones:

Como puede encontrarse en la literatura, la FDT permite obtener información de la dosis en el receptor de imagen prescindiendo de un detector o sonda externa. Es aplicable a receptores digitales directos o indirectos, aunque puede requerir un indicador de dosis diferente.

Este método es adecuado para realizar parte de los controles de calidad del CAE sustituyendo el PMMA por aluminio, que se puede anclar fácilmente en el cabezal de tubo de RX, simplificando así el procedimiento.

Pósteres Radiodiagnóstico / 724**Estudio de la dosis depositada por Tomografía Computarizada de tórax en pacientes pediátricos de dos años de edad.**

Autor: Marcel Frederico¹

Co-autores: Eduardo Peter Monzo ; Víctor Hugo Ezquerro Cuccarese² ; Alejandro Nader³ ; Yolma Banguero Villegas¹ ; Hugo Cerecetto Meyer⁴ ; Arnaldo Prata Mourao⁵

¹ *Centro de Investigaciones Nucleares*

² *Hospital de Clínicas Udelar*

³ *OIEA*

⁴ *Universidad de la República*

⁵ *Universidad Federal de Minas Gerais*

Corresponding Author: frederico242@gmail.com

Objetivo: El objetivo de este trabajo fue estudiar las distribuciones de dosis absorbida generadas en pacientes pediátricos de dos años de edad debido a estudios de Tomografía Computarizada (TC) de tórax, observando como las mismas dependen de los parámetros utilizados para efectuar la técnica y del tipo de tomógrafo utilizado.

Materiales y métodos: Se han utilizado dos tomógrafos de 128 (tomógrafo 1) y 64 (tomógrafo 2) canales respectivamente pertenecientes a dos centros médicos. Fueron obtenidos los valores de Kerma en aire/PMMA ponderado (Ca,PMMA,w) medidos mediante cámara de ionización, utilizando un fantoma de PMMA diseñado para representar el tórax de un niño de dos años de edad. Mediante el uso de películas radiocrómicas del tipo GAFHCROMIC XRQA2 fueron medidos los perfiles de dosis absorbida dentro del fantoma pediátrico, colocando tiras dentro los cinco orificios que el maniquí posee (Fig 1). Estas medidas han sido efectuadas para cada tensión de tubo en cada tomógrafo encontrando las curvas de calibración para las películas radiocrómicas que relacionan dosis absorbida en función del valor de gris producto de la irradiación de las mismas.

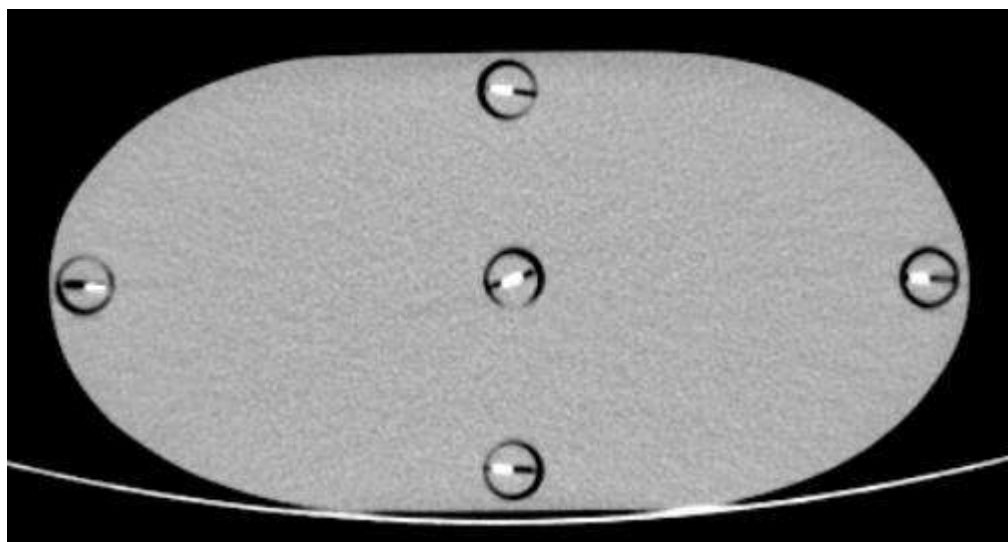


Figure 329: Corte central del fantoma pediátrico de dos años de edad con tiras de películas radiocrómicas en su interior.

Resultados: Tanto los valores de $Ca, PMMA, w$ como los perfiles de dosis obtenidos revelan que un aumento de tensión de tubo genera un aumento no lineal de la dosis independientemente del tomógrafo utilizado, este aumento además es lineal con la corriente de tubo. Cada tomógrafo genera niveles diferentes de dosis. Se evidencia que el tomógrafo 1 es el que genera distribuciones con valores mayores de dosis para todas las tensiones de tubo. Esto también se evidencia si se observan los valores de $Ca, PMMA, w$. Al disminuir la tensión de tubo se observa un incremento en la diferencia de estos índices al comparar los valores obtenidos para ambos tomógrafos. Las distribuciones de dosis muestran el mismo comportamiento. Al utilizar factores de “pitch” menores a 1 se ha observado dosis mayores, este comportamiento se evidencia en los perfiles de dosis.

Discusión:

El aumento de dosis con respecto a la tensión y a la corriente de tubo evidencia la importancia en la selección de estos parámetros al momento de efectuar la técnica. La diferencia de dosis generadas por tomógrafos distintos al aplicar la misma técnica implica la necesidad de optimización teniendo en cuenta cada aparato. El uso de factores de “pitch” menores a 1 implica re-irradiación de zonas anatómicas teniéndose dosis innecesariamente altas.

Conclusiones:

Se concluye que la dosis recibida por el paciente está ligada a la tensión y la corriente de tubo, el “pitch”, entre otros parámetros físicos. Dos tomógrafos diferentes pueden generar distribuciones de dosis diferentes, con valores de dosis que no son similares aun aplicando el mismo protocolo. La optimización de La optimización de protocolos para pacientes pediátricos debería tener en cuenta estos aspectos de forma de asegurar la protección radiológica de los mismos.

Pósteres Radiodiagnóstico / 262

Validación de un algoritmo de ajuste no lineal para deconvolución del modelo de Tofts extendido en exploraciones DCE-CT

Autores: Félix Navarro Guirado¹; José A. Martín-Viera Cueto¹; Pedro Galán Montenegro²

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria Hospital Regional Universitario de Málaga

² UGC Radiofísica Hospitalaria, Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: josea.martinv.sspa@juntadeandalucia.es

1.- Introducción:

La obtención de biomarcadores de perfusión para el realce de contraste dinámico (DCE-CT) se puede realizar utilizando varios modelos farmacocinéticos. El modelo de Tofts extendido se puede utilizar para regiones bien perfundidas y con fracción vascular no despreciable, siendo éste un modelo utilizado con frecuencia. Para la obtención de sus parámetros es necesario realizar la deconvolución de la función de transferencia del modelo conociendo la concentración de contraste medida en el tejido ($C_t(t)$) y de la medida en vaso que irriga la región ($C_p(t)$). Uno de los procedimientos para realizar la deconvolución es el ajuste no lineal de $C_t(t)$.

2.- Material y métodos:

Se creó un objeto digital de referencia (ODR) formado por una secuencia de imágenes $C_t(t)$ con frecuencia de muestreo de 1 s. $C_p(t)$ se midió en la arteria cerebral media de un paciente durante 90 s usando una frecuencia de muestreo de 1 s en una serie de imágenes dinámicas de CT a 80 kV. $C_t(t)$ se obtiene mediante la convolución de la función de transferencia del modelo de Tofts extendido (ecuación 1) con la curva $C_p(t)$.

Los parámetros del modelo para la generación del ODR varían espacialmente con cada coordenada. El parámetro de transferencia K^{trans} varía desde 0 ml/min/100 ml hasta 65 ml/min/100 ml, la fracción de volumen vascular v_p varía desde el 0% hasta el 20% mientras que la fracción de volumen extravascular y extracelular v_e se mantiene al 30%. Para realizar el ajuste no lineal del valor $C_t(t)$ de cada vóxel del ODR se creó un programa en lenguaje R que utiliza la función `nls.lm` del paquete `minpack.lm`, esta función itera según el algoritmo de Levenberg-Mardquart. Se definió como función objetivo de la minimización la suma de las diferencias al cuadrado entre el resultado de la convolución y $C_t(t)$. Al resultado se añadió ruido gaussiano blanco de 20 UH de desviación estándar y media 0 para obtener 5000 ODR y realizar repeticiones del proceso de ajuste. Con los 5000 resultados se obtuvo el diagrama de violín.

$$h(t) = v_p + K^{trans} \cdot e^{\frac{K^{trans}}{v_e}} \quad (\text{ecuación 1})$$

3.- Resultados:

En la figura 1 se muestra el diagrama de violín de los valores v_p y K^{trans} obtenidos, especificando el valor más probable y la desviación estándar.

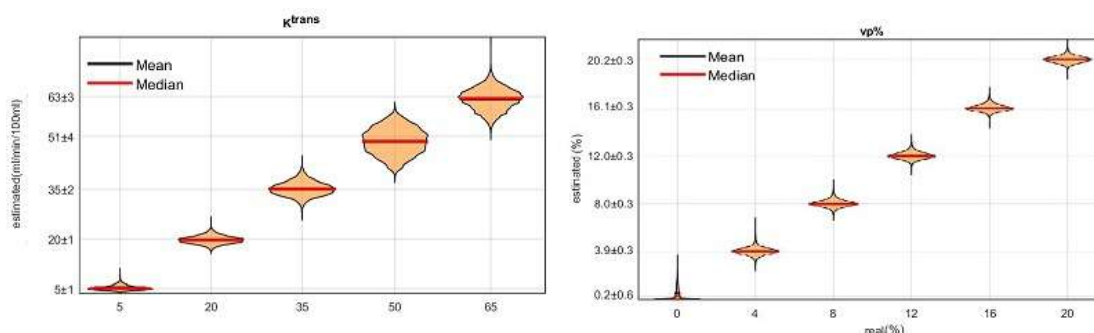


Figure 330: Diagramas de violín de los parámetros ajustados en presencia de ruido blanco con 20 UH de desviación estándar y $v_e = 30\%$

4.- Discusión:

Para un valor intermedio de v_e , donde los gradientes de la ecuación ajustada permiten un buen comportamiento del algoritmo de ajuste y en presencia de un valor de ruido similar al de las condiciones reales, se obtienen resultados centrados en los valores esperados (exactitud del orden del 2%) y una desviación típica que crece con el valor de K^{trans} , mientras que para v_p se mantiene constante excepto para el caso $v_p=0\%$, caso en que asciende al 6%.

5.- Conclusiones:

En condiciones reales es posible obtener con exactitud y precisión los mapas paramétricos del modelo DCE-CT usando un algoritmo de ajuste no lineal.

Reducción de dosis a los pacientes tras la implementación de la Reconstrucción Iterativa IDOSE4.

Autores: Pedro Ruiz Manzano¹ ; Fco. Javier Jiménez Albericio² ; Sonia Serrano Zabaleta² ; Alejandro Barranco López² ; Beatriz Chover Díaz² ; Pablo Ortega Pardina²

¹ HCU Lozano Blesa Zaragoza

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

Corresponding Authors: pruizm@salud.aragon.es, , ,

INTRODUCCION

Desde que se instaló en 2008 el equipo TC Philips Brilliance 64 en nuestro hospital se observó que, para que los radiólogos tuvieran una calidad de imagen aceptable para el diagnóstico, los valores de Índice de dosis CT ponderado volumétrico (CTDIvol) de las exploraciones de cráneo, tórax, abdomen-pelvis y tórax-abdomen-pelvis eran superiores a los valores recomendados y/o ideales propuesto en el Protocolo Español de 2011. Los valores de producto dosis longitud (PDL) estaban siempre por debajo de los valores de referencia. Desde el servicio de Física y Protección Radiológica se informó de esta situación y se recomendó revisar los protocolos e implementar la reconstrucción iterativa en este equipo. En abril de 2018 se implementó la reconstrucción iterativa IDOSE4 y se ajustaron los protocolos para reducir las dosis que reciben los pacientes conservando la calidad de imagen.

MATERIAL Y MÉTODO

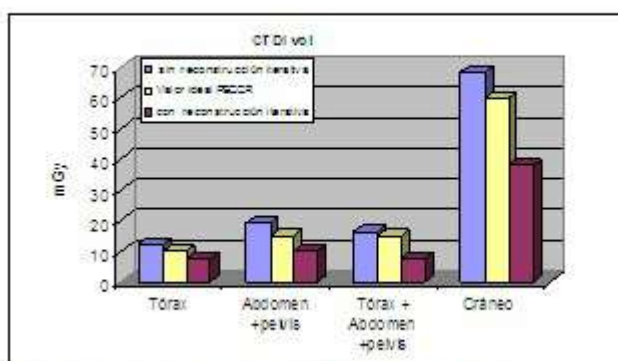
Durante años se estimó la dosis que recibían los pacientes tomando los datos técnicos de las exploraciones de más de 20 pacientes de cada tipo de exploración evaluando el CTDIvol y el PDL. Entre abril y mayo, el técnico de aplicaciones junto con los radiólogos y técnicos del equipo ajustaron los protocolos reduciendo los mA por corte y ajustando los niveles de reconstrucción iterativa para que la calidad de imagen se conservara. Tras varios meses de uso, en septiembre de 2018 se volvió a evaluar las dosis de los pacientes tras la implementación de IDOSE4. Según el fabricante, utilizando la última generación de algoritmos iterativos, IDOSE4 propone tanto una reducción de dosis de hasta el 80% como un aumento de la calidad de imagen en resolución espacial (68%) y resolución de bajo contraste (51%), prevención de artefactos, reducción del Ruido Cuántico (55%) y mantenimiento del aspecto natural de la imagen original. IDOSE4 trabaja directamente en el Espacio de Proyecciones, utilizando toda la información presente en los datos de medida, e incluye al mismo tiempo modelos de formación de la imagen.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los Índices de dosis CT ponderado volumétrico (CTDIvol), Producto dosis por longitud (PDL) y dosis efectiva antes de la reconstrucción iterativa (año 2017) y después de la reconstrucción iterativa (año 2018). Como se puede apreciar, los valores de CTDIvol se han reducido considerablemente y ahora están por debajo de los valores ideales propuestos por el PECCR. El CTDIvol se ha reducido entre un 38 % (cráneo) y un 53 % (tórax, abdomen-pelvis). El PDL se ha reducido entre un 13 % (cráneo) y un 63% (tórax, abdomen-pelvis). En las graficas 1, 2 y 3 se puede observar gráficamente el cambio y la comparación de cada uno de los parámetros evaluados.

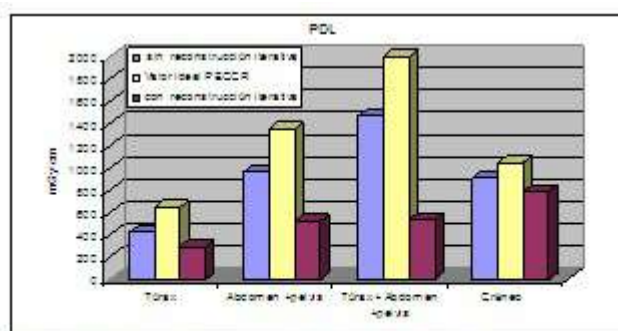
Exploración	CTDI vol (mGy) / PDL (mGy.cm) / D. Efectiva (mSv) sin reconstrucción iterativa	CTDI vol (mGy) / PDL (mGy.cm) / D. Efectiva (mSv) con reconstrucción iterativa	Valor ideal PECCR
Tórax	12.3 mGy / 420 mGy.cm / 6.7 mSv	7.6 mGy / 300 mGy.cm / 5.1 mSv	10 mGy / 650 mGy.cm
Abdomen +pelvis	19.1 mGy / 965 mGy.cm / 15.8 mSv	10.1 mGy / 526 mGy.cm / 7.9 mSv	15 mGy / 1350 mGy.cm
Tórax + Abdomen +pelvis	16.5 mGy / 1463 mGy.cm / 18.6 mSv	7.7 mGy / 536 mGy.cm / 8 mSv	15 mGy / 2000 mGy.cm
Cráneo	68.3 mGy / 915 mGy.cm / 2 mSv	38.1 mGy / 792 mGy.cm / 1.8 mSv	60 mGy / 1050 mGy.cm

Tabla 1. CTDI vol, PDL y dosis efectiva; antes de la reconstrucción iterativa (año 2017) y después de la reconstrucción iterativa (año 2018).

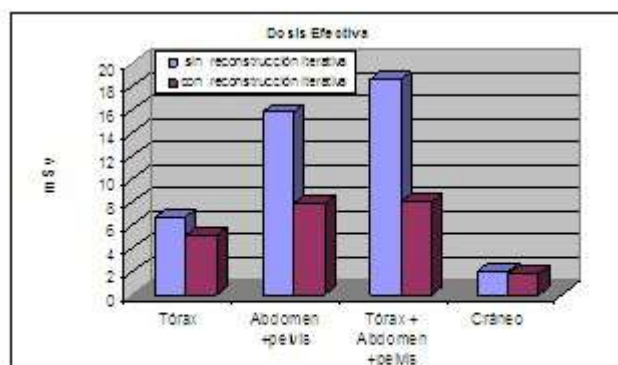


Gráfica 1. Cambio y comparación de los valores de CTDI vol.

Figure 331: enter image description here



Gráfica 2. Cambio y comparación de los valores de PDL.



Gráfica 3. Cambio de los valores de dosis efectiva.

Figure 332: enter image description here

CONCLUSIÓN

Tras la implementación de la reconstrucción iterativa IDOSE4 en un equipo TC Philips Brilliance 64 se ha conseguido una importante reducción de los indicadores de dosis de los pacientes y, por lo tanto, una reducción significativa de la dosis efectiva para todas las exploraciones realizadas en este TC.

Pósteres Radiodiagnóstico / 117

Implementación QATrack+ para el control de calidad en radiodiagnóstico y medicina nuclear

Autores: Eduard Massana Melchor¹ ; Daniel Jimena Hermosilla² ; Juan Luis Osorio Ceballos¹ ; Julio Almansa López¹

¹ Hospital Virgen de las Nieves. Granada

² Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada

Corresponding Author: eduardmassana@gmail.com

Introducción

QATrack+ es una aplicación web gratuita y libre para el registro y seguimiento del control de calidad en radioterapia y radiodiagnóstico.

Sus características principales incluyen:

- Capacidad de definir pruebas de control de calidad, definiendo el tipo de datos a introducir, la

periodicidad, valores de referencia, tolerancia y niveles de acción. Así como notificaciones en caso de que éstos se superen.

- Creación de gráficos de tendencia con opciones para el filtrado de los datos y exportación.
- Gestión de niveles de acceso (usuarios y grupos). Privilegios de realización de los controles, revisión, edición, etc.

El objetivo de este trabajo es la implementación en nuestro hospital de QATrack+ para la realización y registro de algunas pruebas en el ámbito de radiodiagnóstico (incluyendo equipos convencionales, mamografía y CT) y medicina nuclear (SPECT y PET). De esta forma estructuramos adicionalmente un sistema de controles periodicos en las distintas unidades de forma conjunta los técnicos de los diferentes equipos.

Material y métodos

QATrack+ se ha instalado en una máquina virtual del hospital Virgen de las Nieves con SO Ubuntu 18.04 y PostgreSQL como base de datos. Adicionalmente se ha podido configurar QATrack+ para permitir el acceso desde cualquier puesto de trabajo del SAS en la provincia de Granada (Hospitales y Áreas de Gestión Sanitaria).

En una primera fase, se han definido una serie de pruebas para los distintos equipos:

- Convencional: CAE, DAP.
- Mamografía: exactitud del espesor de compresión, técnica en paciente de referencia (maniquí patrón).
- CT: uniformidad, ruido, valor de HU, espesor de corte.
- SPECT: uniformidad extrínseca e intrínseca, resolución temporal y espacial, sensibilidad.

Se pretende que, a medida que se avance en el uso de QATrack+ y se mejore el conocimiento del mismo, se puedan introducir nuevas pruebas.

Los datos de registro para los diferentes controles pueden ser de varios tipos: valores numéricos, cadena de caracteres, valores booleanos o subida de ficheros (imágenes, datos). Algunas de las pruebas requerirán el registro manual del resultado mientras que las asociadas a la subida de ficheros requieren el análisis del mismo (imagen o datos) tras la subida a QATrack+ (las imágenes se habrán copiado desde el PACS) mediante la definición de scripts en Python integrados en QATrack+.

The screenshot displays the QATrack+ web application interface. The top navigation bar includes 'Perform QA', 'Review Data', 'Service Log', and 'Trends and Analysis'. The main content area is titled 'Admin Options' and contains several input fields for 'Work started:', 'Work duration:', 'Work completed:', and 'Set Status:'. Below this, there is a section for 'Perform Symbia : Uniformidad planar intrínseca' which includes a table with columns: Category, Name, Value, Skip, Status, Comment, and Reference History. The table lists two entries: 'GCP - Uniformidad planar intrínseca - IU' with a value of 'upload' and status 'Success', and 'GCP - Uniformidad planar intrínseca' with a value of '99.9057' and status '180.77%'. There are also buttons for 'Attachments' (Browse), 'Mark this list as still in progress', and 'Submit QA Results'. At the bottom, there is a 'Comments' section with a text area for adding comments.

Category	Name	Value	Skip	Status	Comment	Reference History
GCP - Uniformidad planar intrínseca - IU		upload		Success		No Ref
GCP - Uniformidad planar intrínseca		99.9057		180.77%		No Tol

Figure 333: Ejemplo de realización de un control, en este caso, para la uniformidad planar intrínseca de una gammacámara.

```

import pydicom
import os
import datetime
import numpy as np

gcp_upe_iu=[]
file=BIN_FILE
f=pydicom.dcmread(file)
for file in path:
    f=pydicom.dcmread(path_str+file_name)
    if f.SeriesDescription=="Uniformidad":
        # Load dimensions based on the number of rows, columns, and slices (along the Z axis)
        ConstPixelDims = (int(f.Rows), int(f.Columns))
        ConstPixelSpacing = (float(f.PixelSpacing[0]), float(f.PixelSpacing[1]))
        x = np.arange(0.0, (ConstPixelDims[0]+1)*ConstPixelSpacing[0], ConstPixelSpacing[0])
        y = np.arange(0.0, (ConstPixelDims[1]+1)*ConstPixelSpacing[1], ConstPixelSpacing[1])
        xcentro=ConstPixelDims[0]
        ycentro=ConstPixelDims[0]
        pixelvalues=f.pixel_array
        pixelvaluesrenorm=np.empty([f.Rows,f.Columns])
        counts=[]
        for a in range(0,f.Rows-1):
            for b in range(0,f.Columns-1):
                pixelvaluesrenorm[a][b]=pixelvalues[a][b]+32768
                if pixelvaluesrenorm[a][b]>0:
                    counts.append(pixelvaluesrenorm[a][b])
        maximum=max(counts)
        minimum=min(counts)
        UI=100*(maximum-minimum)/(maximum+minimum)
        gcp_upe_iu.append(round(UI,4))
    else:
        print("La imagen no es la de la prueba")

```

Figure 334: Script escrito en Python para obtener la uniformidad extrínseca integral

Conclusiones

QATrack+ resulta ser una herramienta muy versátil y con un gran potencial para ayudar en el proceso de garantía de calidad de los equipos (registro, procesado de datos, etc).

Al tratarse de software libre se requiere un importante trabajo inicial para ponerlo en marcha pero lleva también aparejado una mayor capacidad de personalización, pudiendo realizar todo tipo de pruebas para cualquier maniquí o equipamiento de medida.

Pósteres Radiodiagnóstico / 47

ESTIMACIÓN RÁPIDA DE LA DOSIS ABSORBIDA POR LOS ÓRGANOS DURANTE UNA TOMOGRAFÍA CON EL ESCÁNER DISCOVERY ST8

Autor: Saul Serrano Aguirre¹

¹ SOLCA - Matriz

Corresponding Author: saul.serrano.aguirre@gmail.com

Introducción: Para evaluar el riesgo beneficio de una exposición clínica con radiaciones ionizantes en el escáner «Discovery ST8» del Hospital SOLCA – Matriz de la ciudad de Guayaquil, se estimó la dosis media absorbida en los tejidos.

Métodos: Como primer paso para establecer las condiciones actuales del tomógrafo, se determinó la calidad de la imagen para los distintos protocolos de adquisición de imágenes, mediante pruebas de calidad de imagen.

Para determinar la dosis absorbida de una forma rápida, se empleó las dosis en órganos normalizadas en el eje de rotación del tomógrafo, obtenidas de las simulaciones Monte Carlo de la publicación *NRPB SR250*. Para elegir la serie de Monte Carlo que mejor se adapte a las características de radiación del escáner del Hospital SOLCA - Matriz, usamos el programa «CTDosimetry» que permite comparar las características dosimétricas del tomógrafo con los que están en la publicación *NRPB SR250*, mediante el factor «ImPACT Factor» el cual se calcula con medidas de $CTDI_{100}$.

Conclusiones: Se implementó una metodología para la estimación rápida de la dosis media que reciben los órganos de los pacientes, cuando se realizan una tomografía en el escáner «Discovery ST8», para esto se debe introducir en el programa «CTDosimetry», que contiene la información del escáner del hospital, los parámetros de irradiación utilizados para la adquisición de las imágenes del paciente. Estos parámetros están incluidos en cada protocolo, pero el operador puede cambiarlos, por lo que se debe verificar los valores del: kV, mAs, «pitch», rotación del tubo de rayos X, colimación del haz, además, sobre el maniquí antropomórfico se debe indicar la longitud de la tomografía que se realizó, de tal manera, que se seleccione todos los órganos del paciente que se irradiarán.

Las dosis estimadas que reciben los pacientes, cuando se realizan estudios con los protocolos clínicos establecidos, mostró diferencias entre los órganos afectados. En la región de la cabeza, los lentes de ojos reciben la menor dosis, entre 12 y 17 *mGy*, mientras que la tiroides recibe la mayor dosis, entre 17 y 25 *mGy*; en la región del tórax, los senos reciben la menor dosis entre 5.2 y 7.2 *mGy*, mientras que los pulmones reciben la mayor dosis entre 6.9 y 9.6 *mGy*; en la región de la pelvis, el colon recibe la menor dosis entre 4.6 y 8.1 *mGy*; además, en el caso de los hombres, los testículos reciben la mayor dosis entre 14.0 y 8.0 *mGy*, mientras que en las mujeres, la vejiga urinaria es la que recibe la mayor dosis entre 13 y 7.2 *mGy*.

Pósteres Radiodiagnóstico / 422

INFLUENCIA DE LA POSICIÓN DEL EXPOSÍMETRO AUTOMÁTICO EN LA DOSIS GLANDULAR Y LA CALIDAD DE IMAGEN EN UN MAMÓGRAFO CR

Autores: Jaime Gordillo Cerezo¹ ; Francisco Javier Casado Villalón² ; Miguel Pérez González³

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

² UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

³ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga.

Corresponding Author: jaime.gordillo.sspa@juntadeandalucia.es

Objetivo

Comprobar las variaciones en la dosis glandular promedio (DGP) debidas a la posición del exposímetro en un mamógrafo GE Senographe Essential, valorando su repercusión en la calidad de imagen.

Método

Se ha medido la DGP para espesores de 2 a 7 cm empleando un maniquí de láminas de PMMA. Para cada espesor se mide la DSE en las cinco posiciones del exposímetro con un detector PTW T60004 conectado a un electrómetro PTW DIADOS E T11035.

La implicación en la calidad de imagen se ha analizado con un maniquí CIRS 011A. También se ha medido la fluencia del haz en dirección pared costal-columna con una película Gafchromic XR-QA2.

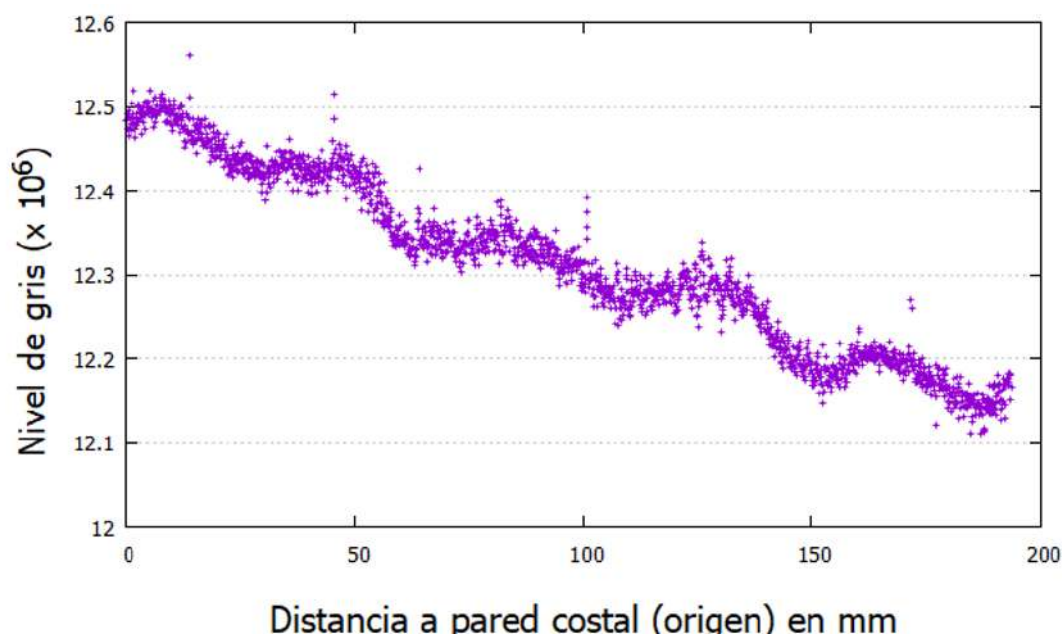


Figure 335: Perfil de nivel de gris en la dirección pared costal – columna con película radiocrómica.

Resultados

En el modo de trabajo STD AUTO el exposímetro automático regula la técnica en función del espesor de PMMA, la asimetría del haz de radiación y el efecto anódico. La suma de los dos últimos es responsable de la disminución de la fluencia del haz en la dirección pared costal-columna del equipo (Figura 1).

Para un espesor de PMMA al desplazar el exposímetro desde la pared costal el equipo compensa la disminución de la fluencia del haz incrementando la carga del tubo. Esto implica un aumento de la DGP (Tabla 1), que en algunos casos supera la DGP considerada por el PECCR X para la posición más cercana a pared costal.

Espesor PMMA (cm)	Posición del exposímetro					Valores DGP PECCR X para la posición próxima a la pared costal
	1	2	3	4	5	
2	0,6±0,1	0,6±0,1	0,7±0,1	0,7±0,1	0,8±0,1	≤ 1 mSv
3	1,1±0,2	1,2±0,2	1,2±0,17	1,3±0,2	1,4±0,2	≤ 1,5 mSv
4	2,0±0,3	2,1±0,3	2,2±0,3	1,7±0,2	1,9±0,3	≤ 2 mSv
4,5	2,0±0,3	2,1±0,3	2,3±0,3	2,4±0,3	2,3±0,3	≤ 2,5 mSv
5	2,9±0,5	3,0±0,4	3,2±0,4	3,4±0,5	3,8±0,5	≤ 3 mSv
6	4,2±0,6	4,2±0,6	4,5±0,6	4,8±0,7	5,3±0,7	≤ 4,5 mSv
7	4,1±0,6	4,1±0,6	4,1±0,6	4,2±0,6	4,4±0,6	≤ 6,5 mSv

Figure 336: DGP (mSv) para diferentes espesores de PMMA y todas las posiciones del exposímetro.

La calidad de imagen resulta ser aceptable para todas las posiciones del exposímetro, si bien debido a las mayores corrientes de tubo, mejora ligeramente para las posiciones 4 y 5.

Conclusiones

Para un espesor dado de PMMA, la posición del exposímetro modifica la técnica debido al efecto anódico y la asimetría del haz. Esto implica una mayor DGP para posiciones más alejadas de la

pared costal. La clidad de imagen no se ve afectada sustancialmente al cambiar la posición del exposímetro.

Este aumento de DGP para el maniquí estudiado se vería compensado para una mama real porque su anatomía tiende a compensar la caída de fluencia del haz.

Bibliografía

1 SEFM, SEPR, SERAM. (Revisión 2011). Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

Pósteres Radiodiagnóstico / 205

Impacto de la reconstrucción iterativa en los niveles de referencia de TC pediátricos.

Autores: Roser Fayos-Solà Capilla¹ ; Paula García Castañón¹ ; Alberto Viñals Muñoz¹ ; Cristina Ansón Marcos² ; M^a Luisa España López¹

¹ H.U.La Princesa

² Hospital Universitario de La Princesa

Corresponding Author: roser.fayossola@salud.madrid.org

Introducción

El número de procedimientos de tomografía computarizada (TC) aumenta cada año a causa de su alto rendimiento diagnóstico, por lo que la optimización en este procedimiento es importante, especialmente en pacientes pediátricos. Por ello, los estados miembros deben asegurar el establecimiento y revisión periódica de niveles de referencia diagnósticos (DRLs), herramienta clave para la optimización en radiodiagnóstico.

La retroproyección filtrada (FBP) se ha utilizado durante décadas como herramienta de reconstrucción de imágenes TC por su velocidad y simplicidad, aunque es un método muy dependiente de la dosis al paciente en cuanto a la generación de ruido en la imagen. Sin embargo, los métodos de reconstrucción iterativa (IR), permiten mejorar la calidad de imagen, manteniendo la dosis de radiación recibida por el paciente, o incluso disminuyéndola.

El objetivo de este estudio es la valoración del impacto en los DRLs locales (LDRL) en TC pediátrico tras la implementación de la reconstrucción iterativa y comparación con niveles anteriores de la instalación.

Materiales y métodos

El trabajo ha sido realizado en una unidad Phillips Brilliance CT de un Hospital pediátrico tras la implementación de la reconstrucción iterativa iDose4. Los exámenes que han sido considerados en este estudio son TC de tórax y cráneo, y se han valorado los parámetros de calidad de imagen de contraste, ruido y resolución. Los indicadores dosimétricos utilizados son el Producto Dosis Longitud (DLP) y el índice de dosis en TC (CTDIvol), obtenidos directamente de la consola del equipo. Asimismo, se ha utilizado una muestra de 301 pacientes distribuidos en cuatro grupos de edad: <1 años, [1,5) años, [6,10) años y >11 años. Para cada grupo se ha calculado el percentil 75 de ambas magnitudes.

Los valores obtenidos con IR han sido comparados con los LDRLs previos, establecidos con FBP, y con los DRLs nacionales (NDRLs) del proyecto DOPOES expresados en términos de DLP. Para garantizar la calidad de imagen se ha utilizado un maniquí Catphan 500.

Resultados

Se han conseguido reducciones de dosis significativas con la IR para ambos protocolos, manteniendo constantes los parámetros físicos de calidad de la imagen establecidos. El DLP se ha reducido entre un 21 % y un 48 % en cráneo y entre un 32 % y un 46 % en tórax, mientras que el CTDIvol entre un 47 % y 57 % en cráneo y entre un 35 % y 54 % en tórax. El grupo de edad donde mayor beneficio se consigue con la optimización de los protocolos es el de menores de 1 año.

Por otro lado, si comparamos los LDRLs actualizados con los nacionales, obtenemos que son siempre inferiores a estos, entre un 10 % y un 41 % para cráneo, y entre un 27 % y 47 % para tórax.

Conclusiones

La incorporación de la reconstrucción iterativa en procedimientos de TC pediátricos de tórax y cráneo supone una disminución significativa de la dosis de radiación recibida por el paciente, garantizando la calidad de imagen diagnóstica. Esta optimización debe verse reflejada en los niveles de dosis de referencia locales establecidos.

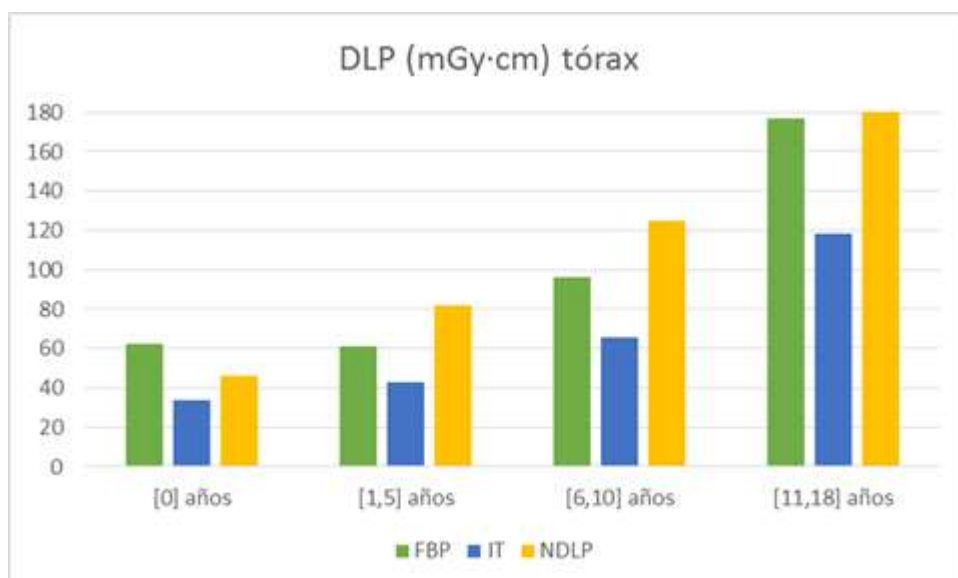


Figure 337: DRL de tórax categorizados por edad para distintos métodos de reconstrucción

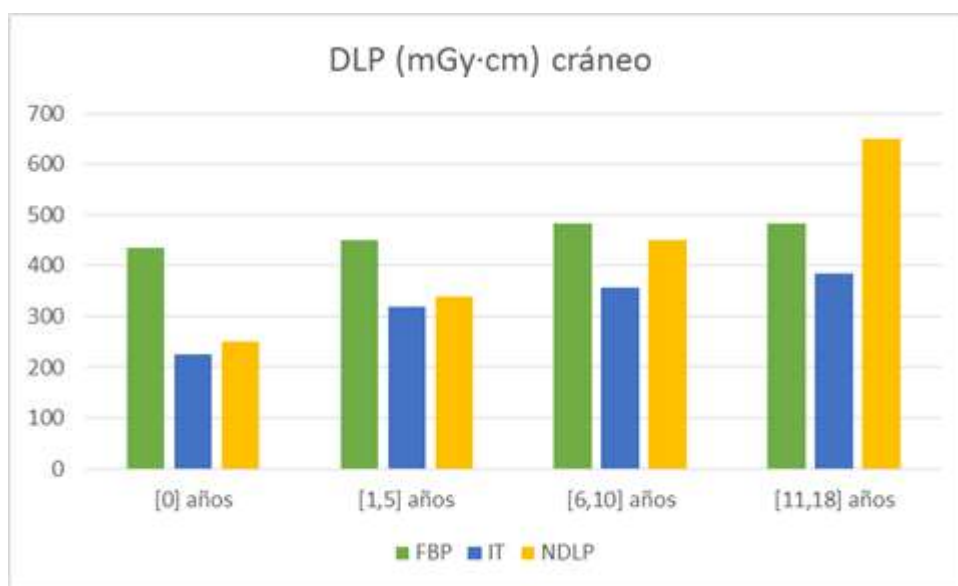


Figure 338: DRL de cráneo categorizados por edad para distintos métodos de reconstrucción

Pósteres Radiodiagnóstico / 167

Utilización de Material de Protección en Exploraciones Simples en Radiodiagnóstico Pediátrico

Autores: IDOIA EGOZCUE CIGA^{None} ; JOSE MANUEL IZCUE ARGANDOÑA¹

¹ SERVICIO DE RADIOFISICA Y PROTECCION RADIOLOGICA SNS-OSASUNBIDEA

Corresponding Author: jm.izcue.argandona@navarra.es

INTRODUCCION:

“Utilización de Material de Protección en Exploraciones Simples en Radiodiagnóstico Pediátrico
“

La estimación de las dosis absorbidas en órganos en exploraciones susceptibles de emplear protección en los nuevos equipos de RX, así como la revisión de los factores de riesgo de enfermedades hereditarias por parte de ICRP, hacen necesaria la revisión de la utilización de material plomado para la protección gonadal en el paciente pediátrico.

MATERIAL Y MÉTODOS:

El SNS-OSASUNBIDEA utiliza en la FICHA TER el conjunto de datos técnicos (kilovoltaje, miliamperaje y Producto Dosis Área) que nos permite estimar la dosis Efectiva y la dosis en órganos en los estudios de radiodiagnóstico pediátrico realizados en los equipos de rayos X.

Actualmente, el Servicio Navarro de Salud-Osasunbidea ha unificado el criterio y tomado la decisión mediante una nota técnica sobre la Utilización de Material de Protección en Exploraciones Simples de Radiodiagnóstico Pediátrico acorde con el criterio de la SEPR y la SERPE de comunicar a los TER del SNS-Osasunbidea mediante un exhaustivo estudio de datos de dosis en pediatría realizado por el Servicio de Radiofísica (RFHs: Santiago Miquelez, Fernando Caudepon, Anastasio Rubio), Jefatura de Radiología-Pediátrica (Dr. Joaquín Esparza) y el servicio de Atención al Paciente del SNS-Osasunbidea.

En aquellos casos de órganos críticos que se encuentren dentro del campo de radiación en lugar de utilizar material de protección, la reducción de dosis en dichos órganos se puede obtener realizando proyecciones P.A. en lugar de A.P.

RESULTADOS:

Se observa la ineficacia de esta protección, debido a su mal posicionamiento, en un porcentaje muy alto de pacientes, sobre todo en el caso de las niñas, ya que no se puede determinar de forma exacta la posición de los ovarios.

Además se puede originar una pérdida de información diagnóstica, o un incremento de dosis por la posible interacción del material de protección con el sistema de control automático de exposición del equipo (C.A.E.).

Las dosis absorbidas no son en ningún caso dosis elevadas.

Los efectos acumulados de la radiación y el potencial nocivo es mayor en niños que en adultos debido a:

1. La expectativa de vida de los niños.
2. La frecuencia de algunos procedimientos radiológicos.
3. La radiosensibilidad de las células en rápida división.

DISCUSIÓN:

Históricamente se colocaba un protector de solo 6 a 7 cm de ancho (2 ½ a 3 pulgadas) y 5 cm (2 pulgadas) de largo colocado directamente por encima de la sínfisis pubiana. Los protectores gonadales colocados en forma correcta reducen del 50 al 90 % la dosis de radiaciones, si las gónadas están en el campo del rayo primario.

Sin embargo, los nuevos equipos de RX, así como la revisión de los factores de riesgo de enfermedades hereditarias por parte de ICRP, hacen necesaria la revisión de la utilización de material plomado para la protección gonadal en el paciente pediátrico.

CONCLUSIÓN:

La recomendación de la NO UTILIZACIÓN DE PROTECTORES GONADALES, ya que su uso puede dificultar el correcto diagnóstico y no supone una aportación significativa en cuanto a la protección radiológica del paciente.

Pósteres Radiodiagnóstico / 700**CALCULO DE DOSIS EFECTIVA EN ESTUDIOS DE TOMOSINTESIS EN EQUIPOS DE RAYOS X CONVENCIONAL.**

Autores: Víctor Raposo Furelos¹ ; Fernando Caudepón Moreno¹ ; Daniel Martínez González¹ ; Santiago Miquelez Alonso² ; Aitor Fernandez Iglesias¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario Navarra

Corresponding Authors: vitortanke@gmail.com, fcaudepon@gmail.com

Objetivos:

Se pretende calcular el valor de dosis efectiva recibida por pacientes que han sido sometidos a estudios de tomosíntesis con equipos de radiología convencional en exploraciones de tórax y series ósea, y compararlos con los valores de dosis efectiva de estudios de radiografía convencional y de TC en las mismas localizaciones.

Material y métodos:

El equipo utilizado para realizar los estudios de tomosíntesis fue un Discovery XR656 de General Electric (GE Healthcare, Chalfont St. Giles, United Kingdom) con el módulo VolumeRAD instalado que permite realizar los estudios de tomosíntesis.

Se descargaron del PACS las imágenes adquiridas y las imágenes procesadas de los estudios de tomosíntesis. En cada estudio se realizan 60 imágenes para reconstruir el volumen. En la cabecera DICOM de cada imagen adquirida se registran todos los datos del disparo. Se ha calculado el PDA de cada estudio como la suma del PDA cada una de las 60 imágenes adquiridas.

Se ha calculado la dosis efectiva de cada estudio de tomosíntesis con el programa PCXMC 2.0 Rotation (Tapiovaara y Siistoken, STUK, Finlandia) basado en cálculos MonteCarlo. Para realizar el cálculo de la dosis efectiva se han tenido en cuenta la orientación, los parámetros técnicos y el indicador de dosis de cada una de las 60 adquisiciones.

Explotando los datos almacenados en el PACS con ayuda del programa de registro de dosis Dose (QAELUM NV, Leuven-Heverlee, Belgium) se han obtenido los valores de dosis efectiva de radiografía convencional de exploraciones de tórax PA, columna torácica LAT, columna lumbar LAT y pelvis y los valores de dosis efectiva de estudios de TC de tórax, columna lumbar, columna torácica y pelvis.

Se ha obtenido en todos los casos los valores de dosis efectiva aplicando los factores de conversión de la ICRP 60 e ICRP 103.

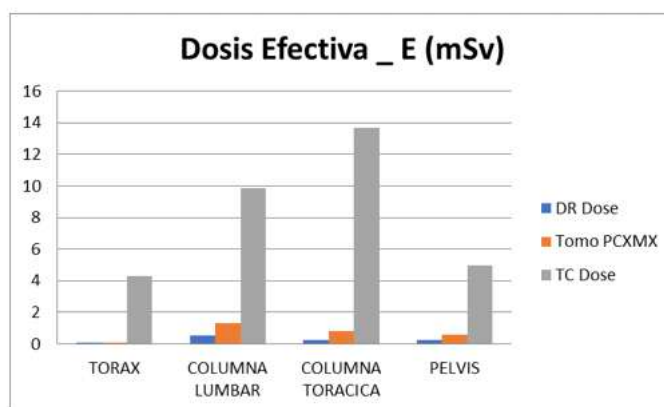
Resultados:

Los resultados de dosis efectiva obtenidos para las distintas modalidades se presentan en la Tabla 1 y en la Gráfica 1.

		DR Dose	Tomo PCXMX	TC Dose
TORAX	ICRP 60	0.025	0.064	3.64
	ICRP 103	0.027	0.071	4.29
COLUMNA LUMBAR	ICRP 60	0.534	1.272	8.733
	ICRP 103	0.511	1.333	9.833
COLUMNA TORACICA	ICRP 60	0.199	0.660	12.600
	ICRP 103	0.242	0.790	13.700
PELVIS	ICRP 60	0.262	0.977	7.421
	ICRP 103	0.251	0.565	4.991

Tabla 1.- Valores de dosis efectiva (mSv) para distintas pruebas de tórax y series óseas de columna lumbar, columna torácica y pelvis, calculados con los factores de conversión de ICRP 60 e ICRP 103.

Figure 339: enter image description here



Gráfica 1.-. Representación de los resultados la tabla 1.

Figure 340: enter image description here

Discusión:

La dosis efectiva de los estudios de tomosíntesis es mucho menor que la obtenida en estudios de TC, en especial en el caso de estudios de tórax. El aumento de dosis efectiva en tomosíntesis respecto a la radiografía convencional es mucho menor proporcionalmente que entre tomosíntesis y TC.

Conclusiones:

A nivel dosimétrico la tomosíntesis se presenta como una buena alternativa diagnóstica al TC sobretodo en estudios de tórax.

Pósteres Radiodiagnóstico / 130

Establecimiento de niveles de referencia diagnósticos en exploraciones de TC en adultos de la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia

Autores: Alfredo Serna Berna¹ ; Bonifacio Tobarra² ; David Ramos¹ ; Manuel José Buades Forner² ; Enrique García-Angosto³ ; Rafael Moreno Cano² ; Antonio García-Sánchez⁴ ; María Angeles Chans⁵ ; Jose María García Santos⁶ ; Jose Manuel Benedicto Orovig⁷ ; Fernando Mata-Colodro¹ ; Vicente Puchades¹

¹ Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena

² Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia

³ General Electric Healthcare

⁴ Universidad Politécnica de Cartagena

⁵ Hospital GU Santa Lucía

⁶ Hospital Universitario Morales Meseguer. Murcia

⁷ Hospital Universitario Santa María del Rosell. Cartagena

Corresponding Author: asernaberna@gmail.com

Objetivo

En la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia (CARM), dentro del programa de seguridad al paciente, se ha desarrollado un programa específico de seguridad radiológica del paciente, que incluye la implantación de un sistema de registro automático de la dosis de las exploraciones radiológicas.

El objetivo de esta comunicación es la de presentar los resultados obtenidos en la CARM en el establecimiento de los DRL en los 5 protocolos de TC en adultos más empleados.

Material y método

Se han empleado los datos recogidos durante el año 2016 en los 13 TCs disponibles en los 8 hospitales

públicos de la CARM (ver tabla 1). Como índices dosimétricos se han empleado el CTDIvol y el DLP.

Fabricante	Modelo	# Cortes	Año inst.	Hospital
GE	LightSpeed VCT	64	2007	A
TOSHIBA	Aquilion	16	2008	A
SIEMENS	Somatom Definition AS	64	2011	B
SIEMENS	Somatom Definition AS+	128	2011	B
GE	LightSpeed VCT	64	2007	C
GE	LightSpeed VCT	64	2007	D
SIEMENS	Somatom Emotion	16	2014	D
PHILIPS	Brilliance	16	2004	E
PHILIPS	Brilliance	6	2004	E
PHILIPS	Brilliance	16	2009	F
SIEMENS	Somatom Scope Power	16	2015	G
SIEMENS	Somatom Emotion	16	2011	H
SIEMENS	Somatom Definition AS	64	2011	H

Figure 341: Tabla 1. Equipos TC de la CARM (2016)

Previo al análisis de los datos, se realizó un proceso de estandarización de los protocolos de cada uno de los TC participantes con una lista de procedimientos estándar de la CARM, la cual fue consensuada por todos los radiólogos.

Los protocolos de TC de adulto empleados en este trabajo son: Cabeza, Tórax, Abdomen, Abdomen-pelvis y Tórax- Abdomen-Pelvis.

El DRL para cada protocolo se calcula como el percentil 75 de la distribución de las medianas de los índices dosimétricos para cada protocolo en cada TC.

Puesto que España no dispone de DRL oficial con el que compararnos, realizamos una comparación con los DRLs publicados por países de nuestro entorno (9 países), usando la mediana de los DRLs de estos países (según ICRP-135).

Resultados y discusión

Se registraron un total de 47629 estudios, siendo en orden de más a menos frecuentes: cráneo, abdomen-pelvis, tórax-abdomen-pelvis, tórax y, finalmente, abdomen.

En la tabla 2 mostramos los DRLs obtenidos en nuestro estudio, así como, a modo de comparación, los DRLs de la mediana de los países europeos.

Los DRLs de la CARM son inferiores en todos los protocolos evaluados a los DRL promedio europeos. Esto podría deberse a la antigüedad de las publicaciones empleadas, correspondientes a los últimos 10 años.

Protocolo	Número de estudios	DRL de la CARM (rango de variación entre paréntesis)		DRL promedio europeo	
		CTDIvol, mGy	DLP, mGy cm	CTDIvol, mGy	DLP, mGy cm
Cabeza	27785	47 (34-62)	779 (472-812)	60	1000
Tórax	3817	9 (5-11)	277 (139-336)	15	478
Abdomen	2221	15 (8-17)	646 (133-856)	15.5	760
Abdomen- pelvis	7518	13 (7-14)	456 (192-656)	15	700
Tórax- Abdomen- Pelvis	6288	11 (7-19)	565 (243-770)	14	1000

Figure 342: Tabla 2. DRL de la CARM y comparación con DRL europeos

En general existe una dispersión importante en las medianas de los TC, con variaciones incluso superiores al 100%. Si comparamos TCs de igual marca, modelo y año de instalación, también se han observado diferencias del 20% en algunos protocolos. Por tanto, la innovación tecnológica no es el único factor que condiciona la dosis de radiación empleada, sino que la valoración de la calidad de imagen por parte de radiólogo en las prácticas en cada centro juega también un papel influyente.

Conclusiones

Hemos obtenido niveles de referencia diagnóstico en el marco de un servicio público de salud (Región de Murcia) con ayuda de un sistema automático de registro de dosis. La metodología empleada permite identificar oportunidades de optimización de los protocolos de mayor dosis, así como identificar aquellos equipos que necesitan actualizaciones o cambios tecnológicos. Los DRLs elaborados pueden contribuir a la generación de los correspondientes DRL a nivel nacional.

Pósteres Radiodiagnóstico / 534

Dosis de Referencia en Diagnóstico de Granada. Exploraciones convencionales y de mamografía

Autores: Miguel Jiménez Melguizo¹ ; Eduard Massana Melchor² ; Diego Eduardo Burgos Trujillo¹ ; Julio Almansa López²

¹ Hospital San Cecilio. Granada

² Hospital Virgen de las Nieves. Granada

Corresponding Author: jalmansa.lopez@gmail.com

Introducción

La nueva normativa 59/2013/EURATOM, impone el uso de DRL como elemento de control de las dosis impartidas a los pacientes en las exploraciones diagnósticas y como punto de partida para el proceso de optimización de éstas. Por ello, en los hospitales de Granada se ha decidido realizar el cálculo de estos valores locales, con el fin de poder racionalizar el uso de los rayos X en nuestra provincia, comparando nuestros valores con los ya establecidos y adelantarnos a la implantación de estas medidas a nivel global.

En el presente trabajo se exponen los resultados obtenidos para exploraciones convencionales y de mamografía.

Material y Métodos

El trabajo contempla:

- Por una parte, el cálculo de las DRL para exploraciones convencionales, realizado para 3 equipos del HVN y 5 equipos del HSC, incorporando exclusivamente equipos que exportan RDSR.
- Por otro lado, las DRL en mamografía se han calculado empleando los datos de los mamógrafos digitales en el área de influencia de los dos hospitales de Granada, con un total de seis equipos: 1 del HVN, 1 del HSC, 1 del Hospital de Baza, 1 del Hospital de Motril y 2 del Centro de Salud Zaidín Sur. La integración de la información dosimétrica de los mamógrafos se ha realizado mediante la importación sistemática de los informes estructurados de dosis (RDSR) de 1 equipo (2017 y 2018), y mediante la importación selectiva de las imágenes del resto de equipos en un periodo promedio de 2 meses (Octubre-Noviembre 2018).

En equipos convencionales reportamos la mediana y el tercer cuartil del producto dosis área (DAP), mientras que en equipos de mamografía reportamos la Dosis Glandular Media (MGD). En ambos casos no empleamos factores de corrección a los datos reportados por los equipos.

Para la gestión de la información dosimétrica de los equipos se ha empleado el programa OpenRem conjuntamente con el análisis en hojas de cálculo o con R.

Resultados

En la tabla 1 se muestran los resultados preliminares para exploraciones convencionales, mientras que la tabla 2 recoge los resultados para exploraciones de mamografía.

Equipo	Q25	Q50				Q75				Q95				Max	N
		(0,45]	(45,55]	(55,65]	(65,Inf]	(0,45]	(45,55]	(55,65]	(65,Inf]	(0,45]	(45,55]	(55,65]	(65,Inf]		
Hosp. Baza	1,28		1,51				1,78				2,34			7,44	27604
HVN		1,04	1,31	1,51	1,72	1,23	1,54	1,74	1,98	1,64	2,07	2,29	2,52		
	1,14		1,30				1,59				2,35			5,20	4417
C.S. Zaidin 1		1,04	1,17	1,32	1,74	1,14	1,26	1,49	2,12	1,36	1,48	1,83	2,94		
	1,29		1,46				1,76				2,51			7,47	5686
C.S. Zaidin 2		1,07	1,27	1,45	1,92	1,16	1,34	1,60	2,25	1,30	1,53	1,81	2,88		
	1,14		1,26				1,51				2,08			4,28	3139
HSC		0,99	1,09	1,23	1,55	1,08	1,16	1,32	1,81	1,21	1,27	1,54	2,42		
	1,44		1,74				2,14				3,00			5,72	4573
Hosp. Motril		1,61	1,75	1,75	1,79	2,02	2,14	2,12	2,23	2,82	3,10	2,97	3,02		
	0,88		1,03				1,28				1,80			3,90	4141
		0,87	0,97	1,03	1,27	1,05	1,21	1,30	1,58	1,35	1,65	1,73	2,17		

Figure 343: Valores de MGD por equipo analizado

En el caso de mamografía, en estos resultados no se consideran las diferencias metodológicas de cálculo o informado de la MGD para cada equipo. Dada la variabilidad en los valores encontrados en la literatura se ha optado por presentar valores para los cuartiles 25, 50, 75, y 95% así como la separación en espesores comprimidos más habitualmente utilizada.

Exploración	UK (2014)	Granada		
	DAP (Gy cm ²)	DAP Q50	DAP Q75	N
Abdomen AP	2,5	1,26	2,23	15101
Cadera unilateral AP		0,97	1,48	6804
Columna cervical AP	0,15	0,12	0,19	12516
Columna cervical LAT	0,15	0,1	0,17	16316
Columna completa AP		0,2	0,42	5491
Columna completa LAT		0,56	1,02	3847
Columna dorsal AP	1	0,66	1,11	690
Columna dorsal LAT	1,5	1,41	2,63	1655
Columna lumbar AP	1,5	1,06	1,85	6780
Columna lumbar LAT	2,5	2,07	3,6	8296
Columna lumbosacra AP		1,48	2,62	10878
Columna lumbosacra LAT		1,52	2,42	13129
Cráneo AP/PA		0,3	0,41	987
Cráneo LAT		0,28	0,42	1126
Hombro AP		0,21	0,36	12469
Muñeca AP		0,04	55	5140
Muñeca LAT		0,05	0,07	6899
Pelvis AP	2,2	1,25	2,16	12719
Rodilla AP		0,19	0,26	8321
Rodilla LAT		0,19	0,31	12436
Tórax AP	0,15	0,26	0,31	14407
Tórax LAT		0,26	0,4	27647
Tórax PA	0,1	0,07	0,1	33396

Figure 344: Valores de DAP para los principales procedimientos analizados

Conclusiones

Del análisis de los resultados puede observarse que no existe gran desviación respecto a las referencias internacionales tanto para exploraciones convencionales como para mamografía aunque sí se han detectado exploraciones en las que debemos actuar por superar las DRLs de referencia.

Tenemos en marcha las herramientas que, de aquí en adelante, nos deberá permitir sistematizar la valoración de las dosis impartidas en nuestras instalaciones para exploraciones convencionales y mamográficas.

Pósteres Radiodiagnóstico / 530

Limitaciones al establecer los Niveles de Referencia de Dosis en procedimientos Pediátricos de TC en nuestro hospital según RP N° 185

Autor: Rafael Moreno Cano¹

Co-autores: José carlos Ramírez Carmona¹ ; Indra Martínez Hernández² ; Juan Antonio Ortega García³ ; Manuel José Buades Forner¹ ; Bonifacio Tobarra González¹

¹ Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica, Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

² Unidad de Salud Medioambiental Pediátrica. Servicio Pediatría, Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

³ Unidad de Salud Medioambiental Pediátrica. Servicio Pediatría, Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: rafaalmorenocano@gmail.com

Introducción

La directiva 2013/59/Euratom plantea el deber de los estados miembros de establecer, revisar y utilizar los DRLs para optimizar. En pacientes pediátricos existen dificultades por la variabilidad asociada a la edad y la anatomía, así como por el limitado número de exploraciones. La CE en su publicación N°185 *European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging* reporta cómo evaluarlos 1. En este trabajo se muestran los DRL de los procedimientos pediátricos de TC más habituales en nuestro hospital basándonos en el RP.N°185 y los problemas encontrados.

Material y métodos

A partir de un registro corporativo de dosis instalado en nuestro hospital se han analizado las exploraciones a pacientes pediátricos (<18 años) durante 2017-2018. Dos equipos de TC; *Light-Speed_VCT_64* y *Optima_660* de GE. Sólo se han considerado las secuencias tipo *spiral* cuyo nombre de protocolo incluyera la anatomía estudiada. Los DRLs locales se han establecido como el Percentil 75 de cada grupo.

Resultados

Un total de 1225 estudios registrados; 1107 contenían sólo 1 serie, 91.estudios/2.series, 21.estudios/3.series y 6.estudios/4.series. En total, 1376 series tipo espiral, de las que sólo 949 contenían la edad y el peso (69%); 585 exploraciones de cráneo, 119 de Tórax y 85 de Abdomen. En la Tabla 1 se muestra la distribución por edades, la mediana y el P75th de cada grupo. La columna EDRL muestra los valores de referencia europeos publicados en 2018 1.

	Rango Edad/Peso m: meses a: años	Nº Casos	CTDIvol (mGy)			DLP (mGy cm)		
			P50 th	P75 th	EDRL	P50 th	P75 th	EDRL
Cráneo (585)	0 - 3m	16	20	20	24	278	325	300
	3m- 1a	49	23	24	28	350	378	385
	1 - 6a	121	28	31	40	452	506	505
	6 - 18a	399	33	37	50	554	649	650
Tórax (119)	0 - 5 Kg	4	3.6	3.7	1,4	67	73	35
	5 - 15Kg	26	4.2	4.7	1,8	108	131	50
	15 - 30Kg	46	4.2	5.6	2,7	117	158	70
	30 - 50Kg	27	4.6	6.8	3,7	152	224	115
	50 - 80Kg	16	4.6	4.6	5,4	160	175	200
Abdomen (85)	0 - 5 Kg	0						45
	5 - 15Kg	5	4,9	5.5	3,5	163	185	120
	15 - 30Kg	18	4,1	4.6	5,4	156	195	150
	30 - 50Kg	16	4,4	5,3	7,3	186	246	210
	50 - 80Kg	51	6,1	6,7	13	308	360	480

Figure 345: Valores dosimétricos en exploraciones pediátricas

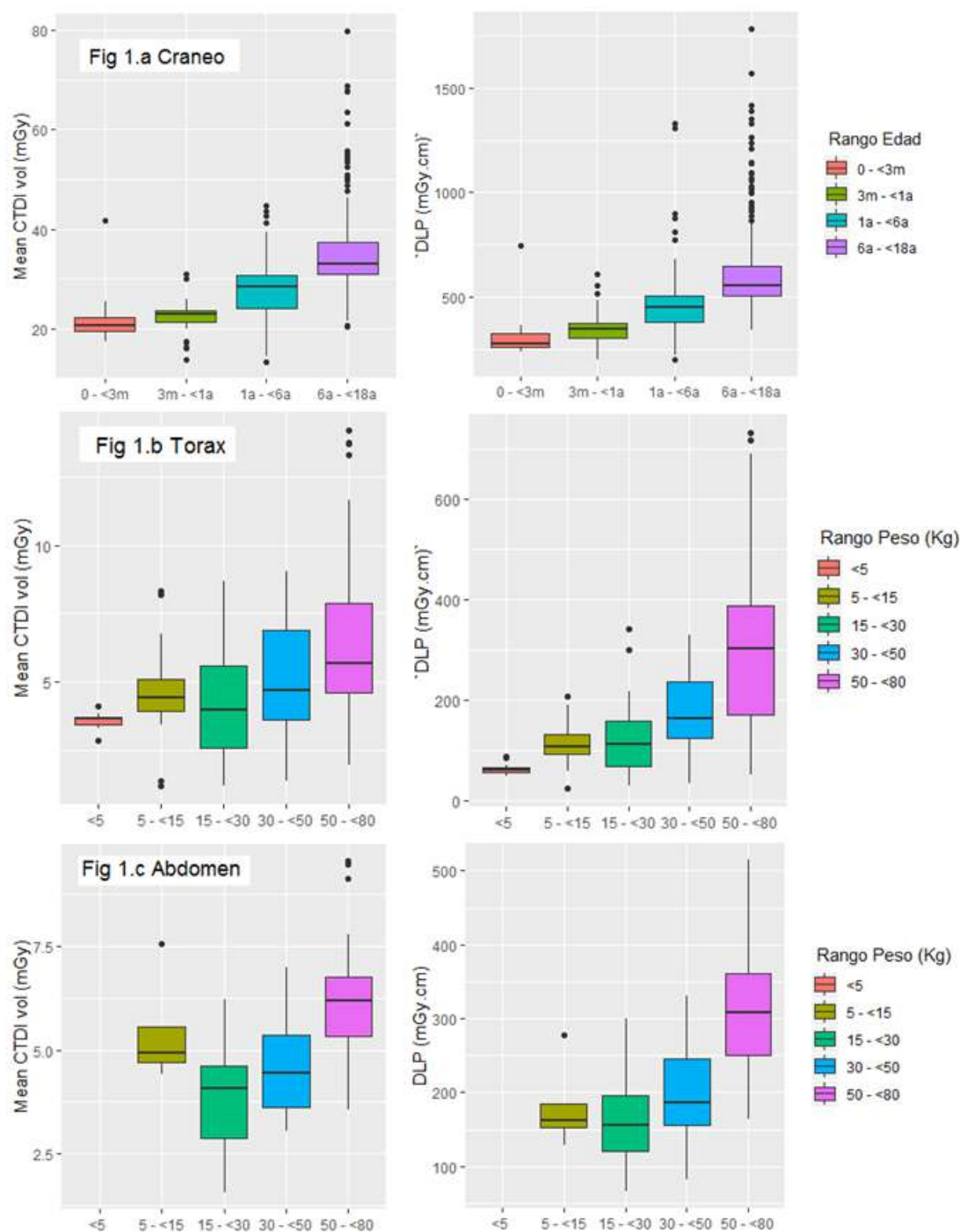


Figure 346: Distribuciones de dosis

Discusión

Las exploraciones de cráneo son las más frecuentes y las que más dosis imparten. Los DRLs en nuestro centro son inferiores a los niveles publicados en esta localización, mientras que son superiores en Abdomen y Tórax fundamentalmente. Parte de este exceso de dosis es debido a que, en nuestro centro, es frecuente explorar en una misma secuencia zonas anatómicas contiguas; protocolos Tórax-Abdomen o Tórax-Abdomen-Pelvis. Esto eleva la dosis en Abdomen al explorar conjuntamente la zona de pelvis, y los de Tórax al incluir Abdomen. La variabilidad (rango intercuartil) es grande por este motivo. En cráneo no ocurre por la mayor repetibilidad en las características de las zonas anatómicas exploradas.

Nuestro valor medio de CTDIvol en Tórax es elevado y nos ha motivado a realizar una investigación sobre la configuración y requisitos de calidad con el fin de identificar puntos de optimización.

Otra dificultad ha sido la falta de información sobre el peso, en más del 30% de registros no tienen esta información. Además, es estimado aproximadamente por el operador o preguntado a la madre y puede estar introduciendo sesgos.

Conclusiones

Los DRLs de cráneo en nuestro centro son inferiores a los publicados mientras que en Tórax y Abdomen superiores. Parte de este exceso de dosis es debido a la falta de uniformidad en la zona anatómica explorada en una misma secuencia. Introducir la edad y el peso es otro punto importante para poder utilizar la clasificación recomendada en RP N° 185.

Referencias

1 RP N° 185. European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging.CE 2018.

Pósteres Radiodiagnóstico / 354

Experiencia con un protocolo de baja dosis para CT en tórax

Autores: Daniel Prieto Moran¹ ; Miguel Cámara Gallego² ; Felipe Orozco Martínez³ ; Ana Martínez Felipe³ ; Luis Gorospe Sarasua¹ ; María José Béjar Navarro³ ; Ana Belén Capuz Suárez³ ; Rafael Morís Pablos³ ; Juan David García Fuentes³ ; David Sevillano Martínez³ ; Rafael Colmenares Fernández³ ; Feliciano García Vicente³

¹ Hospital Universitario Ramón y Cajal

² HU Ramón y Cajal

³ Hospital Ramón y Cajal

Corresponding Author: daniel.prieto@salud.madrid.org

Introducción

Los estudios CT de tórax son frecuentes en un servicio de Radiodiagnóstico, ayudando a diagnosticar numerosas patologías, e incluso a detectar pequeños nódulos en pulmón. Por ello es necesario prestar atención a la dosis que aporta esta técnica buscando posibles métodos para reducir dicho valor. Por ello se ha desarrollado un protocolo distinto para aquellos pacientes en los que el valor aportado por dicha técnica sea crucial, sin perder la calidad de imagen suficiente para el diagnóstico buscado. Se realiza el seguimiento en varios pacientes con el fin de evaluar la diferencia entre la dosis por longitud (DLP) para ambos protocolos.

Material y métodos

Todos los estudios han sido realizados en un CT Siemens Somaton 64, entre octubre y diciembre de 2018. Se analizan un total de 52 pacientes con el protocolo habitual y 17 en el protocolo de baja dosis. Este análisis se continuará durante los siguientes meses con el fin de mejorar la estadística.

Para la obtención de los valores de DLP, longitud y CTDI se utiliza el software de gestión de dosis TQM de Qaelum (FUJIFILM).

El protocolo de baja dosis emplea 120kV, 60 mAs efectivos, pitch 1.4 y cortes de 3 mm, mientras que el protocolo habitual de tórax consiste en 120 kV, 200 mAs de referencia, pitch 1.4 y cortes de 3 mm.

Resultados y discusión

El valor medio para el caso del protocolo habitual es de 444 mGy·cm mientras que para el caso de baja dosis se sitúa en 162 mGy·cm, suponiendo un ahorro de un tercio de dosis para el paciente.

El valor del CTDI presenta un valor prácticamente constante para el protocolo de baja dosis debido a que el equipo recurre prácticamente a la máxima técnica permitida. Para el protocolo habitual se aprecia una mayor disparidad debida a una mayor muestra con la consiguiente variabilidad de pacientes y en algunos casos a una mala asignación del protocolo a otras zonas a estudiar.

Los parámetros obtenidos se muestran en la tabla.

Parámetro	Protocolo Tórax sin contraste	Protocolo Tórax baja dosis
DLP promedio (mGy cm)	444,2 ± 149.8	162.3 ± 17.1
DLP máximo (mGy cm)	1080.25	194.9
CTDI promedio (mGy)	11.1 ± 3.0	4.0 ± 0.0
CTDI máximo (mGy)	25.1	4.0
Longitud (mm)	402.6 ± 129.9	380.1 ± 39.9

Figure 347: Parámetros de las adquisiciones

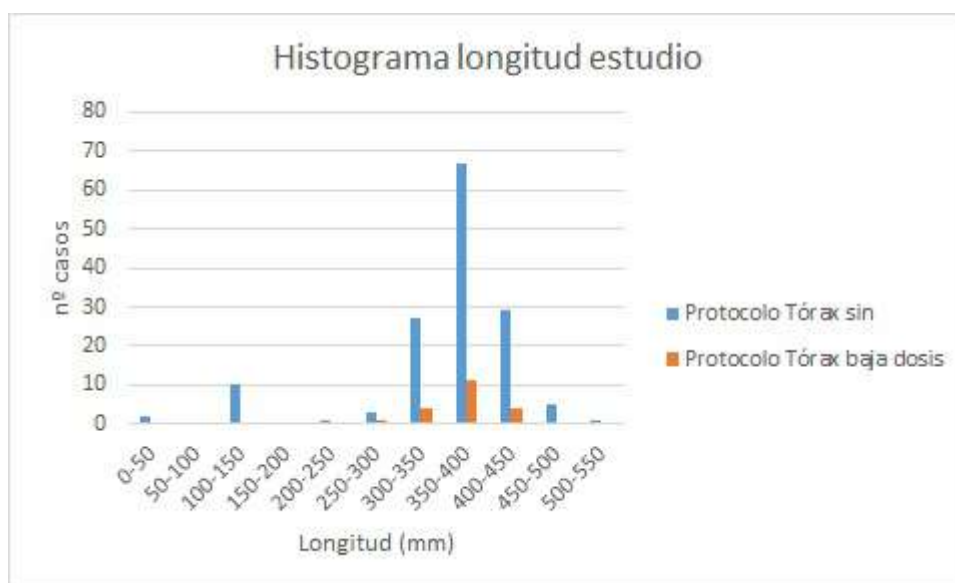


Figure 348: Histograma de longitudes del estudio

En la figura se muestra el histograma de longitudes observándose una tendencia similar en ambos casos y asegurando así que la reducción de dosis es debida a la técnica y no a una posible disminución de longitud del estudio, ya que ambos protocolos se coliman de forma ajustada.

Conclusiones

La reducción de dosis con el cambio de protocolo será beneficiosa para aquellos pacientes en que se requiera un dosis mínima, como el caso de pacientes pediátricos, embarazadas o revisiones sistemáticas siempre que no se comprometa la calidad de imagen.

Pósteres Radiodiagnóstico / 282

Evaluación de la variación temporal de la calidad de imagen en el control de calidad de tomografía computarizada

Autores: Ana María Antón-Jiménez¹ ; Clara Delgado-Soler¹ ; David Sánchez Artuñedo¹

¹ S. Física i P.R., Hospital Universitari Vall d'Hebron, Barcelona

Corresponding Author: amanton@vhebron.net

Introducción

La tomografía computarizada (TC) ha experimentado un uso creciente dentro de las pruebas diagnósticas con radiaciones ionizantes. El "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico" establece una serie de pruebas anuales y tolerancias. Para evaluar la suficiencia de esta periodicidad, en este trabajo se estudia la variación de parámetros relacionados con la calidad de imagen durante un año natural para dos TC de las mismas características.

Material y Métodos

Durante doce meses se adquieren imágenes en dos TC Siemens Somatom Definition AS+ (Siemens Healthineers, Alemania) con protocolo cerebral y de tórax. Mensualmente se adquieren cinco series de cada protocolo y se repite para cada uno de los dos maniqués Catphan®504 disponibles en nuestro centro. En el conjunto total de 1200 exploraciones, se analiza en el módulo CTP404 sensitometría en el módulo CTP486-2 uniformidad, ruido de la imagen y valor medio del número TC; y en el módulo CTP528 resolución espacial y contraste. Uniformidad y sensitometría se estudian en tres cortes diferentes, el central y dos más separados ± 0.5 cm del corte central.

Se estudian diferencias entre maniqués, entre TCs y la evolución temporal de los parámetros.

Resultados

Entre los dos TCs las mayores diferencias en sensitometría, cercanas al 7%, se presentan en Acrílico. El valor de la ROI central del módulo de uniformidad un mes alcanza una diferencia entre TCs del 20%, aunque ambos valores se encuentran dentro de las tolerancias de cada equipo.

El uso de diferentes maniqués resultó en una variación del orden del 1% en el módulo de sensitometría y 2 HU en el módulo de uniformidad.

La repetibilidad de las cinco adquisiciones para el VMP fluctúa entre el 3% y el 5% dependiendo del mes.

La imagen 1 muestra la evolución temporal del VMP, a pesar de variaciones cercanas al 20%, ningún mes se sobrepasa la tolerancia establecida (± 4 UH). El mismo comportamiento se observa para el ruido y la uniformidad de la imagen.

La imagen 2 muestra la evolución temporal de la sensitometría para el TC 2 en la exploración de tórax. Las mayores variaciones en UH se producen para el Teflón (inferiores al 1%). Se observa el mismo comportamiento para el resto de adquisiciones.

El contraste y resolución espacial, se mantienen constantes en el tiempo.

Discusión

Aunque los valores obtenidos entre dos TCs idénticos son muy similares, se observan diferencias tanto entre ellos como dependiendo del maniqué usado. Por tanto, es recomendable mantener el conjunto maniqué-equipos usado en la toma de referencia.

Los parámetros que presentan mayor variación temporal son la uniformidad, el VMP y el ruido. No obstante, ningún mes se superaron las tolerancias establecidas de ningún parámetro.

Estudiar la variación temporal de la resolución y el contraste resulta difícil debido a que ambos se obtienen a partir de apreciación visual.

Conclusiones

Se ha realizado un control de calidad exhaustivo de la imagen de dos unidades TC y no se ha observado que ningún parámetro haya sufrido una variación superior a la tolerancia asociada durante un año natural.

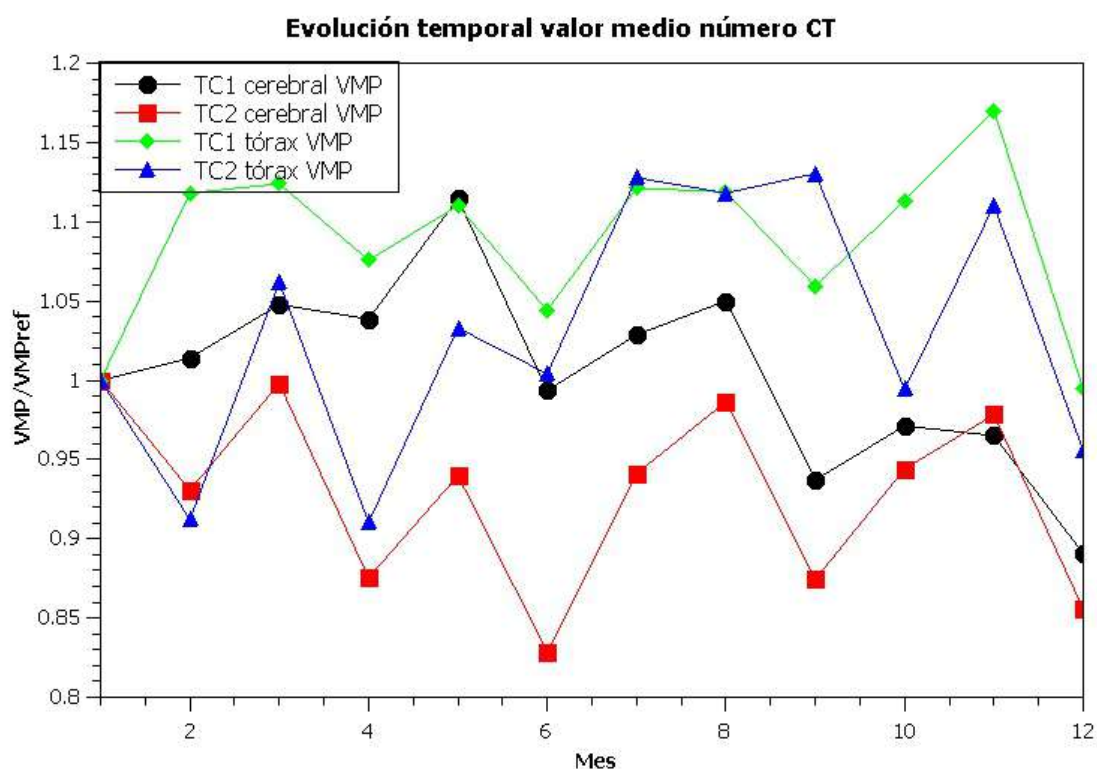


Figure 349: Gráfica1: Evolución temporal del valor medio de píxel

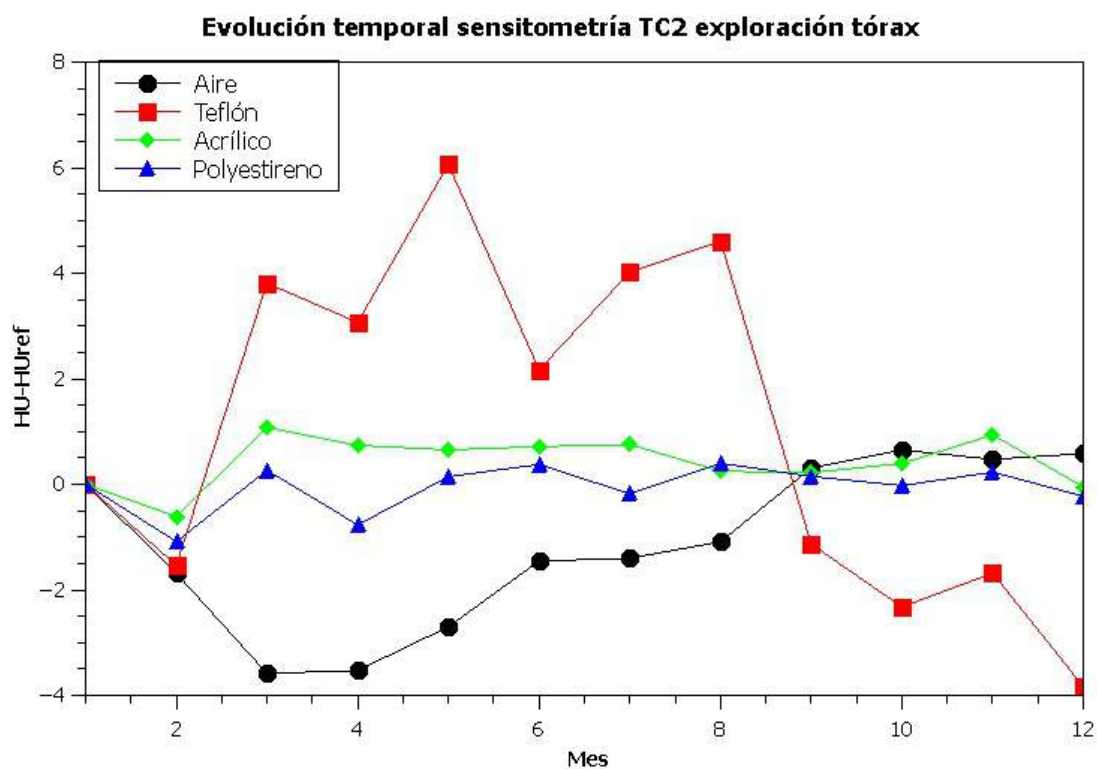


Figure 350: Gráfica2: Evolución temporal de la sensitometría

Determinación de la curva de transferencia entre concentración de contraste e incremento de unidades Hounsfield

Autores: Félix Navarro Guirado¹ ; José A. Martín-Viera Cueto¹ ; Miguel Ángel Pérez González¹

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: josea.martinv.sspa@juntadeandalucia.es

1.- Introducción:

El cálculo de biomarcadores de perfusión basados en imágenes dinámicas de TC requiere conocer la concentración de contraste en el tejido o en el plasma sanguíneo. Para obtener esta magnitud a partir de la intensidad de las imágenes es necesario conocer la ecuación que relaciona el incremento de unidades Hounsfield (UH) y la concentración de agente de contraste.

2.- Material y métodos:

Se diluyen 20 muestras de Iomeron 300 (Bracco Corporate, Roma, Italia) en agua destilada entre 0 mg/ml y 10 mg/ml en pipetas cilíndricas de 2 ml y 13 mm de diámetro que se colocan secuencialmente en el agujero central coincidente con el eje del anillo del TC y en un agujero periférico de un maniquí patrón de cabeza para TC (120 UH, 16 cm de diámetro). Se realizan exploraciones dinámicas en un TC Aquilion LB (Toshiba corp., Tokio, Japón) a 80 kV, 100 kV y 120 kV, con 200 mAs/rotación, 1 s/rotación, detectores 4x4mm, FOV = S y filtro de reconstrucción sin corrección por endurecimiento de haz FC43. Se promedia el valor del contenido en el corte central de la pipeta en las imágenes de cada exploración con las distintas diluciones y se ajusta el resultado a un polinomio de segundo orden.

3.- Resultados:

Los resultados de las medidas se detallan en la tabla 1. Las ecuaciones de ajuste se detallan en la tabla 2.

Exploración		Concentración (mg/ml)														
		0.0	0.2	0.4	0.6	0.8	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	6.0	7.0	8.0	9.0	10.0
Centro	80 kV	0	17	22	35	49	58	115	168	214	277	317	387	434	487	533
Periferia	80 kV	0	16	23	35	49	56	108	163	210	269	318	382	429	481	513
Centro	100 kV	0	8	18	27	36	45	86	126	161	210	248	294	330	374	411
Periferia	100 kV	0	13	18	27	38	43	86	129	164	210	246	292	333	373	415
Centro	120 kV	0	9	19	21	31	36	73	105	131	171	207	242	270	307	340
Periferia	120 kV	0	8	16	23	33	36	72	107	139	174	204	244	275	307	339

Figure 351: Tabla 1. Incrementos de UH medidos en las imágenes respecto a la imagen de la pipeta sin contraste

Exploración		a	m ₁	m ₂	R ²
Centro	80 kV	4.27	53.49	0	0.999
Periferia	80 kV	4.19	52.44	0	0.999
Centro	100 kV	1.79	41.18	0	0.999
Periferia	100 kV	2.63	41.18	0	0.999
Centro	120 kV	2.50	33.76	0	0.999
Periferia	120 kV	3.02	33.89	0	0.999

Figure 352: Tabla 2. Coeficientes de ajuste de la curva de transferencia a $\Delta UH = a + m_1 \cdot C + m_2 \cdot C^2$

4.- Discusión: analizando las implicaciones del trabajo presentado:

En el rango de 0 mg/ml a 10 mg/ml el incremento de UH provocado por el contraste se comporta de forma lineal con una pendiente máxima para 80 kV en el centro del maniquí sin diferencias significativas para la medida en el centro y la periferia.

5.- Conclusiones

La concentración de contraste es proporcional al incremento de número CT con un factor de proporcionalidad decrece con la tensión de excitación del tubo, siendo máximo a 80 kV. Estos factores parecen no depender significativamente de la posición en el maniquí ($p=0.72$).

Pósteres Radiodiagnóstico / 651

Resultados del algoritmo de superposición en energías de radiodiagnóstico en el tejido hueso

Autores: José Antonio Miñano Herrero¹ ; Rafael Jesús Martínez Luna¹ ; Antonio Jesús Sarsa Rubio²

¹ 1) UGC de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Reina Sofía, Córdoba.

² Departamento de Física, campus de Rabanales, edif. C2, Universidad de Córdoba.

Corresponding Author: josea.minano.sspa@juntadeandalucia.es

Introducción

Este trabajo muestra los resultados obtenidos con el algoritmo de superposición para las energías de 20, 80 y 120 keV en el tejido hueso. La bondad de los resultados se establece utilizando las recomendaciones contenidas en el ICRU 74, exactitud del 7%, para una incertidumbre expandida con factor de cobertura de 2.

Material y método

Las curvas de dosis en profundidad y sus incertidumbres se calculan en un maniquí de agua de 30x30x30 cm³. Se usa un foco de radiación puntual a 100 cm de la superficie con un campo de radiación de 10x10 cm² y tamaño de voxel de 1x2x2 mm³. El procedimiento seguido por Miften y col 1 en la implantación del algoritmo de superposición en un planificador de radioterapia es el usado en el cálculo de la fluencia y del TERMA. Las mismas curvas son generadas mediante el código MC Geant 4 2 como referencia en el cálculo de exactitud.

Resultados

La tabla I muestra los resultados de exactitud, incertidumbre y cumplimiento con las recomendaciones de ICRU.

TABLE I. VALORES DE EXACTITUD, INCERTIDUMBRE Y CUMPLIMIENTO CON ICRU 74

Energía (keV)	Exactitud (%)	Incertidumbre (%)	Cumplimiento ICRU (%)
20	6.8 (0.2 - 10.6)	214 (212 - 219)	0.0
80	4.2 (0.1 - 9.7)	3.9 (2.1 - 8.8)	52.8
120	3.5 (0.2 - 9.0)	2.3 (1.2 - 6.1)	83.3

Figure 353: Tabla I

Discusión

El procedimiento de Miften se basa en el uso de la fluencia en el centro del voxel como valor de esta cantidad para la totalidad de aquel. Los valores de incertidumbre mostrados en la tabla son debidos a esta simplificación. Al reducir la energía la atenuación de la fluencia es mayor en el voxel, el valor

en el centro representa peor esta cantidad y la incertidumbre aumenta.

El aumento de la incertidumbre con la reducción de la energía influye en los valores de exactitud. Los promedios de la exactitud cumplen con el valor recomendado del 7% aunque peor para la energía de 20 keV. La mejora es significativa para las energías de 80 y 120 keV.

En las dos energías más altas se encuentran puntos de las curvas de dosis en profundidad que cumplan con la recomendación de ICRU 74. Se observa sin embargo una reducción porcentual importante al pasar de la energía de 120 keV a la de 80 keV. Ningún punto de la curva de 20 keV cumple debido a los valores de la incertidumbre.

Conclusiones

Los resultados indican que el uso de la fluencia en el centro del voxel para el cálculo puede ser aceptable en las energías más altas no siéndolo en las bajas debido a los valores de incertidumbre que se obtienen.

1 M Miften, "Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS RTP system", "Physics in Medicine and Biology", vol. 45, pp. 817-833, 2000

2 S Agostinelli, "Geant4 a simulation toolkit", "Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A", vol. 506, pp. 250-303, 2003.

Pósteres Radiodiagnóstico / 126

Indicadores de dosis en mamografía en el Servicio Navarro de Salud

Autor: Nerea Gallardo Rodríguez¹

Co-autores: Santiago Miquelez Alonso ² ; Fernando Caudepon ² ; Victor Raposo ² ; Daniel Martinez ² ; Brais Rodríguez Lopez ³

¹ Hospital Universitario de Cruces

² Complejo Hospitalario de Navarra

³ IMQ Zorrotzaurre

Corresponding Authors: gallardo.nerea@gmail.com,

Indicadores de dosis en mamografía en el Servicio Navarro de Salud

Introducción

La herramienta Total Quality Monitoring (TQM) es una aplicación web que registra y analiza los indicadores de dosis correspondientes a cada exploración. Con los datos almacenados, el TQM permite realizar estadísticas sobre los parámetros de adquisición utilizados en cada uno de los protocolos y las dosis entregados en éstos.

En este trabajo estudiaremos las dosis impartidas por dos equipos de mamografía del Servicio Navarro de Salud (SNS). El indicador de dosis específico para esta modalidad es la dosis glandular media (DGM).

Por último, haremos una comparativa de todos nuestros datos con las recomendaciones europeas y con los resultados obtenidos en otro centro con la idea de poder establecer nuestros propios niveles de referencia.

Material y Métodos

Para realizar este trabajo hemos recogido y analizado los datos de dos mamógrafos digitales (Hologic Lorad Selenia y un equipo Siemens.)

La dosis glandular media (DGM) es el mejor estimador de riesgo de carcinogénesis y, por tanto, ha de convertirse en el principal indicador en la dosimetría de mama.

Resultados

Gracias a nuestro programa de gestión de dosis, TQM, hemos recogido la información de dos mamógrafos digitales, un Hologic Selenia y otro de la marca Siemens, a lo largo de todo un año (2017) incluyendo todas aquellas mamografías realizadas en modo automático de exposición:

HOLOGIC SELENIA				
Nº de pacientes	Espesor de mama (mm)	DGM		Técnica
		Media	STD	
1225	20-29	1.20	0.28	W/Rh (25.0 kV)
3222	30-39	1.45	0.38	W/Rh (26.0 kV)
5027	40-49	1.78	0.48	W/Rh (27.5 kV)
4402	50-59	2.21	0.59	W/Rh (28.4 kV)
2219	60-69	2.48	0.67	W/Rh (30.8 kV)
694	70-79	2.63	0.64	W/Ag (28.3 kV)
169	80-89	3.22	0.88	W/Ag (30.3 kV)

Figure 354: enter image description here

SIEMENS				
Nº de pacientes	Espesor de mama (mm)	DGM		Técnica
		Media	STD	
594	20-29	1.21	0.28	W/Rh (26.1 kV)
1553	30-39	1.34	0.37	W/Rh (27.1 kV)
2217	40-49	1.51	0.45	W/Rh (28.1 kV)
1975	50-59	1.74	0.51	W/Rh (29.0 kV)
1203	60-69	2.04	0.67	W/Rh (30.0 kV)
403	70-79	2.39	0.60	W/Rh (31.1 kV)
92	80-89	2.81	0.60	W/Rh (32.0 kV)

Figure 355: enter image description here

Discusión

Se han comparado los valores de la DGM en función del espesor de la mama con los valores recogidos en la cuarta edición de “European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis”.

Podemos observar a partir de los resultados que los valores recogidos con ambos mamógrafos son muy similares. Para el espesor de mama más pequeño (21 mm) encontramos que nuestros valores son en torno un 10 % superiores a los aceptables por ésta. Sin embargo, para el resto de valores encontramos que los nuestros son bastante inferiores (entre un 10 % y un 50 % menores).

También hemos comparado nuestros valores con los recogidos en el artículo: “Average glandular dose and entrance surface dose in mammography” del Toyota Hospital de Tokio.

Observamos que las dosis recogidas en nuestros dos equipos son sustancialmente inferiores a las encontradas en el estudio. Los valores de la DGM son siempre inferiores si comparamos los datos recogidos en el mamógrafo Hologic con respecto a los que proporciona el estudio para todos los rangos de espesores de mama (desde un 4% a un 24%). Los datos que recogemos con el mamógrafo Siemens son siempre inferiores para todos los rangos de espesor (desde un 13% a un 31%).

Conclusiones

A partir de todos nuestros datos recogidos durante el año 2017 podemos concluir que los indicadores de dosis en el SNS en el caso de la dosimetría de mama se encuentran en líneas generales por debajo de los valores obtenidos en guías y estudios internacionales.

Dosis a pacientes en una sala de radiología vascular intervencionista

Autores: Manuel Agulla Otero¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Daniel Martínez² ; Ricardo Torres Cabrera² ; David Miguel Pérez¹ ; Victor de la Llana Granja³ ; Mario Martín Veganzones⁴ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Delfín Alonso Hernández¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospitla Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario Valladolid

⁴ Hospital Clínico Univeristario de Valladolid

Corresponding Author: magulot@saludcastillayleon.es

Introducción: Se presenta un método propio desarrollado para la evaluación de las dosis recibidas por los pacientes mediante la información extraída de los Informes Estructurados de Dosis (IED) de cada procedimiento de radiología vascular intervencionista.

Material y métodos: La sala de radiología vascular intervencionista cuenta con un equipo Philips Allura Xper FD20 que fue actualizado en junio de 2017, permitiendo el envío al PACS del Hospital del correspondiente IED junto con las imágenes adquiridas de cada estudio. Estos informes fueron recogidos y, mediante la herramienta de software DoseUtilityTM, se extrajo la información contenida para su volcado a una hoja de cálculo donde se llevó a cabo el análisis de los datos. Durante 20 meses de uso, un total de 729 intervenciones fueron analizadas en base a los siguientes parámetros, en función del modo de irradiación (fluoroscopia o adquisición de series de imágenes): dosis en punto de referencia intervencionista (DPRI), producto kerma-área (PKA) y tiempo de irradiación.

Resultados: La DPRI promedio alcanzó los 0.62 Gy y el PKA promedio fue de 122.8 Gy.cm², con valores máximos de 6.4 Gy y 1395.6 Gy.cm², respectivamente. En lo que se refiere al tiempo de irradiación, en promedio, cada intervención duró 0:09:27 horas, siendo el valor máximo de 1:26:19 horas. Los datos completos pueden verse en la tabla.

		Promedio	Mediana [Rango intercuartil]	Máximo [percentil 95%]
DPRI (Gy)	Total	0.62	0.17 [0.03, 0.83]	6.4 [2.6]
	Fluoroscopia	0.13	0.03 [0.01, 0.16]	1.6 [0.5]
	Adquisición	0.50	0.13 [0.02, 0.66]	5.8 [2.1]
PKA (Gy.cm²)	Total	122.8	39.5 [7.3, 178.6]	1395.6 [470.0]
	Fluoroscopia	23.5	8.1 [1.5, 31.8]	237.4 [92.9]
	Adquisición	99.3	28.9 [4.4, 138.2]	1230.1 [403.8]
Tiempo de irradiación (h:mm:ss)	Total	0:09:27	0:04:04 [0:00:44, 0:14:09]	1:26:19 [0:35:16]
	Fluoroscopia	0:08:49	0:03:39 [0:00:42, 0:12:38]	1:22:35 [0:33:44]
	Adquisición	0:00:38	0:00:20 [0:00:01, 0:00:59]	0:07:06 [0:02:16]

Figure 356: Resultados del análisis de la dosis a pacientes en radiología vascular.

Discusión: Los datos muestran una gran variación en la exposición a los pacientes debido a la gran variedad de procedimientos que se llevan a cabo en una sala de radiología vascular intervencionista de propósito general.

Para cada intervención el modo de fluoroscopia supone, en promedio, el 92% del tiempo de irradiación, mientras que el modo de adquisición de series de imágenes da cuenta solamente del 8% del tiempo. No obstante, la adquisición de series supone el 68% tanto de la DPRI como del PKA, tal y como puede verse en la figura.

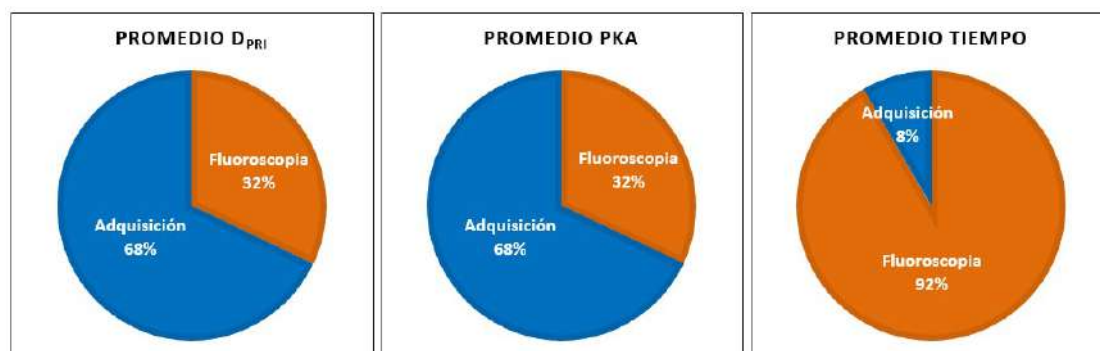


Figure 357: Distribución en función del modo de trabajo.

Asumiendo que el valor de la mediana de la DPRI puede considerarse como una estimación, aunque grosera, de la dosis en piel al paciente, el valor obtenido (0.17 Gy) se encuentra por debajo del umbral de dosis para efectos deterministas en la piel del paciente, 2 Gy, establecido por la ICRP. No obstante, 70 pacientes han excedido este umbral, aunque no está garantizado que la dosis acumulada se haya recibido en el mismo punto de la piel.

Conclusiones: Con el método desarrollado es posible realizar un control y evaluación exhaustiva de las dosis que reciben los pacientes en una sala de radiología vascular intervencionista. La gran variedad de procedimientos lleva a una gran variabilidad en los resultados dosimétricos obtenidos. Más de dos tercios de la dosis al paciente son debidos al modo de adquisición de series de imágenes, aunque éste representa solamente el 8% del tiempo de irradiación. Algunos procedimientos suponen largos tiempos de irradiación, por lo que deben extremarse las precauciones para evitar los efectos deterministas en la piel del paciente.

Pósteres Radiodiagnóstico / 345

Caracterización de un equipo CT portátil para intervenciones quirúrgicas

Autores: Daniel Prieto Moran¹ ; Felipe Orozco Martínez² ; Miguel Cámara Gallego³ ; Ana Martínez Felipe² ; María José Béjar Navarro² ; Juan Carlos de Andrés García¹ ; Rafael Colmenares Fernández² ; Ana Belén Capuz Suárez² ; David Sevillano Martínez² ; Rafael Morís Pablos² ; Juan David García Fuentes² ; Feliciano García Vicente²

¹ Hospital Universitario Ramón y Cajal

² Hospital Ramón y Cajal

³ HU Ramón y Cajal

Corresponding Author: daniel.prieto@salud.madrid.org

Introducción

El empleo de imagen radiológica durante una intervención quirúrgica forma parte de la práctica diaria, pero en el caso de intervenciones neurológicas o maxilofaciales, la disposición de imágenes tomográficas puede aportar mayor información. Para ello suele recurrirse a imágenes previas ya sea con CT o resonancia magnética. El equipo CT AIRO de Brainlab viene a dar solución a ese punto permitiendo la adquisición de un estudio CT en el momento que se precise de la intervención, y facilitando un sistema de localización externa que simula sobre las imágenes CT la localización de las herramientas disponibles para navegación en la cirugía.

Se presentan las características y parámetros que son analizados con el fin de asegurar la correcta calidad del uso de este equipo.

Material y métodos

El CT Airo es un equipo CT portátil que permite trasladarlo entre las diferentes dependencias de un hospital realizando adquisiciones de imágenes tomograficas dentro de quirofano tanto en axial

como hélices. Presenta una apertura de gantry mayor que los equipos convencionales con el fin de minimizar colisiones con la instrumentación.



Figure 358: CT Airo durante la adquisición

La principal diferencia respecto a otros CTs es que es el propio gantry el que se desplaza durante la adquisición, permaneciendo fija la mesa. Presenta 32 bloques de detectores de 1.06mm, y dispone de una única colimación fija.

El blindaje disponible, inferior a los equipos convencionales con el fin de aportar ligereza y maniobrabilidad, se mantiene suficiente y compatible con su uso en salas con un blindaje reducido debido a su baja carga de trabajo. Se emplearán mamparas de protección o evitará la presencia en la sala durante la irradiación.

El tiempo de rotación es fijo para el equipo de 1.92s así como el pitch.

Para la realización del control de calidad de este equipo se sigue el Protocolo Español, se emplea el multímetro Raysafe X2, un maniquí de medida de CTDI para cuerpo y cabeza y el maniquí de calidad de imagen Catphan 600

La dosimetría de área mensual se realiza mediante dosímetros termoluminiscentes del CND.

Resultados

Los resultados de las diferentes pruebas se muestran en la tabla.

Parámetro de estudio	Valor obtenido
Exactitud <u>kV</u> desviación	0.57%
Coeficiente variación <u>kV</u>	0.05%
Capa <u>hemirreductora 120 kV</u>	6.73 <u>mmAl</u>
Linealidad número CT	R=1
Uniformidad imagen	Max =4.2 UH
Ruido	0.7 %
Valor medio número CT (Agua)	0.42 UH
Valor medio número CT (Aire)	-973.00 UH
Relación contraste ruido (CNR)	
Contraste 1% / <u>Diam 15 mm</u>	1
Contraste 0.5% / <u>Diam 15 mm</u>	0.4
Contraste 1% / <u>Diam 7 mm</u>	0.6
Contraste 0.5% / <u>Diam 7 mm</u>	0.2
MTF (50%)	2.90 ciclos/cm
MTF (10%)	4.78 ciclos/cm
<u>CTDIw/100mAs 120kV Cabeza</u>	22.44 mGy/100mAs
<u>CTDIw/100mAs 120kV Cuerpo</u>	16.47 mGy/100mAs

Figure 359: Tabla resumen parámetros evaluados

La dosimetría de área del puesto de control desde el que se dispara el equipo presenta un valor medio de fondo mientras que el dosímetro colocado en el interior de la sala a 3 metros del anillo presenta un valor promedio mensual de 0.8 mSv

El valor máximo mensual de la dosis profunda de los profesionales expuestos es de 0.2 mSv y la máxima anual es de 0.5 mSv

Discusión

Los valores obtenidos en las pruebas del control de calidad se encuentran dentro de tolerancias. La calidad del equipo es adecuada para la finalidad buscada.

Las dosimetrías de los trabajadores se mantienen por debajo del nivel de público. El personal se encuentra tras barreras estructurales durante la irradiación y la carga de trabajo es reducida.

Conclusiones

Se analiza un equipo CT portátil que permite la realización de estudios durante las intervenciones quirúrgicas presentado parámetros dentro de tolerancias para un equipo CT convencional de acuerdo al protocolo nacional

Pósteres Radiodiagnóstico / 266**Análisis de los indicadores de dosis en exploraciones de Radiología simple pediátrica.**

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Pablo Simón García² ; Carlos Otero Martínez² ; Emilio Medina Jiménez¹ ; Manuel Sánchez García¹ ; José Ramón Sendón del Río¹ ; Victor Luna Vega¹ ; Javier Mosquera Sueiro¹ ; Ramón Lobato Busto¹ ; Miguel Pombar Cameán¹

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

² Hospital de Santiago de Compostela

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción.

Los niveles de referencia en el diagnóstico (DRLs) son una de las principales herramientas para la optimización de la protección radiológica al paciente, siendo de especial relevancia en pacientes pediátricos, cuyo riesgo de experimentar los efectos perjudiciales de la radiación es más elevado que para los adultos.

El objetivo de este estudio es hacer una comparación de la dosis recibida en los tipos de exploraciones simples pediátricas más representativas de nuestro centro, para su posterior comparación con los niveles de referencia establecidos. También se estudiará si la tasa de rechazo de las mismas se mantiene por debajo del valor recomendado para detectores digitales.

Materiales y métodos.

Todos los estudios han sido realizados con un equipo Philips Digital Diagnost, sometido a los controles de calidad indicados en el "Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico". Como indicador de dosis al paciente se selecciona el producto dosis-área (PDA), de las 3 proyecciones más representativas, i.e: 'Abdomen AP', 'Pelvis AP' y 'Tórax AP/PA', analizándose un total de 1663 proyecciones con fechas comprendidas entre marzo y diciembre de 2018. El promedio de PDA para cada proyección se compara con los niveles de referencia (DRLs) establecidos en la RP185 de la Comisión Europea. Los estudios se agrupan en los mismos rangos de edad utilizados en la referencia: Early childhood, Middle childhood, Early adolescence y Middle adolescence. Simultáneamente se estudia la tasa de rechazo correspondiente a cada proyección, comparándose con el valor recomendado en el documento del TG 151 de la AAPM para exploraciones pediátricas con detectores digitales (5%). Los datos son extraídos con el software de monitorización de dosis XEDOSE-DoseWatch y analizados mediante la creación de una base de datos en PANDAS (<http://pandas.pydata.org>).

Resultados y discusión.

Los resultados se recogen en las figuras I y II. Para el PDA, obtenemos valores por debajo de los DRLs establecidos salvo en los casos, 'Abdomen AP'- Middle adolescence y 'Pelvis AP'- Early adolescence, sobrepasándose considerablemente el DRL en ambos. Los motivos podrían ser que en el primer caso tenemos una estadística muy baja, no siendo suficiente el estudio de 10 pacientes a la hora de establecer un grupo representativo de su categoría; o el hecho de que la configuración de los distintos grupos de edad se base en el peso de los pacientes, existiendo en ocasiones diferencias entre el peso esperado para una determinada edad y el peso real.

La tasa de rechazo no sobrepasa el valor recomendado para detectores digitales, salvo en el caso del grupo Middle adolescence, superándose también el umbral del 7% a partir del cual la AAPM recomienda hacer un estudio de las posibles causas.

Conclusiones.

El estudio de las dosis impartidas a los pacientes cobra especial relevancia en el ámbito del Radiodiagnóstico pediátrico, siendo necesario realizar revisiones periódicas de indicadores de dosis que nos permitan detectar el incumplimiento del criterio ALARA.

Figuras

Categoría	Proyección	Total	PDA ($\mu\text{Gy m}^2$)	DRL_PDA ($\mu\text{Gy m}^2$)	Tasa de rechazo (%)
Early childhood (1M-4Y)	Abdomen AP	20	5,9	15	0
	Pelvis AP	180	9	-	0,6
	Tórax AP/PA	427	1,7	2,2	2,1
Middle childhood (4-10Y)	Abdomen AP	49	10,7	25	2
	Pelvis AP	65	15,8	18	0
	Tórax AP/PA	327	2,7	5	2,5
Early adolescence (10-14Y)	Abdomen AP	49	38,9	47,5	2
	Pelvis AP	58	50,6	31	3,5
	Tórax AP/PA	106	5,7	7	2,8
Middle adolescence (14-18Y)	Abdomen AP	10	109	70	20
	Pelvis AP	7	58,9	-	0
	Tórax AP/PA	43	8,3	8,7	4,7

Figure 360: PDA y tasa de rechazo para cada proyección y rango de edad.

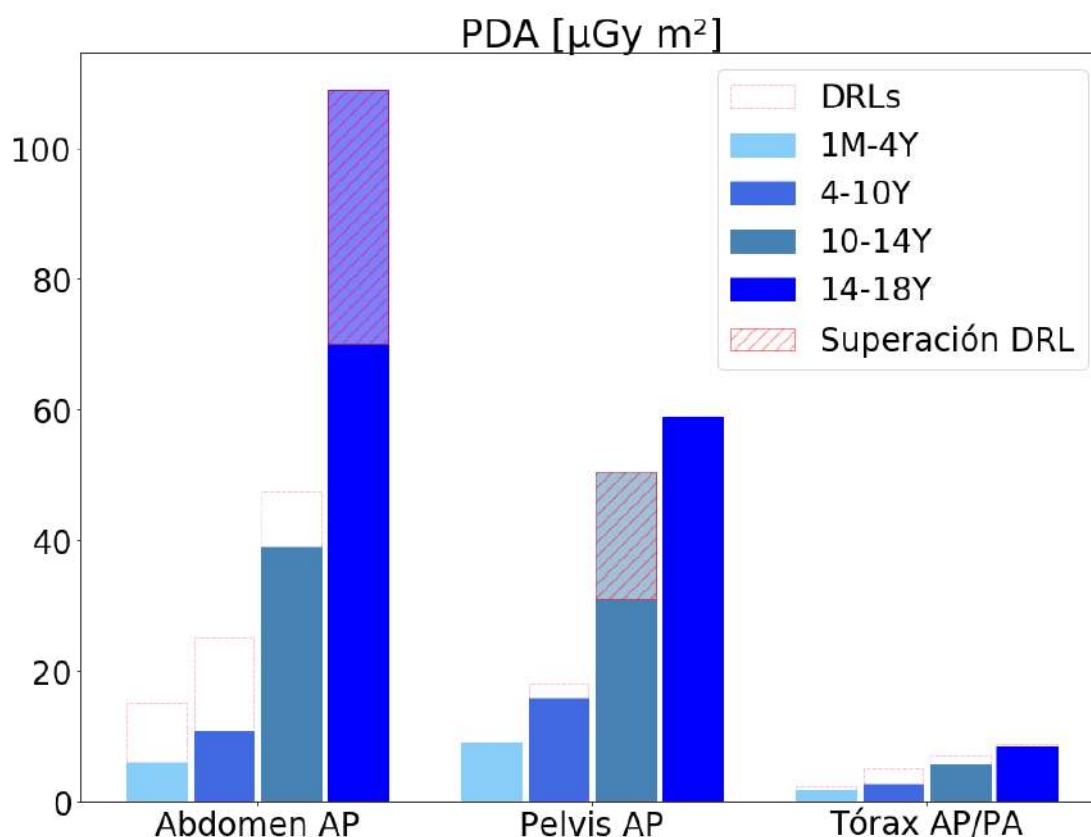


Figure 361: PDA para cada proyección y rango de edad y comparación con los DRLs correspondientes.

Pósteres Radiodiagnóstico / 439

Control de la optimización de la dosis al paciente en Angiografía Cerebral mediante software de registro dosimétrico

Autores: María Jesús Sánchez García¹ ; Alejandro Ariño Gil¹ ; Joan Cristòfol Font Gelabert¹ ; Francesc Sansaloni Florit¹ ; Mireia Hernández Trujillo¹

¹ Hospital Universitari Son Espases

Corresponding Author:

Introducción

Actualmente existen diferentes softwares de registro dosimétrico. En los equipos de radiología intervencionista, éstos, recogen diferentes parámetros: el PKA, producto kerma en aire - área ($\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$) para estimar los riesgos estocásticos, el kerma en aire de entrada en superficie (mGy) relacionado con efectos deterministas (piel). Asimismo ambos, (así como el tiempo de fluoroscopia y el nº de imágenes de cine y/o DSA) pueden emplearse para optimizar los procedimientos radiológicos. Estos parámetros se conocen como niveles de referencia diagnóstico (DRLs), siendo el PKA es el parámetro principalmente recomendado como DRL en Europa (ICRP 135, IAEA).

Material y métodos

Se emplea el software de registro de dosis DoseWatch v2.2.0 (GE), testado frente a cámaras de transmisión (PTW Diametor) en diversas ocasiones hallando un buen acuerdo, si bien no ha sido testado específicamente para este estudio.

Este software permite exportar los datos a Excel desde donde se realiza el análisis de los datos. Se obtienen valores medios (y su desviación), medianas (y rango de valores) y percentiles 75 de valores de PKA para el tipo de procedimiento más frecuente. Se ha analizado un periodo de 3 meses y de un año.

Resultados

Durante todo el año 2018 se han realizado un total de 58 tipos de procedimientos sobre 1048 pacientes adultos en el equipo biplano GE INNOVA 3131 IQ, en donde se registran datos tipo DICOM RDSR, por plano y por equipo .

Los resultados se muestran en un gráfico que recoge la distribución de procedimientos (en porcentaje) y en una tabla donde se acompañan los datos recogidos y analizados con datos publicados. En el gráfico se observa como la “angiografía cerebral”, que representa el 17 % de los procedimientos realizados (y etiquetados), es el más frecuente (173 estudios/año).



Figure 362: Distribución de procedimientos

Discusión

Se observa cierta disparidad en la forma de presentar los datos en diferentes publicaciones. Por ello, ICRP 135 (2017) propone un modo: usar las medianas (y no los valores medios) para comparar con valores de DRL de otras instituciones, ya que la media puede verse afectada sustancialmente por unos pocos valores bajos o altos. Y el percentil 75 de las medianas de un número suficiente de instituciones para obtener DRLs nacionales.

No obstante, revisando publicaciones anteriores a ICRP 135 se observa que tanto el valor medio como la mediana obtenidos para el PKA son inferiores a los publicados.

Esto es consistente con el hecho de que el tiempo de fluoroscopia y el nº de imágenes de DSA para estos procedimientos hayan sido también más bajos.

El percentil 75 resulta ser también más bajo indicando que solo una pequeña parte de los procedimientos arrojan valores dosimétricos relativamente elevados, lo cual es consistente con el hecho de

que se observan valores máximos de tiempos de fluoroscopia y de nº de imágenes de DSA también relativamente elevados.

Referencia	Año de publicación	Nº de pacientes	PDA (Gy·cm ²)			Tiempo Fluoroscopia (min)			Nº imágenes DSA		
			Mediana (Min - Max)	promedio ± SD	Q3	Mediana (Min - Max)	promedio ± SD	Q3	Mediana (Min - Max)	promedio ± SD	Q3
Este estudio (1 año)	2019	173	20,4 (1,2 - 107,9)	25,6 ± 18,4	32,8	5,4 (0,7 - 51,5)	7,4 ± 7,0	8	109 (0 - 1060)	245,3 ± 239,7	362
Este estudio (3 meses)	2018	89	20,2 (2,9 - 64,8)	24,3 ± 15,5	33,4	5,6 (0,7 - 34,5)	7,6 ± 6,2	9,1	179 (14 - 775)	248,2 ± 222,3	382
Hassan	2017	398	43,1 (33,3 - 53,7)	-	-	5,6 (4,2 - 7,5)	-	-	245 (193 - 314)	-	-
Schneider	2016	200	78,6	-	-	6,6	-	-	-	-	-
Chun	2014	489	-	136,6	154,2	-	12,6	14	-	251	273
Söderman	2013	174	47 (26 - 76)	-	-	6 (4 - 9)	-	-	278 (173 - 402)	-	-
D'Ercole	2012	113	131	-	180	8,5	-	12,3	220	-	317
Kien	2011	1706	152	-	229	8,9	-	14	326	-	472
Alexander	2010	482	-	102,4	-	-	11,2	-	-	-	-
Sarycheva	2010	138	(13 - 313)	86	-	(0,3 - 9,9)	1,5	-	(60 - 1.125)	343	-
Bleeser	2008	616	-	-	71	-	-	-	-	-	-
Vaó	2008	72	-	-	107	-	-	12	-	-	550
Arau	2007	91	-	121	125	(2 - 85)	12,6	-	(32 - 5.486)	679	-
Verdum	2005	91	-	107	124	-	-	-	-	-	-
Brambilla	2004	188	-	158	198	-	13,7	17,5	-	-	-

Figure 363: Comparativa con otras publicaciones

Conclusiones

El PKA se mantiene en valores bajos y estables en el tiempo, lo cual indica, en general, una buena optimización de los procedimientos.

Pósteres Radiodiagnóstico / 704

Niveles de referencia en radiodiagnóstico pediátrico del Sistema Navarro de Salud

Autores: Daniel Martínez González¹; Fernando Caudepón Moreno¹; Vitor Raposo Furelos^{None}; Aitor Fernandez Iglesias¹; Rocío Estrada García¹; Santiago Miquelez Alonso¹; Laura Bragado Álvarez¹; Naiara Fuentesmilla Uribe^{None}; Fernando Mañeru Cámara¹; Santiago Pellejero Pellejero¹; Anastasio Rubio Arróniz¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

Corresponding Authors: d.martinez.gonzalez@navarra.es, vitortanke@gmail.com

Introducción

El objetivo de este trabajo es mostrar el proceso y los resultados obtenidos al establecer los niveles de referencia locales (LDRL) en pediatría del Servicio Navarro de Salud – Osasunbidea y compararlos con referencias internacionales.

Material y métodos

Existen diversas publicaciones que tratan acerca del establecimiento de niveles de referencia en radiodiagnóstico pediátrico. En nuestro caso hemos escogido la RP 185 como guía. Es importante destacar que:

- Recomienda el uso del producto kerma – área (PKA) como indicador de dosis en radiología convencional y el CTDIvol y el DLP como indicadores de dosis en tomografía computerizada (TC).
- Recomienda el uso del percentil 75 (y no la media/mediana) del indicador de dosis en el establecimiento de niveles de referencia locales.
- Recomienda obtener DRL específicos para rangos de edad de 0, 1, 5, 10 y 15 años (excepto en cabeza) como una manera de tener en cuenta los distintos desarrollos corporales de los pacientes pediátricos.

Para obtener los niveles de referencia, hemos recopilado los valores de los indicadores de dosis de los equipos con estadística suficiente en pediatría (8 salas digitales y un TC) desde el año 2015 al año 2018. Para poder extraer información válida, se homogeneizaron los nombres de las series estudiadas para clasificar un mismo tipo de exploración de igual forma en todos los casos. Finalmente, y tal y

como se indico anteriormente, el DRL se definió como el percentil 75 de los valores del indicador de dosis en una exploración determinada.

Resultados

Los niveles de referencia obtenidos, así como los valores de referencia europeos proporcionados en la RP 185, se muestran en las siguientes tablas:

	Grupo de edad	Nº datos	LDRL CTDIvol	Ref RP 185 CTDIvol	LDRL DLP	Ref RP 185 DLP
Cabeza	0 - 3 meses	18	13,39	24	184,81	300
	3 meses - < 1 año	35	15,61	28	242,16	385
	1 año - 5 años	212	17,23	40	275,91	505
	6 años - 15 años	664	18,84	50	300,93	650
Tórax	0	22	0,72	1,4	13,81	35
	1	37	0,87	1,8	18,45	50
	5	105	1,05	2,7	26,49	70
	10	100	1,54	3,7	52,18	115
	15	83	1,61	5,4	57,34	200
Abdomen	0	3	3,29	-	104,66	45
	1	4	4,80	3,5	95,77	120
	5	20	5,25	5,4	182,82	150
	10	24	6,46	7,3	276,30	210
	15	19	8,81	13	424,45	480

Figure 364: Niveles de referencia en TC del Sistema Navarro de Salud y referencias extraídas de la RP 185

	Grupo de edad	Nº datos	LDRL PKA	Ref RP 185 PKA
Abdomen AP/PA	0	119	7,85	4,5
	1	116	14,38	15
	5	468	18,03	25
	10	449	43,00	47,5
	15	124	76,93	70
Tórax AP/PA	0	1784	1,10	1,5
	1	2619	1,70	2,2
	5	3351	1,90	5
	10	1639	3,40	7
	15	660	5,72	8,7
Cráneo AP/PA	0	610	17,65	21,5
	1 - <6 años	472	30,00	29,5
	> 6 años	251	26,35	35
Cráneo Lateral	0	565	12,20	20
	1 - <6 años	427	19,95	25
	> 6 años	122	18,93	-
Cadera - Pelvis AP/PA	0	236	3,09	-
	1	222	4,30	-
	5	706	8,70	18
	10	653	29,52	31
	15	394	51,83	-
CUMS	0	41	10,60	30
	1	7	11,05	70
	5	27	16,15	80
	10	10	31,38	75

Figure 365: Niveles de referencia en radiología convencional del Sistema Navarro de Salud y referencias extraídas de la RP 185

Discusión

Como se puede apreciar en las tablas, los niveles de referencia del Sistema Navarro de Salud son inferiores a las referencias europeas en la mayoría de los casos.

De los datos mostrados, resulta interesante destacar los valores de los niveles de referencia de TC de abdomen. En primer lugar, a pesar de ofrecerse resultados para los grupos de edad de 0 y 1 años, la poca estadística disponible hace que dichos datos no sean relevantes y no deban tenerse en cuenta a la hora de la optimización de técnicas. Por otro lado, es interesante destacar que, a pesar de que el CTDIvol para los grupos de edad de 5 y 10 años es inferior a la referencia europea, el DLP es significativamente superior. Esto puede ser motivado por distintos factores (una longitud de escaneo en nuestros estudios mayor, por ejemplo) y debe ser estudiado para ver si es necesario tomar medidas.

Conclusiones

Nuestro trabajo muestra los DRL obtenidos para pediatría en el Sistema Navarro de Salud dentro del proceso de optimización de los protocolos y técnicas empleados en este tipo de pacientes.

SOLUCIÓN AL CÁLCULO DE DOSIS EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL

Autores: Francisco Julián Manzano Martínez¹ ; David Jiménez Feltström² ; María José Hungría Estévez^{None} ; Manuel Muñoz Espejo^{None} ; Cristina Nuño Rodríguez¹ ; Ignacio Alvarez Rey¹

¹ *Vithas Sanidad Málaga Internacional*

² *Vithas Xanit Hospital Internacional*

Corresponding Author: manzanof@vithas.es

INTRODUCCIÓN:

El RD 1976_1999 recoge la figura del radiofísico hospitalario como el responsable de la verificación de las dosis impartidas a los pacientes y del cálculo de la dosis órgano, así como de establecer los niveles de referencia.

Los niveles de referencia se establecen para dosis efectivas y así se recogen en el proyecto DOPOES de estandarización española, la dosis efectiva es pues el parámetro de comparación según convenio entre países europeos de DOSEDATAMED.

La dosis efectiva en el caso de radiología general usa PCXMC v2.0 (finlandés). elegido por consenso DOSEDATAMED II. PCXMC utiliza una simulación por MONTECARLO.

Se opta pues por este programa y una serie de modificaciones convenientes para un uso rápido y seguro.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Se utiliza un software libre para la importación de imágenes DICOM desde el servidor. Una vez importadas se utiliza un software propio desarrollado en C# para la obtención de los parámetros necesarios para el cálculo.

El programa PCXMC viene con un Excel con macros incorporadas. Algunas formulas añadidas facilitan el análisis de datos y la detección de técnicas no adecuadas.

Las coordenadas de las imágenes sobre el fantoma se calculan en base a la experiencia y se modifican manualmente en los casos especiales.

Los datos de dosis órgano y dosis efectiva se recogen por el programa común que completa la base de datos MySQL.

El programa incorpora datos reales de la técnica como distancias y tamaños de campo, así como datos empíricos medidos en el propio equipo como la filtración.

RESULTADOS:

Los resultados del uso de esta metodología de trabajo se presentan a continuación.

1. Se han detectado parámetros no adecuados para el cálculo de dosis como en producto dosis área.
2. Se están generando informes dosimétricos fiables en formato dicom que se adjuntan a las imágenes en el PACS y que por tanto son recogidas por el paciente junto con su informe médico.
3. El uso de estadística nos ha permitido identificar pacientes cuya técnica o parámetros del equipo no eran los adecuados, útil para el conocimiento y la formación.
4. El uso de tablas completas de datos y formatos condicionales nos han permitido detectar técnicas no adecuadas en los propios equipos o claramente divergentes con otros equipos similares. Esto ha permitido la corrección y uniformidad de técnicas por protocolo.

DISCUSIÓN:

En la directiva EURATOM artículo 58b, establece que “la información relativa a la exposición del paciente sea parte del informe del procedimiento médico-radiológico”. El criterio y la metodología para cumplir este punto debe ser lógica y comparable, a la vez que útil y practica, por lo que el desarrollo propuesto parece cumplir con dichos puntos.

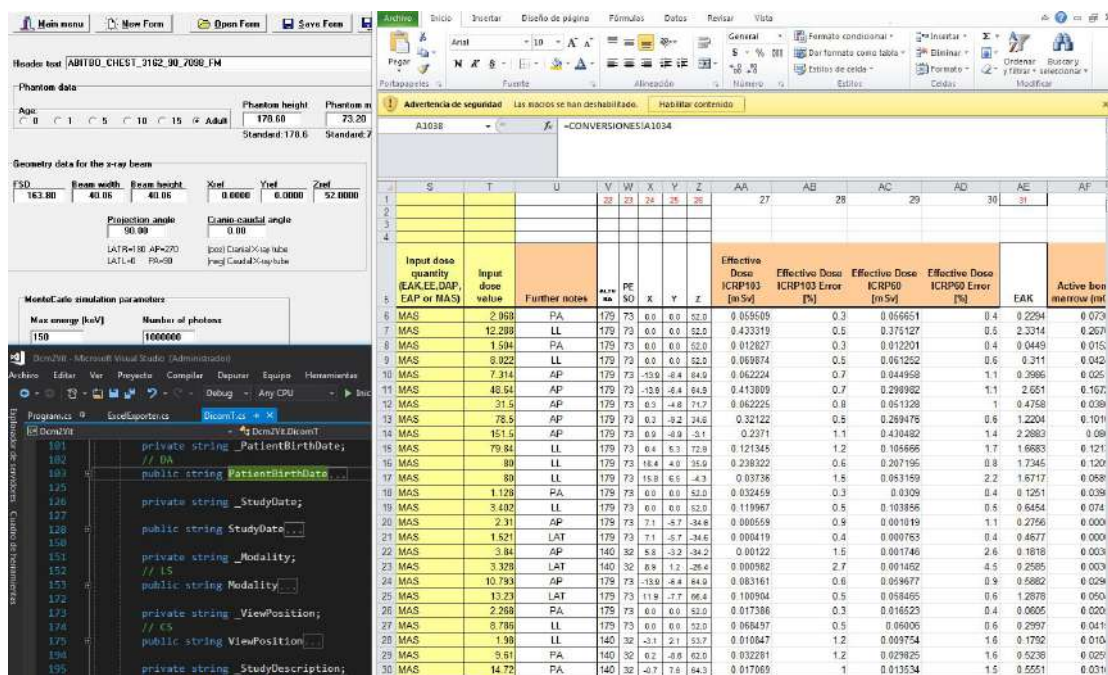


Figure 366:

CONCLUSIONES:

Se ha establecido una metodología de cálculo de dosis en órgano y cálculo de dosis efectiva en radiología convencional de manera que resulte útil y asumible para un servicio de física médica.

A los beneficios del cumplimiento de la legislación se suman la detección de malas practicas y la uniformidad de protocolos en equipos de RX.

Pósteres Radiodiagnóstico / 279

Creación y optimización de protocolos pediátricos para la adquisición de imágenes planares con kilovoltaje en equipo de imagen integrado en acelerador lineal

Autores: Clara Delgado-Soler¹ ; David Sánchez Artuñedo¹

¹ S. Física i P.R, Hospital Universitari Vall d'Hebron, Barcelona

Corresponding Author: c.delgado@vhebron.net

Introducción

Debido a la introducción de técnicas de intensidad modulada que permiten conformar la dosis en la región a tratar ha aumentado la preocupación por el posicionamiento del paciente. Por ello, diferentes casas comerciales han desarrollado sistemas de rayos X integrados en los aceleradores. En particular, Varian Medical System con su On Board-Imager (OBI) facilita el flujo de trabajo con protocolos de adquisición planar predefinidos.

Estos protocolos están diseñados para paciente adulto, dado que nuestro centro es referente en radioterapia pediátrica, el objetivo de este trabajo es crear protocolos pediátricos para imagen planar.

Material y Métodos

Para el estudio se usaron tres maniqués diferentes: el maniqué antropomórfico RANDO, una calavera para evaluar la correcta visualización del hueso en los diferentes protocolos, y un maniqué casero simulando un tórax pediátrico compuesto por dos esponjas (pulmones), metacrilato (mediastino), un costillar (parrilla costal) y un hueso simulando columna.

Los tres maniqués fueron simulados en una TC y se crearon planes de tratamiento en el sistema de

planificación y cálculo Eclipse (Varian Medical System) según la zona anatómica a evaluar.

Se crearon cinco grupos de edad (1-3, 4-7, 8-11, 12-15, >16 años) dentro de siete de los protocolos predefinidos (antero-posterior y lateral para tórax, cabeza y pelvis, y protocolo de extremidades). Para cada grupo de edad se estudiaron 3 niveles de dosis, el predefinido por el sistema, otro usando las características de referencia en radiología pediátrica de nuestro centro y, por último, disminuyendo más estas características. Una vez situados los maniqués en el acelerador según simulación, se aplicaron desplazamientos aleatorios pero conocidos y se adquirieron imágenes ortogonales de kV. En total se adquirieron 144 imágenes.

Catorce participantes, 9 médicos y 5 técnicos, valoraron la visualización de las partes blandas, las estructuras óseas y la calidad global de la imagen y realizaron el “matching” entre las imágenes adquiridas y las DRR. En total se analizaron 766 imágenes en las cuales se estudia la diferencia de dosis respecto a la nominal, la diferencia de desplazamientos, el filtro de visualización y la puntuación de la imagen.

Resultados:

Para cada protocolo se eligió el que presentara la mejor relación disminución de dosis respecto a la valoración global de la calidad de la imagen. Se descartaron los protocolos con un desplazamiento promedio total en el matching superior a 2 mm. La tabla 1 muestra disminuciones en dosis superiores al 90% en varios de los nuevos protocolos creados. Las puntuaciones de las imágenes en los nuevos protocolos se mantienen mayoritariamente por encima del 7.5, exceptuando los protocolos pélvicos, como muestra la tabla 2. Los evaluadores que probaron varios filtros reportaron mejores puntuaciones aunque no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

Discusión

La calidad de la imagen planar de un OBI debe ser suficiente para poder verificar el posicionamiento del paciente y, por tanto, inferior a una calidad diagnóstico. Las puntuaciones de la calidad de imagen se mantiene elevadas pese a la disminución de dosis, excepto en pelvis, donde el uso de un maniquí de características adultas no es adecuado para este estudio.

Conclusiones

La creación de estos protocolos permite reducir dosis en pacientes en los cuales hay una especial sensibilidad sobre la administración de dosis innecesarias.

	Tórax AP	Tórax LAT	Cabeza AP	Cabeza LAT	Extremidades	Pelvis AP	Pelvis LAT
1-3 años	-92,7%	-91,6%	-89,1%	-81,7%	-91,9%	-84,8%	-91,7%
4-7 años	-84,5%	-90,2%	-79,9%	-73,9%	-94,4%	-77,8%	-88,4%
8-11 años	-83,6%	-97,8%	-77,2%	-64,7%	-93,1%	-71,5%	-83,5%
12-15 años	-52,0%	-95,3%	-70,9%	-46,1%	-70,6%	-51,8%	-81,8%
>16 años	-46,2%	-90,4%	-46,7%	-36,9%	0,0%	-72,4%	-75,0%

Figure 367: Tabla 1: Disminución de dosis para los diferentes protocolos

	Tórax AP	Tórax LAT	Cabeza AP	Cabeza LAT	Extremidades	Pelvis AP	Pelvis LAT
1-3 años	9,7	10,0	8,1	7,8	6,7	-	-
4-7 años	9,7	10,0	8,3	8,3	8,9	5,2	5,7
8-11 años	9,7	10,0	8,3	8,1	7,8	5,7	4,6
12-15 años	9,7	10,0	8,5	8,1	10,0	6,3	5,0
>16 años	9,7	8,3	7,1	8,6	10,0	5,0	4,6

Figure 368: Tabla 2: Puntuación de los diferentes protocolos

Utilidad de un programa de registro de dosis para el seguimiento de pacientes de radiología intervencionista con riesgo de desarrollar lesiones.

Autor: Teresa Perez Garcia-Estañ¹

Co-autores: José carlos Ramírez Carmona² ; Daniel Blasco Avellaneda³ ; Manuel José Buades Forner³ ; Bonifacio Tobarra González⁴

¹ Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica, Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia

² HCU Virgen de la Arrixaca

³ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

⁴ Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca.

Corresponding Author: teresapge@gmail.com

Introducción

Los procedimientos más complejos en radiología intervencionista a menudo llevan asociados altas dosis al paciente, pudiéndose superar los umbrales de aparición de lesiones tisulares nocivas.

Estos efectos son de aparición tardía, por lo que es recomendable realizar un seguimiento de aquellos pacientes con mayor riesgo de desarrollar lesiones en piel.

Este trabajo presenta los resultados del programa de detección y seguimiento de pacientes con riesgo de sufrir lesiones en piel puesto en marcha en nuestro hospital, basado en un sistema automático de registro y gestión de dosis.

Material y métodos

El sistema Corporativo de Gestión de dosis en el Diagnóstico por imagen del SMS (DoseWatch, GE) registra los datos técnicos y dosimétricos del estudio.

Se han establecido unos niveles de alerta de dosis basados en las recomendaciones de la Sociedad Internacional de Radiología Intervencionista (SIR) (Tabla 1). Desde finales de 2017 se ha incluido también un nivel de alarma si el paciente recibe un Kerma en aire acumulado superior a 7 Gy en sucesivas intervenciones.

Parámetro	Umbral
Kerma en aire, K_{air}	5000 (mGy)
Producto dosis área, PDA	500.000 (mGy.cm ²)
Tiempo fluoroscopia	3600 (s)

Figure 369: Umbrales de alerta de dosis

Estas alertas se transmiten de forma automática al Servicio de Protección Radiológica mediante correo electrónico. En estos casos se analiza el mapa de incidencia de dosis para verificar los valores pico de dosis en piel.

A las 2 semanas tras la intervención se remite un informe al Servicio de Radiología para realizar un seguimiento a aquellos pacientes que presentan picos de dosis en piel superiores a 3 Gy. Dicho seguimiento se realiza mediante una encuesta telefónica, quedando registrados los síntomas referidos por los pacientes. Está previsto derivar al médico especialista aquellos pacientes con síntomas agudos.

El programa de seguimiento se inició en junio de 2018 y, hasta la fecha, se han recogido datos hasta octubre.

Resultados y Discusión

Durante el período de estudio se realizaron un total de 2268 estudios intervencionistas, de los cuales 101 superaron alguno de los umbrales de alerta.

Tras revisar los mapas de distribución de dosis, 14 pacientes se incluyeron en el programa de seguimiento, lo que representa sólo el 0.53% del total. De estos 14 pacientes, un 50% han presentado efectos secundarios, aunque éstos han sido de carácter leve (alopecia temporal y sequedad y rojez en la piel).

Modalidad	N estudios	$K_A > 3 \text{ Gy}$	$K_A \text{ max (Gy)}$	Seguimiento	% pacientes	Síntomas	% pacientes con síntomas	
							Seguimiento	Total
Vascular	661	27	8.5	6	0,91%	1	17%	0,15%
Neurorradiología	368	54	15.1	5	1,36%	5	100%	1,36%
Hemodinámica	1239	20	6.3	3	0,24%	1	33%	0,08%
TOTAL	2268	101	---	14	0,53%	7	50%	0,31%

Figure 370: Resultados del programa de seguimiento de pacientes con alerta de dosis

Conclusiones

El sistema Corporativo de registro y gestión de dosis ha demostrado ser una herramienta de gran utilidad para la detección de pacientes con riesgo de desarrollar lesiones en piel, permitiendo la realización de un seguimiento temprano de los mismos.

Pósteres Radiodiagnóstico / 328

Plug-in para análisis imágenes de control de calidad de mamografía, “CC mamó”.

Autores: Francisco Rafael Lozano Martínez¹ ; M.J. Rot¹ ; Marta Manzano Rodríguez² ; Luis Carlos Martínez Gómez¹ ; Mario Leonor Yuste² ; Rosa Gilarranz³

¹ Hospital Universitario 12 de Octubre

² H.U. 12 de Octubre

³ HU 12 de Octubre

Corresponding Authors: fr.lozano1984@gmail.com, , luisc.martinez@salud.madrid.org

INTRODUCCIÓN

Este trabajo presenta una aplicación (plug-in) para imageJ, mediante la cual se automatiza el análisis de las imágenes tomadas para el control de calidad “mensual/semanal” en mamografía, el cual engloba las pruebas MD017, MD018, MD024, MD028, MD031 y MD032 recogidas en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico1 (PECCRX).

MATERIAL Y MÉTODO

Para el desarrollo de este plug-in se ha utilizado el lenguaje de programación java, y se ha compilado dentro del propio imageJ para que sea una aplicación funcional del propio imageJ, no necesitando así ningún tipo de instalación.

El plug-in analiza las imágenes realizadas para las pruebas MD017, MD018, MD024, MD028, MD031 y MD032, tal y como sugiere el PECCRX1, de forma automática (ROIS, Valores de Pixel, Desviación estándar, parámetros derivados...) y presenta los datos. Se han hecho tres bloques o grupos de pruebas:

- Grupo 1: MD017 (CAE) y MD018 (Sistema de Compresión).
- Grupo 2: MD024 (Detector) y MD028 (Detector).
- Grupo 3: MD031 (Calidad de Imagen) y MD032 (Calidad de Imagen).

Los datos de la adquisición se cogen automáticamente de la cabecera DICOM. Los resultados del análisis se muestran en pantalla junto con las diferencias respecto a las referencias. Al final de cada bloque de pruebas el plug-in genera un informe (en formato .doc) que recoge los datos de la adquisición (técnica, modo de exposición, etc...) y los datos del análisis.

Una vez analizados los tres grupos, el plug-in genera otro informe final, con los resultados de cada prueba junto con las referencias iniciales y las tolerancias.

RESULTADOS

Los resultados del plug-in se resumen en un informe con el resultado de cada una de las pruebas. En la figura1 se muestra una captura de pantalla del menú principal del plug-in que nos da acceso a cada uno de los grupos de pruebas a realizar. En la figura2 se muestra la pantalla final del análisis del grupo de pruebas 2, así como el informe final correspondiente al análisis de todas las pruebas.



Figure 371: Pantalla principal del plug-in “CC mamó”.

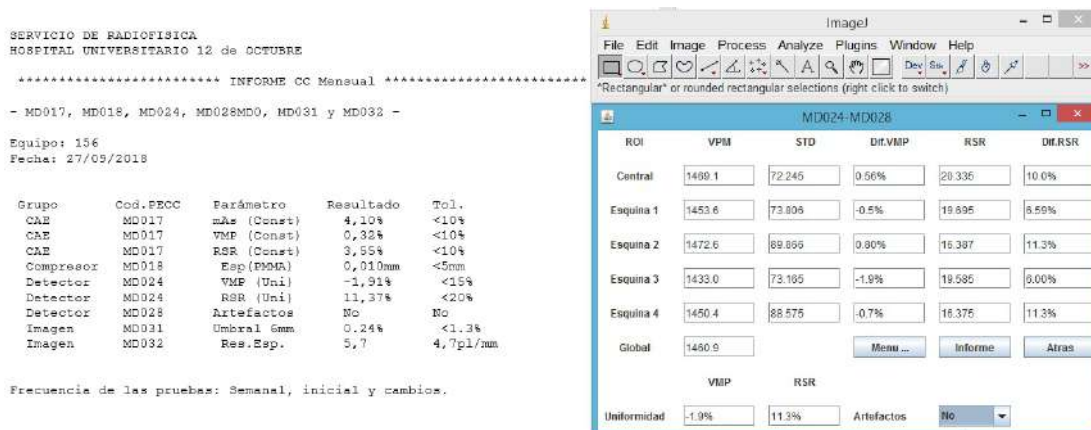


Figure 372: Izqda: Informe final. Dcha: Pantalla del resultado del análisis correspondiente al grupo de pruebas G2 del plug-in “CC mamó”.

DISCUSIÓN

Después del uso del plug-in en nuestro servicio, hay que seguir puliendo algún detalle de funcionamiento, pero en líneas generales cumple con el objetivo. El funcionamiento es usuario independiente, aunque en algunos casos se requiere la intervención del mismo para la selección de alguna ROI o parámetros de calidad de imagen. En futuras versiones se incluirá un análisis del CD-MAM para hacer una versión más completa, ya que esta trabaja sobre imágenes del “maniqui” TOR MAX.

CONSLUCIONES

El uso del plug-in facilita mucho al análisis de las imágenes, y además mejora el seguimiento de los parámetros analizados, ya que el análisis se realiza siempre de la misma manera, mejorando la reproducibilidad del mismo.

La principal ventaja del plug-in es su desarrollo en imageJ, ya que esto permite su uso en cualquier equipo sin necesidad de instalación de ningún software al ser un paquete autoejecutable.

REFERENCIAS

1. SEFM-SEPR-SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011. Senda Editorial S.A. 2011.

Pósteres Radiodiagnóstico / 669

Software propio para el análisis del bajo contraste

Autores: Fernando Ruiz Marín^{None} ; Javier Sánchez Ruipérez¹

¹ *Hospital Universitario de Badajoz*

Corresponding Authors: ferruimar12@gmail.com, ruipe90@gmail.com

Introducción

La prueba del umbral de sensibilidad o bajo contraste es una de las pruebas básicas del control de calidad de algunos equipos de radiodiagnóstico según el del PECCRD.

Su análisis consiste en la visualización por parte de un observador de diferentes objetos con detalles de espesor variable, siendo su resultado muy subjetivo. Por ello, hemos escrito un algoritmo que analice de manera automática las imágenes y sea por tanto independiente del observador.

Materiales y métodos

El maniquí empleado es TO N3 (Test de Leeds) específico para el análisis de bajo contraste (Ver figura 1) que consiste en 19 círculos de 11 mm de diámetro con un rango de contraste entre 0.007 y 0.16.

El script gráfico se ha elaborado en el entorno de programación MATLAB R2016a, que analiza a partir de las imágenes DICOM adquiridas el valor medio de los píxeles (VMP) y su desviación estándar (STD) contenidos en una ROI (region of interest).



Figure 373: Imagen del test de Leeds N3

Mediante el algoritmo se segmentan los círculos con mejor contraste de la imagen empleando diferentes filtros, obteniéndose a través de una función implementada en Matlab, las coordenadas de sus centros. Debido a que todos los círculos giran alrededor de un centro común, se calcula este centro mediante un sistema de ecuaciones. Una vez calculado, se emplea una matriz de rotación para calcular el centro del resto de los objetos. Finalmente, se dibujan las ROIs de tamaño mitad al círculo que analiza y se calcula el valor medio y la desviación estándar de los píxeles contenidos en cada una.

Resultados

Los resultados que nos devuelve el programa después de ejecutarlo podemos verlo en la figura 2.

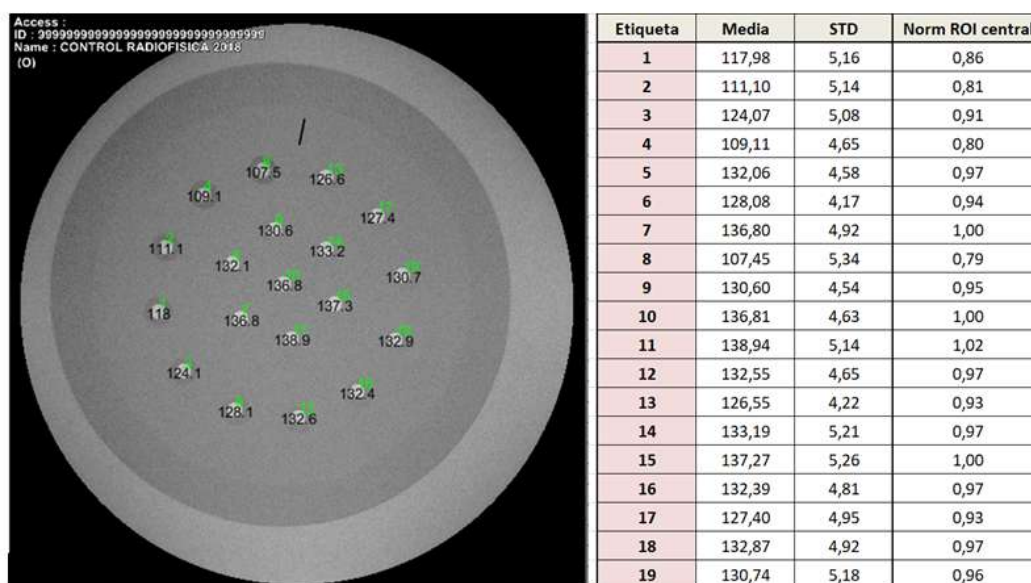


Figure 374: En la imagen de la izquierda se puede observar el maniquí con las ROIs del software y sus VMP correspondientes, mientras que en la derecha la tabla con los resultados obtenidos

Se puede observar cómo los círculos donde existe más contraste tienen un VMP menor mientras que en los círculos centrales es más parecido y más cercano al del círculo central. Esto se puede contrastar normalizando los resultados con respecto al ROI central, observándose que los objetos con mayor contraste son los de menor valor, mientras que los que son más difíciles de visualizar están más cercanos a la unidad.

Por último, se puede apreciar cómo existe mayor diferencia de valor medio de píxeles entre los círculos contiguos más externos en comparación con la pequeña diferencia entre círculos internos.

Conclusiones

Con este programa, el análisis es automático y no depende del observador, lo que permite un análisis más correcto de la prueba. Además, registra automáticamente los resultados obtenidos en el test para poder compararlos anualmente.

Pósteres Radiodiagnóstico / 652

Verificación de los niveles de referencia del Producto Dosis Longitud (DLPs) para estudios craneales con TAC en el Hospital Universitario Son Espases (HUSE)

Autores: Francesc Sansaloni Florit¹ ; Mireia Hernandez Trujillo² ; María Jesús Sánchez García¹ ; Joan Cristòfol Font Gelabert¹

¹ Hospital Universitari Son Espases

² Hospital Son Espases, Mallorca

Corresponding Author: francescsansaloni@gmail.com

1.Introducción

Con la implementación de la normativa EURATOM 59/2013 la revisión y verificación de las dosis administradas a los pacientes es de obligado cumplimiento. Esta revisión es especialmente importante en las exploraciones con TAC, ya que estos equipos suelen ser los que administran dosis más elevadas a los pacientes conjuntamente con los procedimientos en intervencionismo. El objetivo de este estudio es analizar los diferentes protocolos de TAC craneal del HUSE. El análisis de estos protocolos nos permitirá también uniformizar los protocolos en los diferentes TACs, eliminar protocolos duplicados y establecer nuevos DRL propios del Hospital.

2.Material y métodos

En el HUSE está instalado el sistema de registro de dosis DoseWatch de GE. Este programa permite extraer los datos de todas las exploraciones realizadas e información relevante a nivel dosimétrico. Se han extraído los datos de los cuatro TACs:

- 2 GE Brightspeed 16 (Urgencias e intervencionismo)
- 1 GE Optima CT 660 (Pediatria)
- 1 GE LightSpeed VCT XTe (traumatología adultos)

En la primera parte del estudio se han identificado los protocolos y las técnicas de cada uno de ellos y posteriormente se han analizado los niveles de dosis por longitud (DLP) de los protocolos más utilizados en los cuatro equipos (n>50). Además, estos valores se han comparado con los valores de referencia (DRLs) a nivel Europeo establecidos en el documento "Radiation Protection 180 – Diagnosis reference Levels in Thirty-six european countries"(1)

3.Resultados

Se han realizado un total de 3365 exploraciones: 2508 (74.5%) de Urgencias, 405 (12.0%) de pediatria, 268 (8.0%) de intervencionismo y 184 (5.5%) de traumatología de adultos. Los protocolos utilizados de forma más frecuente, como mínimo 50 exploraciones se presentan en la Tabla I y figura 1, donde vienen representados los valores estadísticos del DLP (mGy·cm).

	10.1 Cráneo Secuencial	1.10 N5 CT Perfusión (4cm)	1.1 N1 Cráneo Básico (2.5/5mm)	10.3 Cráneo Trauma	10.18 Politrauma Paciente estable	11.5 cr se 2.5 5mm 8-15 años
Casos (n)	1929	62	552	478	59	55
Promedio	847	2822	631	862	2247	428
Mediana	750	3270	573	791	2322	420
Des. Est.	279	1199	218	274	815	86
Máximo	3998	4725	2883	3164	5089	888
Mínimo	344	479	371	625	124	305
Percentil 25	729	3015	521	729	1810	378
Percentil 75	791	3403	657	853	2595	460

Figure 375: DLP(mGy·cm)-Por protocolo

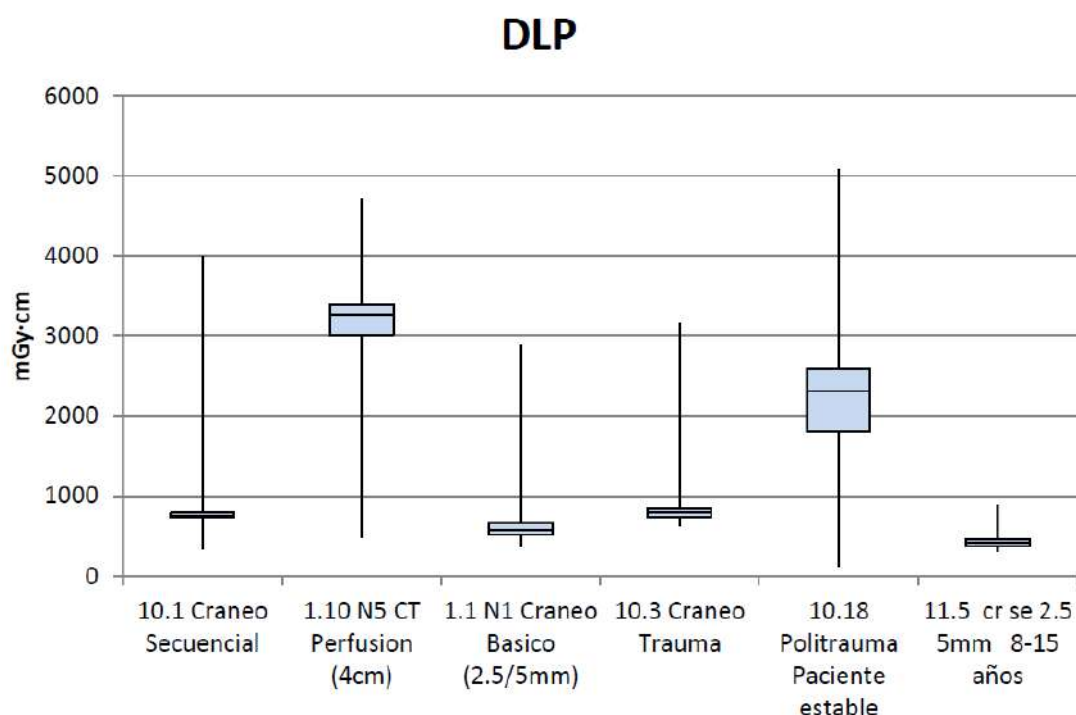


Figure 376: DLP(mGy·cm)-Por protocolo

4. Discusión

En el documento RD-1801 los DRL de DLP para CT craneales en adultos es de 760-1300 mGy·cm, y como podemos observar, en dos de los protocolos de adulto estamos en ese rango (10.1 y 1.1), mientras que en otros dos obtenemos valores mayores (1.10 y 10.18). Los dos protocolos que están por encima de los DRLs son los estudios de perfusión, en los cuales ya es conocido que la dosis administrada al paciente es mucho mayor que en una exploración estándar, y el otro caso es un protocolo de TAC de urgencia para pacientes con politraumatismos. Esto es debido al mayor número de series realizadas (8), en comparación con una exploración estándar (3-4).

En pediatría los DRL oscilan entre 620-900 mGy·cm (6 y 10 años) y entre 850-920 mGy·cm (11 a 15 años). En nuestro hospital obtenemos un promedio para el protocolo pediátrico de 8 a 15 años de 428 mGy·cm.

5. Conclusiones

Los valores obtenidos de DLP en el HUSE están dentro de los DRLs europeos, para exploraciones estándar de adultos y pediátricos. Los valores superiores a los DRL son consecuencia de exploraciones especiales (perfusión y pacientes politraumáticos de urgencias).

6.Referencias

(1) Radiation Protection 180

Pósteres Radiodiagnóstico / 73

Puesta en marcha de un sistema de calidad en Protección Radiológica en hospitales privados de alta complejidad

Autores: Susana Alicia Blanco¹ ; Daniel Andisco²

¹ Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Tecnológicas CONICET

² Universidad Favaloro

Corresponding Authors: sblanco.inc@gmail.com, daniel.andisco@gmail.com

La protección radiológica en radiodiagnóstico ha tomado un importante rol después de la Llamada de Bonn a la Acción efectuada en el año 2012.

Los Servicios de Radiodiagnóstico que pueden contar con Físicos Médicos en esta área, en la República Argentina, son los que pertenecen a hospitales en general de atención terciaria y de carácter privado. Estos centros de salud por lo general buscan acreditación internacional por Joint Commission o EuroSafe Imaging.

En este trabajo queremos presentar los pasos que hemos puesto en práctica para el desarrollo de un plan de calidad integral de radioprotección del paciente y el personal en este tipo de hospitales.

Los materiales desarrollados para este plan de calidad son los siguientes:

Diagnóstico de situación a través de la revisión de protocolos y dosis entregadas.

Redacción de un manual de calidad que contemple los alcances del programa

Redacción de protocolos diferenciados entre adultos y pediátricos estableciendo en este caso grupo de edades y medición del IMC para todos los estudios de radiodiagnóstico. Este punto es especialmente importante en tomografía computada e intervencionismo

Programa de control de calidad del equipamiento instalado

Control de calidad de imágenes médicas con fantomas especializados

Establecimiento de las dosis de referencia en cada equipo y procedimiento.

Establecimiento del uso de protectores en los pacientes

Control periódico de delantales plomados

Implementación de un método interno para la justificación de las prácticas y la repetición de estudios

Incentivar el uso de manuales de prescripción de estudios de radiodiagnóstico

Establecimiento de normas de seguridad en quirófanos

Control y análisis de la dosimetría personal

Procedimientos de gestión interna del hospital

Todos estos elementos se completan con un programa de capacitación continua que abarca a todo el personal dividido en tres niveles (médicos, técnicos, otro personal) con evaluaciones.

El tiempo estimado de puesta en marcha de un programa de este tipo es de al menos un año y se apoya y perfecciona siguiendo los resultados de auditorías internas permanentes. Encuentra sus mayores obstáculos en el personal médico (cirujanos, prescriptores, anestesistas) reacios a discutir temas de radioprotección. Con una intensiva capacitación, auditorías y apoyo del personal técnico el avance resulta lento pero al cabo al menos un año aproximadamente se comienza a notar el cambio de paradigmas y la aceptación del programa.

La gestión de la protección radiológica del paciente se logra en forma efectiva cuando se encuentra implementado un Sistema de Gestión de la Calidad. La capacitación realizada en forma de cursos breves, pero impartidos de manera extensiva a todo el personal cuidando los niveles adecuados, es la herramienta fundamental para lograr los cambios en la mentalidad del personal.

Pósteres Radiodiagnóstico / 456

Establecimiento de Niveles de Referencia Locales en los Hospitales de Granada. Metodología

Autores: Julio Almansa López¹ ; Diego Burgos Trujillo² ; Juan Luis Osorio Ceballos¹

¹ Hospital Virgen de las Nieves. Granada

² Hospital San Cecilio. Granada

Corresponding Author: jalmansa.lopez@gmail.com

Introducción

La Directiva 59/2013/EURATOM estipula que “Los Estados miembros garantizarán el establecimiento, revisión regular y uso de niveles de referencia para diagnóstico para los exámenes de radiodiagnóstico, teniendo en cuenta los niveles de referencia para diagnóstico europeos recomendados, cuando existan y, si procede, para los procedimientos de radiología intervencionista”. Por otra parte se debe proceder a realizar “revisiones locales adecuadas siempre que se superen de manera constante los niveles de referencia para el diagnóstico y que se tomen las medidas correctoras adecuadas sin dilación”

Es por ello que en los Hospitales de Granada (Hospital Virgen de las Nieves y Hospital San Cecilio) nos hemos propuesto establecer nuestros Niveles de Referencia Locales (LDRLs) para los principales procedimientos de radiodiagnóstico y de radiología intervencionista así como su comparación con Niveles de Referencia internacionales. Estos datos además pueden servir como fuente para el establecimiento de Niveles de Referencia Nacionales.

En este trabajo presentaremos el alcance del estudio y la metodología utilizada, y en trabajos independientes presentaremos los resultados obtenidos para las distintas modalidades.

Material y método

Ya en el congreso anterior (Comunicación 01331) detallábamos los esfuerzos realizados en nuestros centros para configurar y recopilar los informes estructurados de dosis (RDSR). Desde entonces el progreso ha sido significativo lo que nos permite acceder a suficiente información de indicadores de dosis para realizar este estudio.

	HSC		HVN		NOTAS
	RDSR	Imagen	RDSR	Imagen	
Convencional	5		3		Se incluirán 10 equipos que actualmente se están instalando
Mamografía		4	1	1	
TC	3		5		Adicionalmente 1 PET/CT (HVN)
Intervencionismo	2		3		

Figure 377: Distribución de equipos por modalidad, centro y método de obtención de la información dosimétrica

La metodología seguida ha sido:

- Configuración de los equipos que soportan RDSR para el envío automático de estos al PACS corporativo andaluz. De esta forma la información dosimétrica forma parte del estudio del paciente y permite su recuperación en cualquier momento.
- Configuración de una regla automática para el reenvío de los RDSR recibidos (SOP class: 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.88.67) a un nodo DICOM (dcmk) para su posterior importación en el sistema de Gestión de Indicadores de Dosis OpenREM. Este sistema lo hemos instalado y configurado en una máquina virtual accesible desde los dos hospitales.
- Para el análisis y establecimiento de los LDRLs se ha trabajado con las utilidades de OpenREM así como con los ficheros exportados en formato xlsx o csv y analizados con macros (hojas de cálculo) y scripts de R.

De forma general se han importado los estudios realizados en el periodo 2017-2018 con la excepción que, para las exploraciones mamográficas también se han importado las imágenes generadas por varios equipos correspondientes a 1 o 2 meses de trabajo.



Figure 378: Herramientas utilizadas: OpenREM, R, Excel/LibreOffice

Resultados

Como principales problemas encontrados en el análisis de la información dosimétrica podemos citar:

- Nomenclatura de las exploraciones. Dificultad para segregar la información
- Deficiencias en la información (identificación de equipos, magnitudes dosimétricas) lo que limita el análisis de datos.

Conclusiones

Tenemos en funcionamiento un sistema y metodología que nos permite realizar una revisión sistemática de los niveles de dosis impartidas en nuestra instalaciones. Esta sistematización nos permite cumplir con la normativa europea establecida en la 59/2013/EURATOM.

Pósteres Radiodiagnóstico / 508**Cuantificación de la reducción de dosis para los protocolos más representativos en tomografía computarizada para dos equipos con diferente software.**

Autores: M^a Yolanda Molina López^{None} ; Zulima Aza Villarrubia^{None} ; Hugo Pérez García¹ ; Eduardo Pardo Pérez² ; Juan Castro Novais² ; Sheila Ruiz Maqueda³

¹ Hospital Universitario QuirónSalud Madrid

² Hospital QuirónSalud Madrid

³ Hospital Quirón (Madrid)

Corresponding Authors: myolandamolina@hotmail.com, zulima.aza@gmail.com

Introducción

En nuestro hospital se instaló un equipo de tomografía computarizada (TC) con un nuevo software de reducción de dosis. En este trabajo se evalúa y cuantifica la posible reducción de dosis debida a éste, mediante la comparación con otro TC de características similares, pero sin nuevo software.

Material y métodos

Se recogieron los valores del índice de dosis en tomografía computarizada (CTDI) y del producto dosis longitud (DLP) de unos 300 pacientes para tres de los protocolos más utilizados en TC, (cráneo, tórax y abdomen-pelvis). Estos datos se obtuvieron de un TC VCT LightSpeed (sin software de reducción de dosis) y de un Revolution TC (con software de reducción de dosis, Adaptive Statistical Image Reconstruction (ASIR)), ambos de General Electric (Chicago, Illinois, United States). Además se recopilaban las técnicas utilizadas en estos protocolos clínicos a comparar (kV, mA, espesor de corte, modo de adquisición, y pitch).

Para la obtención de estos datos se utilizó el software de registro de dosis, Radimetrics Enterprise Platform de Bayer Healthcare (Whippany, NJ), con éste se filtraron los datos que se querían analizar por edad, fecha y peso, así se obtuvo una muestra homogénea de pacientes.

Para cada protocolo se analizaron los valores promedio, mediana, máximo, mínimo, 1er y 3er cuartil para sendos TC, de los parámetros dosimétricos CDTI y DLP. Para la comparación de protocolos se recopilan la técnica de cada protocolo, mAs, kV y espesor de corte, como vemos en la tabla 1.

Resultados

Como se ve en la figura 1, ha habido una reducción de dosis en el protocolo de cráneo hasta un 29%, y en protocolo de tórax, hasta un 42%. En el protocolo de abdomen-pelvis se observa un aumento de la dosis, en este caso la técnica utilizada ha cambiado pero no como se esperaba para bajar dosis. En la tabla 1 se puede ver que se han modificado la técnica de los protocolos.

Discusión

En el nuevo TC se modificaron todos los protocolos. En cráneo, este cambio fue fundamental para la reducción del CTDI. Se bajó la técnica y por tanto la dosis con una calidad de imagen comparable a la anterior y clínicamente aceptable. En tórax, también se bajó la técnica, obteniendo una calidad de imagen similar y una apreciable reducción de dosis. Sin embargo, en el protocolo de abdomen-pelvis la dosis aumentó, en este caso se cambiaron parámetros que no reducen dosis y por tanto no son comparables. Este protocolo se analizará con más detenimiento. A pesar del aumento de dosis, ésta está por debajo de los niveles de referencia.

Estos cambios siempre han sido previamente supervisados por facultativos especialistas en radiología para garantizar que la capacidad diagnóstica de los equipos no se viese comprometida.

Conclusiones

En general se observa una reducción de dosis, bajando la técnica sin afectar a la calidad de imagen diagnóstica. En el caso del protocolo abdomen-pelvis será necesario hacer una revisión de éste, ya que este cambio ha contribuido a un aumento de dosis.

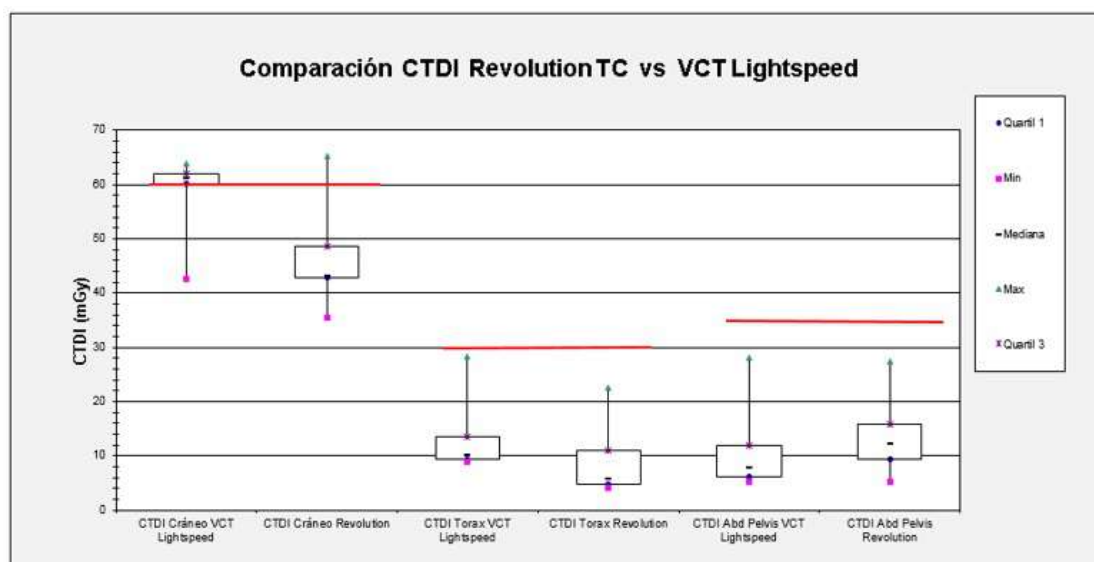


Figura 1: Comparación del CTDI entre un TC VCT Lightspeed y un TC Revolution, para diferentes localizaciones. Las líneas rojas son los niveles de referencia para cada localización.

Figure 379:

	Protocolo Cráneo			Protocolo Tórax			Protocolo Abdomen-Pelvis				
	VCT Lightspeed		Revolution TC	Nivel ref	VCT Lightspeed	Revolution TC	Nivel ref	VCT Lightspeed	Revolution TC	Niveles de referencia	
Modo	Axial dos TC consecutivos		Axial	Cabeza	Helicoidal	Helicoidal	Tórax	Helicoidal	Helicoidal	Abdomen	Pelvis
CTDI (mGy)	64	56	43	60	10,3	5,9	30	8,0	11,8	35	35
DLP (mGycm)	648		607	1050	390,6	217,8	650	435,2	525,66	750	570
kV	120		120		120	110		120	120		
mA	335	300	245		200	135		250	165		
Espesor corte (mm)	2,5	5,0	5,0		5,0	1,25		5,0	1,25		
Pich	1	1	1		0,98	0,98		1,37	0,98		

Tabla 1: Comparación de protocolos para las localizaciones de cráneo, tórax y abdomen-pelvis. Los valores corresponden a las medianas.

Figure 380:

Pósteres Radiodiagnóstico / 720

Efecto de la técnica del air gap en la calidad de imagen de procedimientos de radiología intervencionista sin rejilla antidifusora

Autores: Pablo Saldaña Gutiérrez¹ ; Roberto Martín Vaello² ; Joana Valcarcel^{None} ; Jonathan R. Joudanin Seijo³ ; Cristina Picón Olmos⁴

¹ Instituto Catalán de Oncología

² Institut Català D'Oncologia (L'Hospitalet)

³ Hospital Universitario de Bellvitge

⁴ Institut Català d'Oncologia-L'Hospitalet

Corresponding Author: psaldana@iconcologia.net

INTRODUCCIÓN

Los equipos de radiología intervencionista pueden impartir las mayores tasas de dosis a los pacientes de todas las modalidades de rayos X. La retirada de la rejilla es una estrategia para reducir la dosis

al paciente. Para compensar la pérdida de calidad de imagen se puede usar la técnica del *air gap*, que se basa en el hecho de que la radiación dispersa que llega al detector decrece según aumenta la distancia entre el paciente y el detector.

El objetivo de este trabajo fue analizar el impacto sobre la calidad de imagen de la técnica del *air gap* en procedimientos de radiología intervencionista sin rejilla antidifusora.

MATERIAL Y MÉTODOS

Maniquí: En este estudio se usó un maniquí TOR 18FG (Leeds Test Objects, Boroughbridge, Reino Unido).

Adquisición de las imágenes: Se obtuvieron series de imágenes del maniquí TOR situado en el isocentro de un angiógrafo (Siemens Axiom Artis dtA, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Alemania). Diferentes pesos de pacientes y cantidad de radiación dispersa se simularon usando espesores adicionales de PMMA (10, 15, 20, 25 cm). Para cada espesor, se adquirieron cuatro series de imágenes de fluoroscopia y de cine: con rejilla, sin rejilla, sin rejilla y *air gap* de 15, y sin rejilla y *air gap* de 27cm. El *air gap* se logró separando el detector de la superficie del PMMA.

Dosis a la entrada del paciente: En todas la series que se adquirieron se midió el kerma en aire a la superficie de entrada del PMMA con un detector R100B (RTI Electronics, Mölndal, Suecia).

Análisis de las imágenes: Dos radiólogos con experiencia analizaron las imágenes del maniquí. Para el análisis se usó el promedio de los valores dados por cada radiólogo.

RESULTADOS

Según se fue aumentando el espesor de PMMA se observó un deterioro de la calidad de imagen tanto en fluoroscopia como en cine. En todas las series se observó una recuperación de la calidad de imagen en las adquisiciones con *air gap* respecto a las adquisiciones sin rejilla. En la figura 1 se muestran los datos con 25 cm de PMMA y en la figura 2 la variación del contraste.

25 cm PMMA								
	Rejilla		Sin rejilla		Air gap 15 cm		Air gap 27 cm	
	Fluoro	Cine	Fluoro	Cine	Fluoro	Cine	Fluoro	Cine
Resolución (pl/mm)	11	12	4	11	7	14	9	12
Contraste (de 18)	8	12	1	8	5	10	7	12
Tasa kerma en aire (microGy/s)	282.1	12682.4	67.7	10102.4	136.5	10652.7	188.6	15840.4
kV	80	119	80	76	80	98	80	79.2
mA	61.1	219	21.6	342	39.9	266	50.4	657
ms	7.2	16	3.5	16	5	16	5.6	16
fps	15	15	15	15	15	15	15	15
mm Cu	0.2	0	0.2	0	0.2	0	0.2	0

Figure 381: Datos con 25 cm de PMMA

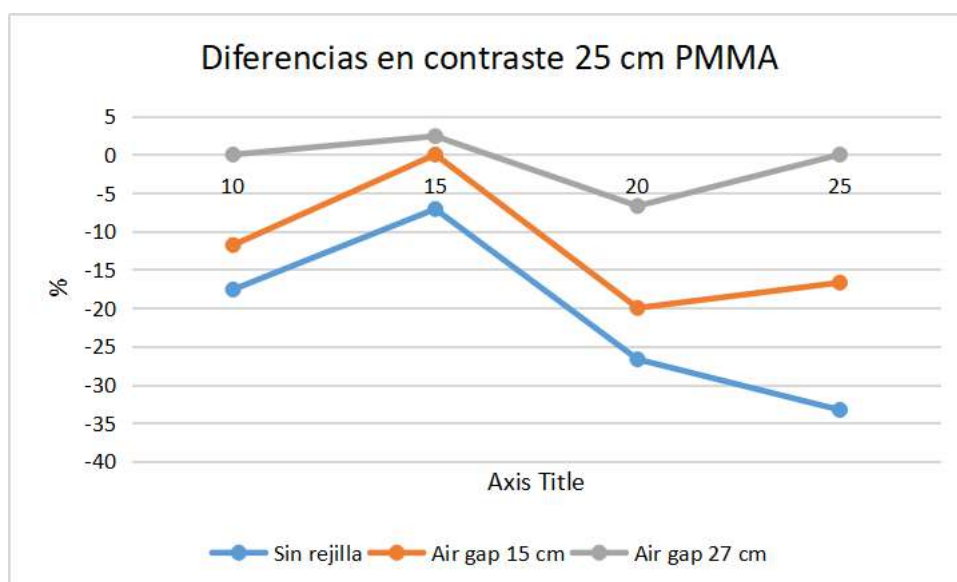


Figure 382: Diferencias de contraste con 25 cm de PMMA

DISCUSIÓN

Una mayor cantidad de radiación dispersa degrada de forma significativa la calidad de imagen en las series sin rejilla. El aumento de la distancia detector-PMMA es efectiva para reducirla pero la efectividad depende de la cantidad de material dispersor.

CONCLUSIONES

La técnica del *air gap* ha demostrado su utilidad en mantener una calidad de imagen aceptable en adquisiciones sin rejilla en las modalidades de fluoroscopia y cine.

Pósteres Radiodiagnóstico / 253

Aplicación de la Directiva 2013/59 EURATOM en procedimientos pediátricos de Radiología Digital y Cardiología Intervencionista

Autor: Luis Alejo Luque¹

Co-autores: Eva Corredoira Silva ¹ ; Gonzalo Garzón ¹ ; Eduardo Guibelalde del Castillo ² ; Carlos Huerga Cabrerizo

¹ Hospital Universitario La Paz

² Universidad Complutense de Madrid

Corresponding Author:

Desde la publicación de la nueva Directiva 2013/59 EURATOM en el diario oficial de la Unión Europea (17/01/2014), la comunidad científica relacionada con la Protección Radiológica en Medicina y los Servicios de Física Médica (SFM) han tratado de estudiar sus implicaciones y consecuencias, adaptándolas al medio hospitalario en el que se desarrolla su actividad. En Radiología, tres son las principales novedades incluidas en la Directiva: en primer lugar, la reducción del límite del equivalente de dosis en cristalino de los trabajadores expuestos, de 150 mSv a 20 mSv al año, que recoge lo recomendado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica en su Publicación 118; segundo, el registro de los parámetros relacionados con las exposiciones médicas de los pacientes y su inclusión en el informe radiológico, determinando la distribución de los indicadores de dosis y la revisión regular de los Niveles de Referencia Diagnósticos (DRLs en inglés), al menos por rangos de edad, con objeto de realizar procesos de optimización sin dilación cuando fuere necesario; y tercero, la ampliación y concreción de las responsabilidades del físico médico en los procedimientos

radiológicos especiales, que incluyen las exposiciones médicas pediátricas y los procedimientos de Radiología y Cardiología Intervencionistas. Este trabajo, que ha sido objeto de una tesis doctoral, describe las actuaciones realizadas por el SFM del Hospital Universitario La Paz para adaptar a la práctica clínica los requerimientos de la Directiva en el ámbito de la Cardiología Intervencionista (CI) y la Radiología Digital (RD) pediátricas.

Los objetivos principales son:

1. Estimar la dosis anual en cristalino de los trabajadores expuestos en procedimientos de CI pediátrica, y comparar los resultados obtenidos con el nuevo límite de 20 mSv al año exigido en la nueva Directiva 2013/59 EURATOM.

2. Realizar sin dilación un procedimiento de optimización dosimétrica en aquellos estudios de RD pediátrica que superen los correspondientes DRLs europeos, de acuerdo con lo exigido por la nueva Directiva 2013/59 EURATOM.

Los Materiales, Métodos y Resultados del trabajo han sido incluidos en 5 publicaciones internacionales indexadas:

1. Estimación de la dosis máxima anual en cristalino en CI pediátrica (DOI: 10.1016/j.apradiso.2015.05.008).

2. Caracterización de los protocolos habituales utilizados en CI en términos de dosis y calidad de imagen (DOI: 10.1120/jacmp.v17i4.5828).

3. Correlaciones de la dosis en cristalino con el equivalente de dosis personal y la dosis a paciente en CI pediátrica (DOI: 10.1016/j.ejmp.2017.03.015).

4. Simulación simple con maniquí antropomórfico para estimar los niveles de dosis en cristalino de los trabajadores expuestos en procedimientos intervencionistas (DOI: 10.1016/j.apradiso.2018.08.014).

5. Optimización de la dosis de radiación en estudios de RD convencionales de tórax realizados en neonatos y lactantes (DOI: 10.1259/bjr.20180022).

Las principales conclusiones son:

1. En CI pediátrica es muy improbable superar el límite de dosis en cristalino de 20 mSv al año exigido por la nueva Directiva 2013/59 EURATOM, si el equipo fluoroscópico utilizado está convenientemente ajustado.

2. Se ha realizado un procedimiento de optimización dosimétrica en una sala de RD en los estudios de tórax de pacientes menores de 1 año. La reducción se consiguió activando la cámara central del exposímetro automático, aplicando metodologías VGA y el modelo de Rose, y utilizando sistemas automáticos de gestión de dosis.



Figure 383: Cardiólogos intervencionistas pediátricos en la sala de Hemodinamia Infantil del Hospital Universitario La Paz.

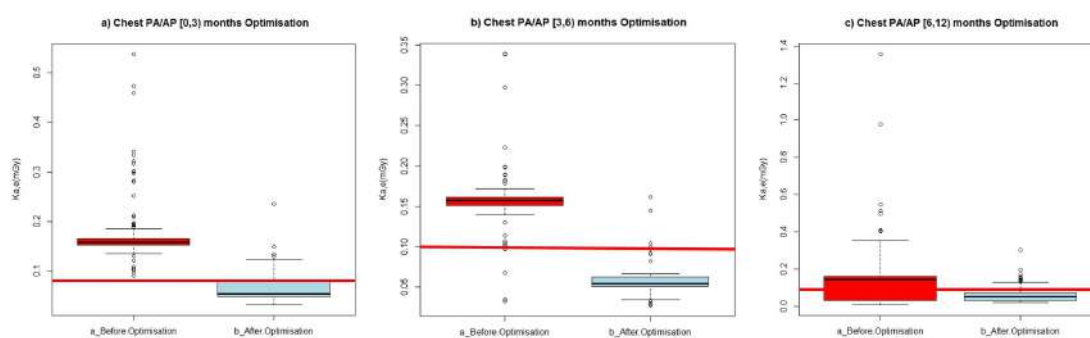


Figure 384: Optimización dosimétrica en estudios de tórax de RD pediátrica para tres rangos de edad de niños < 1 año. Las líneas rojas son los DRLs europeos.

Pósteres Medicina Nuclear / 588

Determinación de la masa captante de la glándula tiroides en pacientes con hipertiroidismo mediante gammagrafía planar con Tc-99m

Autores: Angel Infestas Maderuelo¹ ; Juan Miguel Becerro Morgado¹ ; Cristina Gonzalez Ruiz¹ ; Juan Miguel Granado Olmedo¹ ; Teresa Valdivielso Lopez¹ ; Fernando Sierra Diaz¹

¹ HGU Gregorio Marañón

Corresponding Authors: ainfestasmad@gmail.com, juanmy197@gmail.com

1.-Introducción:

La Directiva 2013/59/EURATOM exige efectuar dosimetría individualizada de pacientes en los tratamientos de medicina nuclear. Para la implantación del procedimiento en pacientes hipertiroideos tratados con I-131 es imprescindible conocer la masa captante del tiroides. De acuerdo con la literatura, ésta se puede determinar de forma aproximada a través del área del órgano de interés obtenida en la imagen planar.

Con el fin de mejorar la exactitud en el cálculo de esta magnitud se ha tratado de establecer un criterio de evaluación basado en la elección de un umbral, definido como el tanto por ciento del número máximo de cuentas mostradas en la imagen.

2.-Material y métodos:

Para establecer una relación adecuada entre el área y el umbral necesario para determinarla, se han realizado imágenes planares de diferentes volúmenes conocidos con actividades de Tc-99m equivalentes a las empleadas en la práctica clínica diluidas en suero salino.

Todas las imágenes fueron adquiridas en la gammacámara (firma Siemens, modelo Orbiter-75 con posibilidad de realizar SPECT) habitualmente usada en el diagnóstico. Los parámetros de adquisición de la imagen son los mismos que los de los estudios clínicos y se ha utilizado un maniquí que simula la región anatómica de interés.

Las imágenes se han analizado con el programa ImageJ (Fiji edition) ajustando el umbral necesario para que el área visualizada del maniquí se aproxime lo máximo posible al valor conocido.

De esta forma, buscamos una relación umbral-área que sea aplicable a cualquier tamaño del tiroides. Una vez calculada, se aplica a las imágenes de los pacientes y se determina la masa captante. Los resultados se comparan con los que se obtendrían si se aplicase un umbral del 30%, como recomienda la bibliografía consultada.

3.-Resultados:

A medida que aumenta el tamaño del objeto de estudio se aprecia que el umbral óptimo para conseguir sus dimensiones reales disminuye.

La relación umbral-área obtenida predice que para áreas pequeñas el umbral resultante se encuentra en torno al 30%, coincidiendo con la literatura, por lo que no es importante realizar correcciones. Sin embargo, a medida que aumenta el área, nuestra relación nos proporciona valores de umbral de hasta el 22% ocasionando diferencias importantes en la estimación de masa y por tanto, en la dosis absorbida.

4.-Discusión:

Estas variaciones en la determinación de la masa captante pueden suponer importantes desviaciones en la estimación de la dosis absorbida por la glándula. Como ejemplo, para un mismo paciente aplicando un umbral del 30% frente al umbral calculado por nuestra relación, de 26.1%, se obtiene una diferencia de masa de 9.4 g ($\epsilon_{rel}=20\%$), lo que supone una diferencia en la estimación de dosis de 37.5 Gy ($\epsilon_{rel}=24\%$).

5.-Conclusión:

Para alcanzar el objetivo de la dosimetría individualizada en pacientes de terapia metabólica el cálculo preciso de la masa captante es fundamental. Esto se puede observar en los resultados obtenidos que indican que el umbral óptimo se debe ajustar en función del tamaño del tiroides.

Pósteres Medicina Nuclear / 552

Protección radiológica y dosimetría en tratamientos de neuroblastoma con I131-mIBG

Autor: Alba Obesso de Diego¹

Co-autores: Rafael Plaza Aparicio ¹ ; Pablo Mínguez Gabiña ² ; Eva Corredoira Silva ¹

¹ Hospital Universitario La Paz

² Hospital Universitario Cruces/Gurutzeta

Corresponding Author:

Introducción: El neuroblastoma es un cáncer poco común del sistema nervioso simpático que se origina en el tejido nervioso de pacientes pediátricos. Para los casos de los neuroblastomas de alto riesgo se le aplica un tratamiento con I131-mIBG. El tratamiento consiste en dos ciclos en los cuales se aplica vía venosa un quimioterápico (Topotecán) y un radiofármaco (I-131-mIBG). Se trata de uno de los pocos tratamientos en los que la actividad de radiofármaco administrada en el segundo ciclo depende de la dosimetría de cuerpo completo del primero. En este trabajo se cuenta la experiencia en protección radiológica y en dosimetría de cuerpo completo y tumoral de pacientes pediátricos en el Hospital Universitario la Paz.

Materiales y métodos: Se cuenta con un Servicio de Radiofarmacia y activímetro ATOMBLAB 500, un detector Geiger Polimaster, una gammacámara SPECT-CT Infinia Hawkeye, un maniquí NEMA/IEC 2001 para realizar la corrección de volumen parcial, una habitación blindada y el software ImageJ.

La lectura de los dosímetros termoluminiscentes de los trabajadores y familiares corresponde a la proporcionada por el CND. La dosimetría de cuerpo completo de paciente se realiza a partir de la medida de tasa de dosis a un metro, y la dosimetría en tumor a partir de la actividad acumulada obtenida del análisis de 3 imágenes SPECT por ciclo. Basándonos principalmente en el estudio *Whole-Body Dosimetry for Individualized Treatment Planning of 131I-MIBG Radionuclide Therapy for Neuroblastoma*, desde enero del 2013 se han tratado 7 pacientes.

Resultados preliminares: Teniendo las fechas en las que se trató cada paciente, el resultado de la lectura de los dosímetros termoluminiscentes de los trabajadores oscila en el intervalo [0-1.1] mSv con un valor medio de 0.26 mSv, y el de los familiares entre [0.5-1.3] mSv con un valor medio de 0.91 mSv. Los resultados coinciden tanto en dosis profunda como en superficial.

Respecto a la dosimetría de paciente: En cuerpo completo obtenemos una media de dosis por actividad suministrada de 0.25 Gy/GBq lo que corresponde a una dosis por ciclo de 1.94 Gy, y el resultado de la dosimetría en tumor, que actualmente sólo se ha realizado a un paciente de 8 años y 31 Kg, ha resultado 0.62 Gy/GBq (8.11 Gy) en el primer ciclo y 0.63 Gy/GBq (2.51 Gy) en el segundo.

Discusión: Respecto a la dosimetría en tumor, debido a la existencia de metástasis y a la dificultad de delimitar la zona tumoral, únicamente se ha tenido en cuenta una zona captante bien diferenciada del resto. A pesar de ello, el resultado está en el mismo orden de magnitud que otras publicaciones.

Conclusiones: A pesar de las altas actividades administradas y la necesidad de realizar dosimetría en los tratamientos de neuroblastoma con I131-mIBG, no se ha visto comprometida en gran medida a la protección radiológica de las personas implicadas. El resultado obtenido respecto a la dosimetría tumoral representa un primer paso en la evaluación de la relación dosis efecto en los tratamientos de medicina nuclear.

Pósteres Medicina Nuclear / 388

Estudio calidad de imagen PET/CT digital con tecnología ToF. Comparativa PET/CT digital Vs. PET/CT analógico.

Autor: Itziar Valverde-Pascual¹

Co-autores: Agustín Ruiz Martínez ²; Artur Latorre-Musoll ²; María Lizondo ²; Jaime Perez-Alija ²; Carrasco de Fez Pablo ²; Nuria Jornet ²; Paula Delgado ²; Marta Barceló-Pagès ²; Montserrat Ribas ²; Pedro Gallego ²

¹ Hospital de la Santa Creu y Sant Pau

² Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Corresponding Author: pvalverde@santpau.cat

Introducción

Las plataformas digitales PET/CT son de muy reciente creación. Aunque prometedoras, no se conoce su rendimiento en comparación con las plataformas clásicas analógicas. Hemos realizado el primer estudio comparativo entre dos de estas generaciones de PET/CT para cuantificar las diferencias calidad de imagen que suponen.

Material y métodos

PET/CT digital Philips Vereos (instalado en enero de 2018). PET/CT Philips Gemini TF (instalado en 2010).

Se ha llevado a cabo un estudio comparativo de calidad de imagen entre un equipo PET/CT digital y un equipo PET/CT analógico, ambos dotados con tecnología Time of Flight (ToF) siguiendo los estándares NEMA NU-2012, utilizando el maniquí de imagen propuesto por los mismos.

Los parámetros de adquisición y reconstrucción fueron los recomendados por el fabricante.

Además de la calidad de imagen, también se comparan parámetros relevantes en la detectabilidad y cuantificación de las lesiones en la práctica clínica, como la resolución temporal y el Standardized Uptake Value (SUV).

En cada PET/CT se realizaron 3 adquisiciones (de tres minutos en el Philips Vereos y seis minutos en el Philips Gemini TF) para cada relación de contraste esfera:fondo, (CEF). En cada adquisición, se analizan los tres cortes centrales (Vereos) o dos cortes centrales (Gemini TF). Las adquisiciones se realizaron consecutivamente el mismo día para ambos PET/CT. Los valores de resolución temporal se obtuvieron de las pruebas de control diarias, realizadas con una fuente puntual de ^{22}Na (de 14,8 MBq, en el Vereos y 3,7 MBq en el Gemini TF) siguiendo el protocolo recomendado por el fabricante.

Resultados

Se presentan los valores del coeficiente de recuperación de contraste y del SUV para cada equipo y cada CEF (Figura 1). Las diferencias entre los valores obtenidos para los dos equipos, son estadísticamente significativas ($p < 0,05$), para todos los tamaños de esfera.

La resolución temporal del PET/CT Philips Vereos es de $310,3 \pm 0,2\text{ps}$ y para el PET/CT Philips Gemini TF de $532,5 \pm 0,9\text{ps}$.

Discusión

Los valores de los coeficientes de recuperación de contraste son mayores en el equipo digital, lo cual está relacionado con una mejor detectabilidad. Esta mejora es especialmente significativa en las esferas de menor tamaño (Figura 2). No obstante la variabilidad de los coeficientes es menor en el equipo analógico, si bien esto es esperable ya que el tiempo de adquisición fue más largo en este caso.

El rendimiento ToF es significativamente mejor en el Vereos, lo cual tiene un claro impacto en la detectabilidad de las esferas de menor tamaño.

El análisis de los valores de SUV muestra que el equipo Vereos reproduce mejor la razón entre las concentraciones esfera:fondo.

Conclusiones

La principal ventaja del PET-CT digital Philips Vereos, es que permite la detección de lesiones mucho más pequeñas y mejora la exactitud de cuantificación, lo que deriva en mayor detección de lesiones y mejor estadiaje de los pacientes.

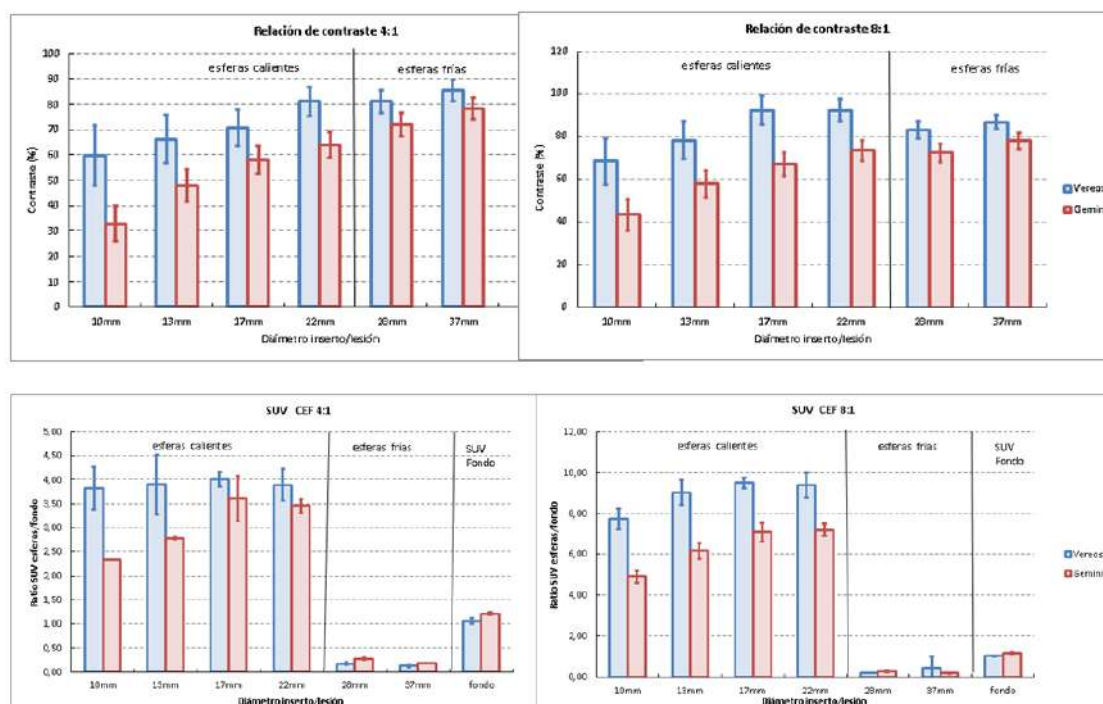


Figure 385: Calidad de imagen y ratio SUV esferas/fondo para CEF 4:1 y 8:1.

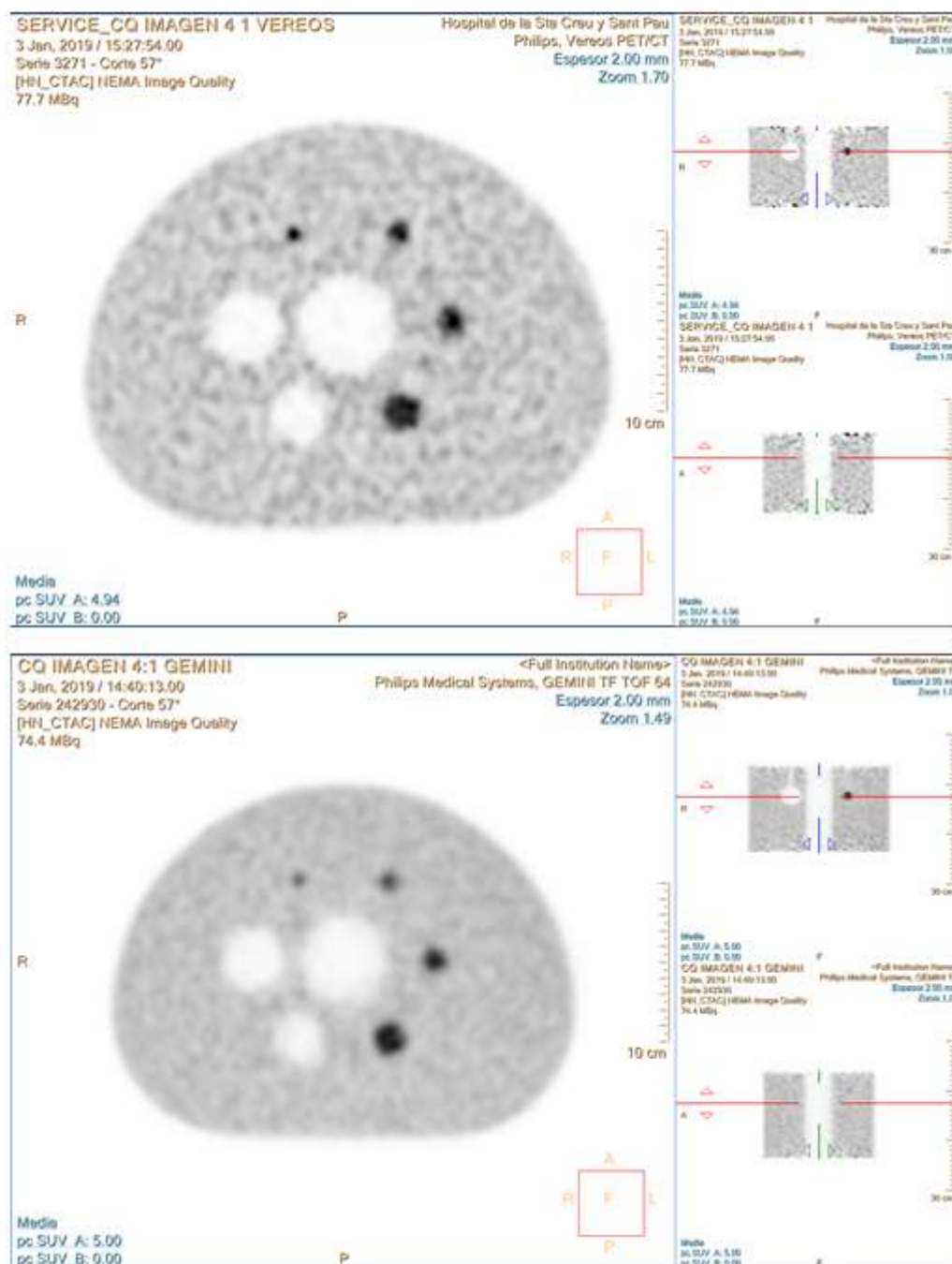


Figure 386: Maniquí NEMA imagen para CEF 4:1 para el PET/CT Philips Vereos y Philips Gemini TF

Pósteres Medicina Nuclear / 418

Análisis de las correcciones de radiación dispersa y de respuesta colimador-detector en reconstrucción de estudios de SPECT/CT de Lu-177 con maniqués de distintas geometrías

Autores: Teresa Monserrat Fuertes¹ ; Jesús Herrero Rojas¹

Co-autores: Miguel A. Peinado Montes¹ ; Diego Bruzos López¹ ; Natalia Montenegro Iglesias¹ ; David Álvarez Llorente¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

Corresponding Authors: temonsfmpr@gmail.com,

Introducción

En un estudio SPECT/CT la exactitud de la cuantificación de actividad depende de los parámetros de reconstrucción y procesado seleccionados.

La mayoría de los equipos comerciales permiten introducir, en la fase de reconstrucción, las correcciones de atenuación, de dispersión y de respuesta colimador-detector.

El objetivo de este trabajo es analizar el efecto que tienen las correcciones de dispersión y de respuesta colimador-detector en la cuantificación de actividad en estudios SPECT/CT de Lu-177.

Material y métodos

Todas las adquisiciones se han realizado en una gammacámara Discovery NM/CT 670 de General Electric, y las reconstrucciones se han llevado a cabo con el software Xeleris TM 3.0, de General Electric, aplicando una reconstrucción iterativa OSEM con 2 iteraciones y 10 subsets. Se aplicó en todos los casos la corrección por atenuación a partir de los datos del CT. La cuantificación se ha hecho con el software propio ViDi.

Se ha utilizado una esfera de 23 cm³ con una concentración conocida de Lu177 como maniquí de calibración. Se han utilizado dos maniquíes de comprobación: uno esférico con 28.7 cm³ y otro cilíndrico de 312 cm³ (longitud 18 cm), introducido en un cilindro mayor de agua (diámetro 20 cm). Se hicieron varias adquisiciones de cada maniquí y se promediaron los resultados.

Se analizó el efecto de la corrección de radiación dispersa cuantificando la actividad en los dos maniquíes de comprobación con y sin dicha corrección, y comparándola con la actividad real.

Posteriormente se siguió el mismo procedimiento para estudiar el efecto de la corrección de la respuesta colimador-detector.

Resultados

Los errores promedio cometidos en la estimación de la actividad con las distintas correcciones y los dos maniquíes de comprobación se muestran en la figura 1.

Error cometido en la estimación de la actividad (%)			
	AC	ACSC	ACSCRR
MANIQUÍ CILINDRO	41.0	20.0	21.5
MANIQUÍ ESFERA	6.1	3.1	1.9

Figure 387: AC:Corrección de atenuación

ACSC: Corrección de atenuación y de radiación dispersa

ACSCRR: Corrección de atenuación, de radiación dispersa y de efecto detector-colimador

Discusión

Con ambos maniquíes obtenemos una mejora en la cuantificación cuando introducimos la corrección por radiación dispersa. Sin embargo, el impacto de la corrección por efecto colimador-detector es mucho menor.

Los errores en la estimación de la actividad son considerablemente menores con el maniquí esférico que con el maniquí cilíndrico. Este hecho se achaca a que la geometría del maniquí esférico coincide con la del maniquí de calibración, y demuestra la dependencia de la cuantificación de la actividad con la geometría de la región de interés. Esto constituye una importante fuente de incertidumbre a la hora de calcular dosis en tratamientos de radioterapia molecular.

Conclusiones

Para que la exactitud de la cuantificación de actividad sea lo mayor posible, se decide aplicar las correcciones de radiación dispersa y de efecto detector-colimador en la reconstrucción, tanto en las adquisiciones de calibración de la gammacámara como en los estudios clínicos.

Pósteres Medicina Nuclear / 558

Modelo de Partición en los estudios de Radioembolización con Y-90: Impacto del método empleado para determinar el índice TN en las dosis absorbidas

Autores: Verónica Morán Velasco¹; Elena Prieto Azcárate²; Arantxa Zubiria Ilarregui³; Lidia Sancho Rodríguez¹; Pedro Borja Aguilar Redondo³; Macarena Rodríguez Fraile³; Josep María Martí i Climent²

¹ CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (Madrid)

² Clínica Universidad de Navarra

³ CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA (Pamplona)

Corresponding Author: vmoran@unav.es

La radioembolización hepática (RE) consiste en la administración de 90Y-microesferas por vía arterial hepática. El modelo de partición (MP) utilizado para calcular la actividad de 90Y para cada paciente (microesferas de resina) requiere determinar la relación entre la distribución intratumoral y extratumoral de las microesferas (TN) a partir de la imagen SPECT de 99mTc-macroagregados de albúmina (MAA). Actualmente, no existe un método estandarizado para el cálculo de este parámetro.

Objetivos: Evaluar dos métodos de cálculo diferentes y estudiar su impacto en las dosis absorbidas promedio en el parénquima hepático sano (DHS) y en el tejido tumoral (Dtumor).

Métodos: Se evaluaron retrospectivamente 12 pacientes tratados con RE. Se determinó el TN sobre la imagen 99mTc-MAA SPECT-TC empleando 2 métodos. Método-1: se dibujaron 5 ROIs del mismo tamaño, tanto en el tumor como en el parénquima no tumoral. Se determinó el TN como el cociente entre los sumatorios del número de cuentas en las ROIs de cada compartimento. Método-2: con ayuda de la imagen TC con contraste o RM se contornearon el hígado sano y cada uno de los tumores (i), se extrajeron el número de cuentas registrado (Ai) y el volumen (Vi) para cada uno de los volúmenes. Se calculó un TN para cada lesión (TNRi) según:

$$TNR_i = \frac{A_{T_i}}{V_{T_i}} \frac{A_{NT}}{V_{NT}}$$

Se determinó el TN ponderado según el volumen de cada lesión (TNR) aplicando:

$$TNR = \frac{\sum TNR_i \cdot V_{T_i}}{\sum V_{T_i}}$$

Se calcularon Dtumor y DHS aplicando el MP con los diferentes valores del TN obtenidos. Se calcularon las diferencias porcentuales entre el TN, Dtumor y DHS obtenidos según los métodos propuestos. Se realizó un estudio comparativo de los resultados mediante un test de Wilcoxon para datos emparejados (p<0,05). En aquellos pacientes con dos o más lesiones se determinó el CV de los TNRi obtenidos.

Resultados: La tabla.1 recoge los resultados del TN, Dtumor y DHS para cada método

TN		D _{H5} (Gy)		D _{tumor} (Gy)	
Método 1	Método 2	Método 1	Método 2	Método 1	Método 2
1	0,6	80,8	81,0	80,8	46,7
1	1,0	54,6	54,6	54,6	56,5
4,2	3,5	55,2	56,5	231,8	200,5
1,7	1,2	24,3	27,3	41,4	32,3
1	0,9	63,3	63,4	63,3	59,3
1,1	1,7	35,7	34,8	39,2	59,7
2,4	2,0	81,9	82,9	196,5	166,7
1,1	1,4	46,9	46,2	51,6	66,9
1,5	1,9	40,9	39,4	61,4	76,7
1,4	1,4	37,3	37,4	52,3	51,2
1,1	0,8	75,0	77,5	82,5	63,2
1,5	0,7	28,8	35,7	43,2	24,1

Figure 388:

Las diferencias porcentuales en el TN se representan en la figura.1A. Los valores obtenidos están comprendidos entre -122% y +36%.

Las diferencias porcentuales en las dosis absorbidas promedio ΔD_{tumor} y ΔD_{HS} para ambos métodos se muestran en la figura.1B. Los valores de ΔD_{tumor} están comprendidos entre -79% y +34%, mientras que los de ΔD_{HS} varían entre -4% y +19%.

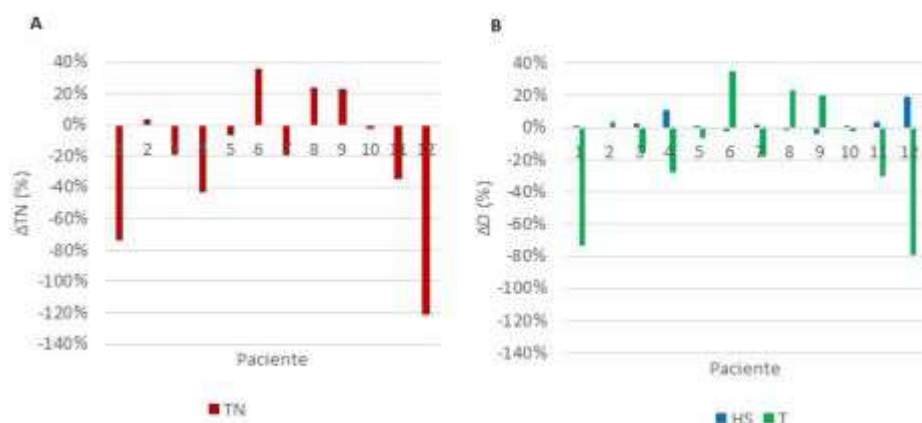


Figure 389:

No existen diferencias estadísticamente significativas entre los métodos estudiados para el cálculo del TN ($p=0.27$), de DHS ($p=0.16$) y D_{tumor} ($p=0.18$).

Los CV de los TNRi obtenidos están comprendidos entre 22 y 115%.

Discusión: Las diferencias observadas entre ambos métodos están directamente relacionadas con la distribución heterogénea de las 90Y-microesferas en el tejido tumoral.

Los CV de los TNR de cada lesión indican que la captación entre unas lesiones y otras es muy heterogénea.

Conclusiones: El cálculo del TN tiene un mayor impacto en D_{tumor} que en DHS. Las diferencias entre los resultados obtenidos con ambos métodos son importantes, aunque no se hayan visto diferencias estadísticamente significativas. La repercusión del método utilizado para el cálculo del TN en las dosis absorbidas es una limitación del MP.

Pósteres Medicina Nuclear / 269

Estudio de convergencia de los coeficientes de recuperación de contraste en un PET/TC Digital Vereos para la optimización de protocolos.

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹; Pablo Simón García¹; Manuel Sánchez García¹; Pablo Aguiar Fernández²; Víctor Luna Vega¹; Javier Mosquera Sueiro¹; José Ramón Sendón del Río¹; Ramón Lobato Busto¹; Carlos Otero Martínez^{None}; Álvaro Ruibal Morell¹; Miguel Pombar Cameán¹

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

² Hospital clínico de Santiago de Compostela

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción

Durante la instalación del PET/TC Vereos en nuestro centro la empresa suministradora configuró por defecto protocolos con 2 iteraciones 10 subsets y 2 minutos por cama.

Para la optimización de los protocolos de reconstrucción se estudió la convergencia de los coeficientes de recuperación de contraste (RC_C) para distintos contrastes y tamaños de lesión en función del número de iteraciones. Asimismo se caracterizó indirectamente la resolución del sistema, posibilitando la realización de correcciones por efecto de volumen parcial (PVE).

Materiales y métodos

Se realizaron varias adquisiciones con 18F-FDG de un maniquí NEMA-IEC de cuerpo con diferentes contrastes entre esferas y fondo. Los contrastes fueron 1.4, 2, 4 y 10, con actividad media de fondo de 4,10 mCi. El maniquí incluye un inserto cilíndrico frío y seis esferas rellenas de diámetros 9.8, 13.2, 17.0, 20.6, 28.0 y 37.4 mm. El tiempo de adquisición fue de 8 horas.

Las reconstrucciones se realizaron con el software del equipo, con vóxeles de 2mm, algoritmo OSEM e iteraciones efectivas entre 5 y 60. Cada reconstrucción se repitió con y sin compensación de PSF. Para el análisis de datos se empleó un programa propio implementado en Python. Se definieron ROIs esféricas con los diámetros teóricos y se posicionaron maximizando la actividad media en cada una. Para el fondo se usó una ROI cilíndrica de 700 cm^3 . Para cada esfera se calculó RC_C como:

$$RC_C = \frac{\frac{C_{esf,img} - C_{bkg,img}}{C_{bkg,img}}}{\frac{C_{esf,iny} - C_{bkg,iny}}{C_{bkg,iny}}} \quad (1)$$

siendo C_{img} las concentraciones medidas sobre las reconstrucciones, y C_{iny} las calculadas con las actividades inyectadas.

Resultados y discusión

En el estudio de las curvas de convergencia (ver figura 1 para ejemplos a contraste 2 y 10) se observa que:

- Una vez el algoritmo ha convergido, el valor de RC_C depende del tamaño de la lesión y de su contraste.
- El número de iteraciones efectivas para alcanzar la convergencia depende del contraste, variando entre 20 para C10 y 45 para C2, la dependencia es menor a mayor contraste.
- Se escogen 30 iteraciones efectivas para la reconstrucción por defecto.
- La aplicación de PSF mejora los RC_C un 7.5, 10.5, 15.0, 18.5, 22.5 y 27%, para diámetros de lesión de 37.4, 28.0, 20.6, 17.0, 13.2 y 9.8 mm respectivamente, sin depender del número de iteraciones ni del contraste.

Conclusiones

Estudiar la convergencia de reconstrucción es importante para la optimización de protocolos y su adaptación a las características de las lesiones de interés. Conocer los coeficientes de recuperación del equipo permite su uso para realizar correcciones del SUV por efecto de volumen parcial.

El estudio se completará realizando reconstrucciones retrospectivas con tiempos de adquisición de 1, 1.5 y 2 min y se estudiará la variación en la relación contraste ruido.

Figuras

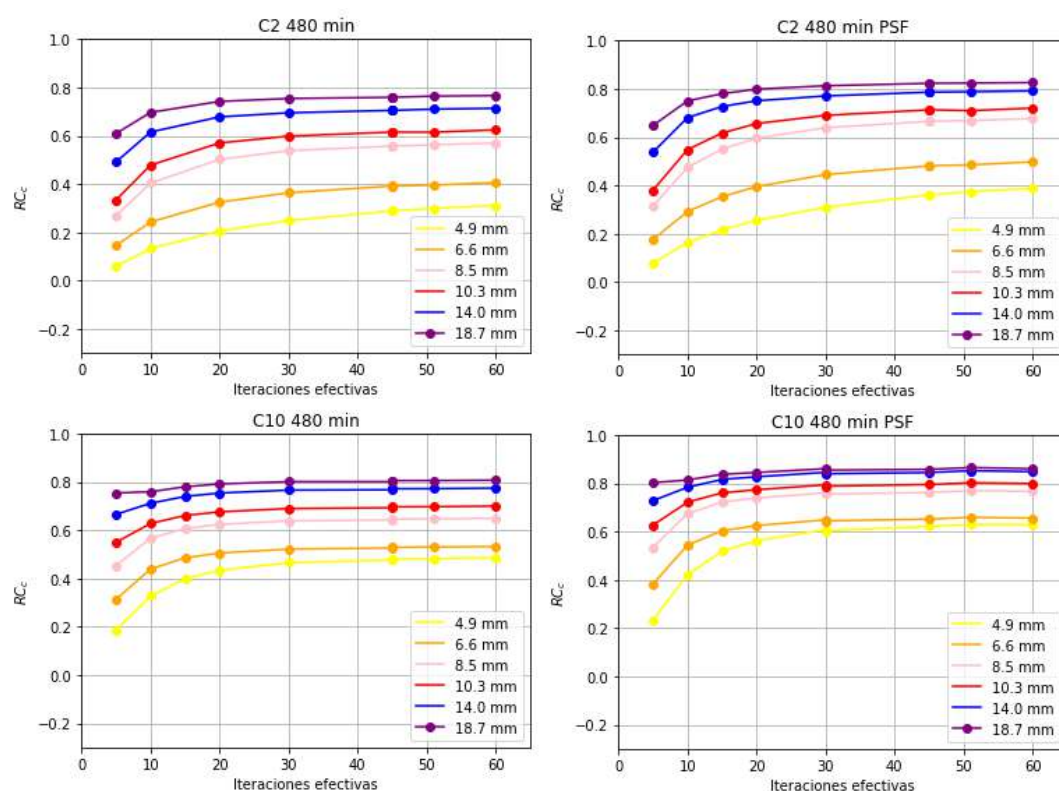


Figure 390: Convergencia en función del número de iteraciones y radio de la lesión para contraste 2 y 10, sin y con compensación de PSF

Contraste	4,9 mm	6,6 mm	8,5 mm	10,3 mm	14 mm	18,7 mm
RC_c sin PSF						
1,4	0,192	0,349	0,509	0,594	0,662	0,766
2	0,248	0,364	0,538	0,599	0,695	0,755
4	0,378	0,475	0,606	0,661	0,734	0,792
10	0,465	0,522	0,639	0,690	0,766	0,801
RC_c con PSF						
1,4	0,243	0,429	0,607	0,688	0,735	0,826
2	0,310	0,445	0,639	0,690	0,771	0,813
4	0,477	0,585	0,720	0,762	0,811	0,851
10	0,608	0,649	0,760	0,794	0,845	0,860

Figure 391: Coeficientes de recuperación de contraste para 30 iteraciones efectivas en función del contraste y radio de la lesión, sin y con compensación de PSF

Corrección de atenuación en equipos PET-RM. Comparación de métodos mediante simulación Montecarlo

Autor: Pablo Cabello García¹

Co-autores: Aida Niñerola Baizán ¹ ; Roser Sala-Llonch ² ; Raúl Tudela ³ ; Domènec Ros ⁴ ; JAVIER PAVIA SEGURA ⁵

¹ Hospital Clínic de Barcelona

² Universitat de Barcelona

³ CIBER-BBN

⁴ Dept Biomedicina, Fac Medicina, Univ. Barcelona

⁵ HOSPITAL CLINIC DE BARCELONA

Corresponding Author: jpcabello@clinic.cat

Introducción: La corrección por atenuación de fotones es fundamental en la reconstrucción de imágenes de tomografía de emisión de positrones (PET). En los equipos PET-CT se realiza a partir del mapa de atenuación que aporta la tomografía computarizada del paciente (*CTatt*), obtenida en el propio equipo. Los equipos PET-RM, al no contar con imagen CT propia, requieren nuevos métodos para corregir. En este trabajo se evalúan dos métodos de corrección basados en la utilización de un mapa de atenuación obtenido de la imagen de resonancia (*RMatt*) y en la utilización de un mapa obtenido por multi-atlas CT (*CTattmean*).

Material y métodos: Se han simulado 11 estudios PET mediante técnicas Monte Carlo utilizando el código SimSET a partir de mapas de actividad y atenuación generados con estudios de CT y RM. Los mapas de actividad se obtuvieron de la segmentación de la RM de cada sujeto, asignando diferentes valores de captación a las sustancias blanca y gris, calota y líquido intracerebral. Para generar los mapas de atenuación se utilizó el CT de cada uno de los sujetos, identificando el hueso a partir de 500 Hounsfield Units. Para reconstruir se aplicó la corrección por atenuación mediante cada uno de los métodos. Para el método *CTatt* se usó el mapa de atenuación de la simulación. Para el método *RMatt* el mapa de atenuación se obtuvo a partir de la segmentación de la imagen de RM. Para el método *CTattmean*, se crearon los mapas de atenuación de 13 sujetos sanos a partir de sus CT. Posteriormente se normalizaron con SPM y se promediaron. El mapa resultante se coregistró con la imagen RM de cada sujeto. Cada reconstrucción se comparó al *gold standard*, la corrección *CTatt*. La magnitud comparada fue el *SUVr* obtenido en las regiones de interés definidas en el atlas Harvard-Oxford. Se crearon los mapas de variación del *SUVr* para valorar visualmente las diferencias entre métodos.

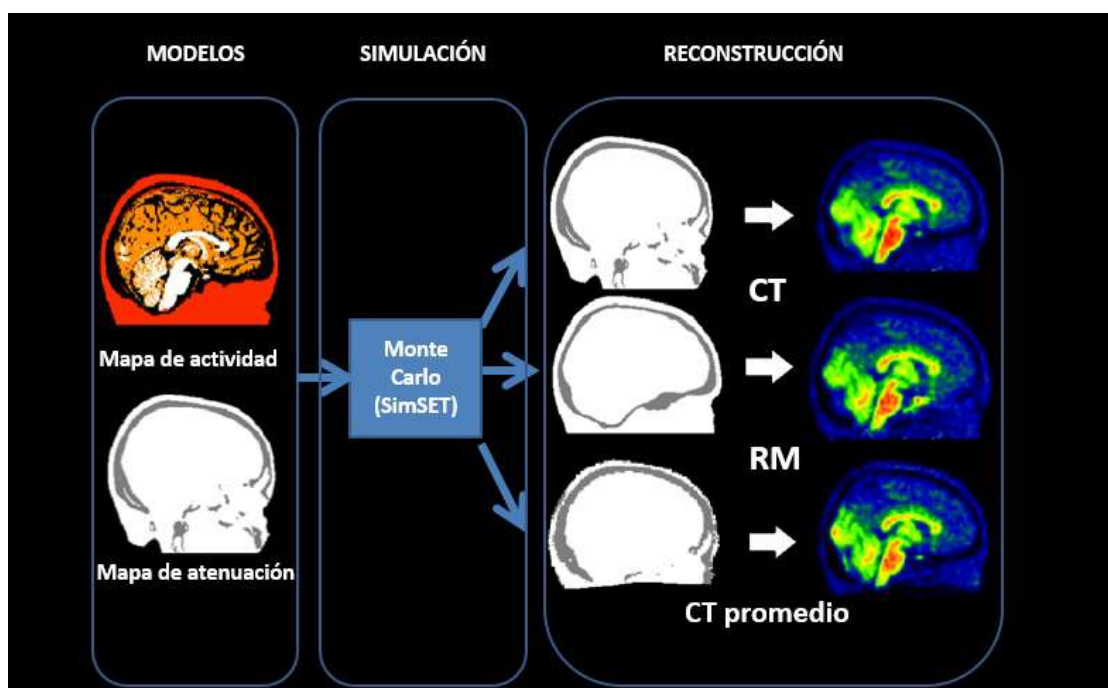


Figure 392: Proceso de simulación y reconstrucción

Resultados: El análisis de las diferencias en el *SUVr* por regiones muestra que el método *RMatt* da mejor resultado, con unas diferencias promedio menores del 5% respecto al *gold standard*, mientras

que el método *CTattmean* muestra diferencias de hasta el 10%. A partir de los mapas generados se puede observar que la diferencia entre métodos depende de la separación entre el hueso y el cráneo. En zonas muy próximas a la calota se aprecian diferencias mayores para ambos métodos, como puede observarse en la figura 2.

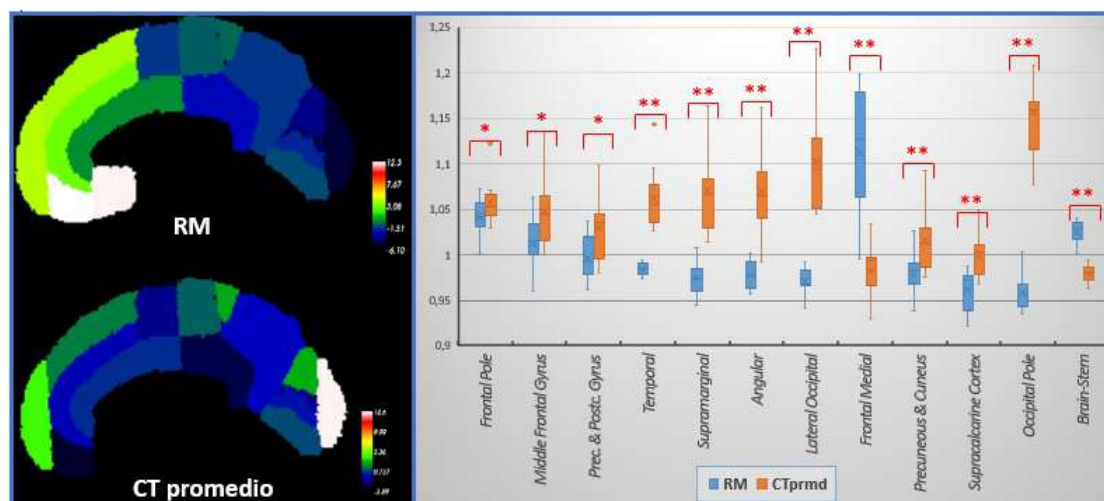


Figure 393: Diferencia porcentual de SUVr promedio entre los métodos empleados y el gold standard en las regiones del atlas Harvard-Oxford.

* indica $p < 0,05$

** indica $p < 0,001$ (test Fisher-Pitman)

Conclusiones: *RMatt* y *CTattmean* dan resultados similares, aunque las diferencias con el *gold standard* son menores en *RMatt*, por lo que es la elección preferente en caso de tener un equipo PET-RM. Los mayores errores, en ambos casos, son en las regiones muy próximas al cráneo, probablemente debido a la baja captación, por lo que las diferencias en valor absoluto no son tan reseñables.

Pósteres Medicina Nuclear / 535

RADIOEMBOLIZACIONES CON Y-90: DIFERENCIAS ENTRE LA ACTIVIDAD PRESCRITA Y LA ADMINISTRADA

Autores: Carmen Escalada Pastor¹ ; Alfredo Montes Uruén² ; Susana Gutiérrez Camuñas² ; Mónica Hernández Hernández² ; Virginia Álvarez Sánchez² ; Arturo López Corella² ; Miguel Torres López²

¹ Hospital Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Authors: carmen.escalada@salud.madrid.org, , ,

Introducción

La radioembolización hepática con Y-90 consiste en la infusión, a través de la arteria hepática, de un elevado número de microesferas portadoras del isótopo, que se acumulan preferentemente en los capilares del lecho tumoral transfiriéndole altas dosis de radiación. En España hay dos productos autorizados para este fin, Therasphere (BTG International Ltd., Reino Unido) y Sirtex (Sirtex Medical Ltd. Australia), que utilizan el mismo principio, con protocolos y dispositivos de administración ligeramente distintos.

La dosis absorbida por el tumor y los órganos de riesgo depende de la distribución alcanzada por las microesferas y es proporcional al valor de actividad administrada, que varía según el momento de la intervención y la cantidad remanente en los residuos.

En este trabajo se ha tratado de estimar la diferencia entre la actividad prescrita y la administrada, como una primera acotación para la dosimetría real del paciente.

Material y métodos

Se han analizado 120 radioembolizaciones realizadas en nuestro hospital, teniendo en cuenta los siguientes valores:

- Actividad prescrita.
- Actividad en el momento de la calibración (Therasphere) o preparación (Sirtex).
- Actividad en el momento de la administración.
- Eficiencia de la administración, estimada por comparación de la tasa de radiación a 30 cm de la fuente y de los residuos.
- Actividad administrada, estimada corrigiendo la actividad en el momento de la administración por la eficiencia.

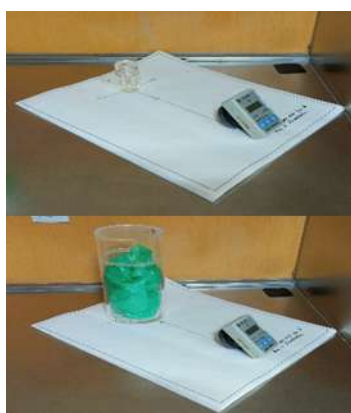


Figure 394: Medida de la tasa a 30 cm de la fuente y de los residuos

Las medidas de actividad se han realizado en un activímetro VEENSTRA 404 (Veenstra Instruments, Holanda). Las medidas de tasa de dosis se han realizado con un detector RAM GENE-1 (Rotem Industries Ltd., Israel).

Resultados

En las siguientes gráficas se representa la proporción entre la actividad administrada y la prescrita para cada procedimiento. Se ha encontrado una elevada variabilidad, con valores que van del 54% al 170%, y diferencias mayores del 10% en el 30% de los casos.

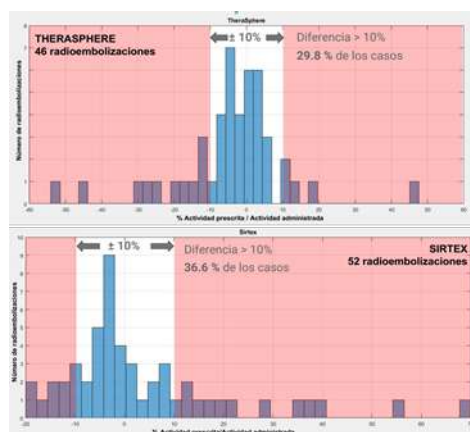


Figure 395: Distribución de frecuencias del cociente actividad administrada / prescrita

Discusión

Para minimizar la diferencia entre la actividad administrada y la prescrita es necesario que controlar los factores determinantes:

- Actividad preparada: La dificultad de fraccionamiento de Sirtex, especialmente en la obtención de actividades pequeñas, incrementa la imprecisión respecto de Therasphere.
- Hora de la administración: El decaimiento introduce más del 1% de error, por cada hora de diferencia respecto de la programada, por lo que es necesaria una coordinación estricta entre los Servicios participantes.
- Eficiencia: Suele oscilar entre el 90% y el 100%, pero se han alcanzado valores hasta del 54%. Aunque Sirtex no propone la evaluación de este parámetro, es imprescindible para garantizar una correcta administración.

Conclusiones

La dosimetría de los pacientes de radioembolizaciones hepáticas es una tarea muy compleja, que requiere el conocimiento preciso de la actividad total depositada y de su distribución en el organismo. No obstante, la estimación de la actividad real administrada es un primer paso imprescindible y fácilmente abordable.

Pósteres Medicina Nuclear / 135

Calibración de un contador de pozo para medidas cuantitativas de muestras de sangre en tratamientos con Lu-177

Autor: Teresa Monserrat Fuertes¹

Co-autores: Rafaela Román Rey ¹ ; M^a José Iglesias Jiménez ¹ ; Noelia Martín Fernández ¹ ; Natalia Montenegro Iglesias ¹ ; Jesús Herrero Rojas ¹ ; Diego Bruzos López ¹ ; David Álvarez Llorente ¹ ; Miguel A. Peinado Montes ¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

Corresponding Author: temonsfmpr@gmail.com

Introducción

Para calcular la dosis absorbida en médula ósea en tratamientos de radioterapia molecular se necesita conocer de manera precisa la concentración de actividad en muestras de sangre del paciente. Esta concentración de actividad se determina midiendo la muestra en un contador de pozo.

El objetivo de este trabajo es determinar el factor de calibración que relaciona las cuentas detectadas por el contador con la actividad de una muestra de Lu-177, y determinar el valor de actividad de la muestra a partir del cual habría que corregir las medidas por efectos de tiempo muerto del contador.

Material y métodos

Se ha calibrado un contador de pozo CAPRAC®-t de CAPINTEC, INC.

Se ha utilizado como fuente de calibración una alícuota obtenida de una de las dosis preparadas para un paciente. La fuente de calibración tiene un volumen de 0.02 cm³ y una actividad de 5.933 MBq a fecha de calibración.

Se han medido las cuentas por minuto (cpm) detectadas por el contador, corrigiendo cada medida por el fondo radiactivo. Se han realizado un total de 50 medidas a lo largo de 110 días.

Se han analizado los datos obtenidos por si se observaran pérdidas de cuentas por efecto de tiempo muerto del detector, y se ha obtenido el factor de calibración, que nos da la concentración de actividad (MBq/cm³) por cuentas por minuto (cpm) detectadas en el contador.

Resultados

En la figura 1 se representa la tasa de cuentas netas detectadas por el contador respecto al tiempo.

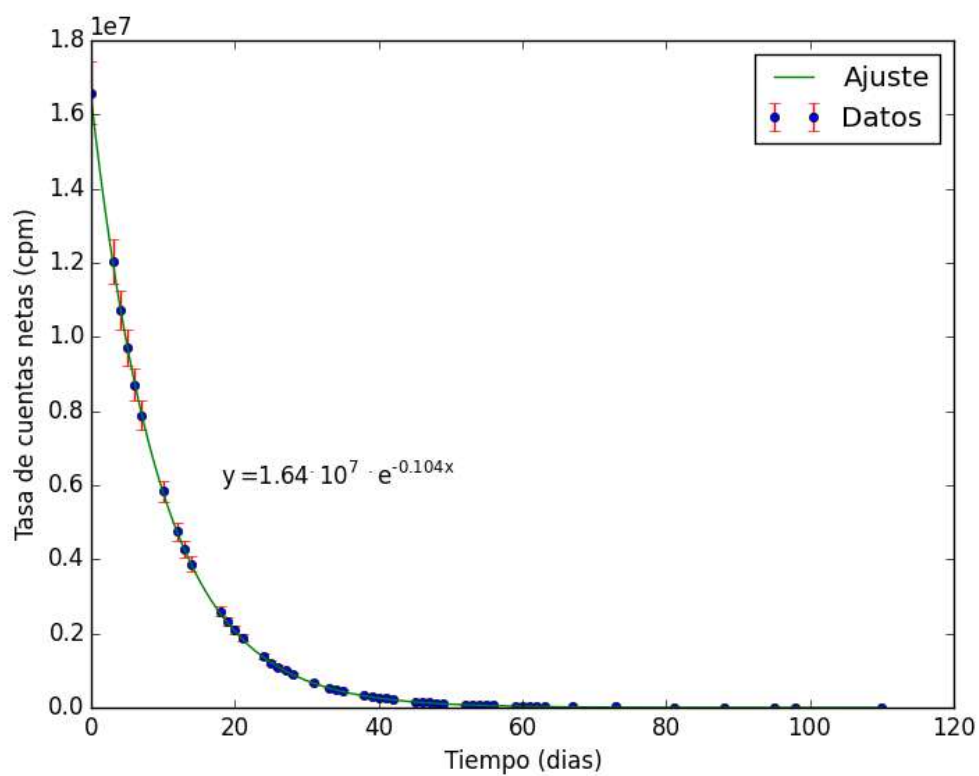


Figure 396: Tasa de cuentas frente al tiempo

En la figura 2 se representa la tasa de cuentas netas detectadas por el contador respecto a la concentración de actividad de la fuente de calibración.

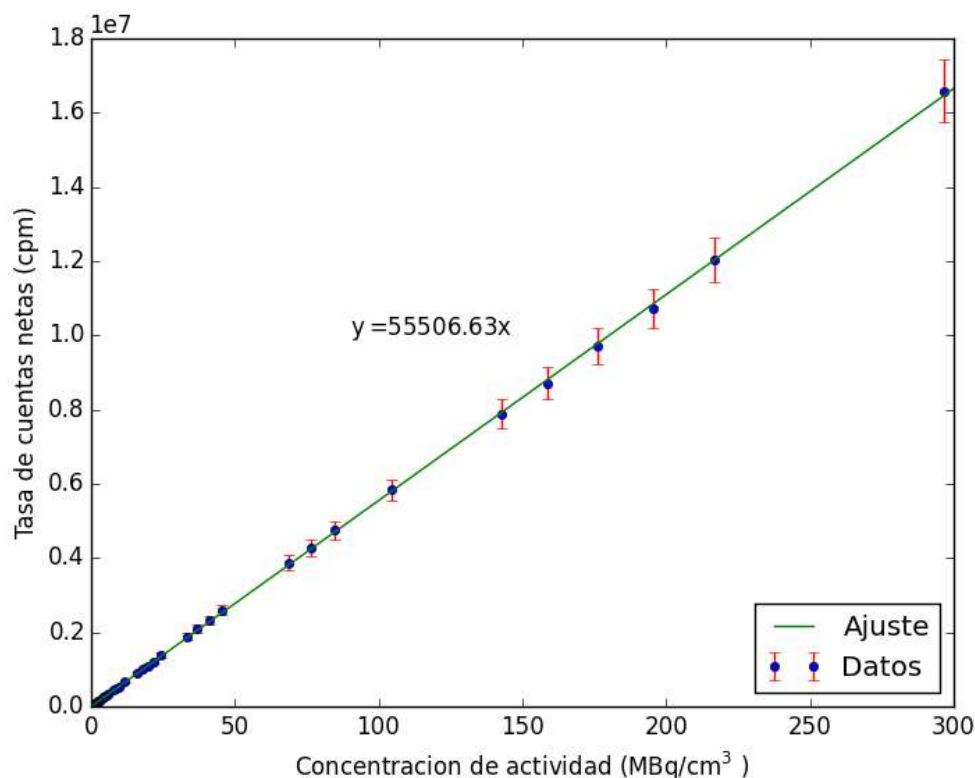


Figure 397: Tasa de cuentas frente a concentración de actividad

El factor de calibración es la pendiente del ajuste y tiene el valor:

$$F_{cal} = 55506.63 \pm 71.33 \text{ MBq}/(\text{cpm} \cdot \text{cm}^3)$$

Discusión

El coeficiente de ajuste de los datos obtenidos es $R^2 > 0.999$ y no se observan pérdidas por tiempo muerto en la zona de más alta concentración de actividad de la fuente. Hay que tener presente que la concentración de actividad de la fuente de calibración es más alta que la más alta esperada en la práctica clínica.

El coeficiente de ajuste exponencial nos da un periodo de semidesintegración de la fuente de $T_{1/2} = 6.662$ días, en buena concordancia con el periodo físico $T_{1/2}^{phys} = 6.647$ días.

Conclusiones

El procedimiento descrito permite calibrar un contador de pozo para hacer medidas precisas de muestras de Lu-177, pero es válido para cualquier otro radioisótopo.

Siempre que las muestras del paciente se preparen con la misma geometría que la fuente de calibración, no hará falta introducir correcciones a las medidas obtenidas con el detector.

Tener un contador de pozo calibrado nos permite medir la concentración de actividad en muestras de sangre de pacientes sometidos a tratamientos de radioterapia molecular, y estimar así la dosis absorbida en médula ósea.

Pósteres Medicina Nuclear / 738

Medidas para la dosimetría con programa comercial en nueva técnica con Ho-166.

Autores: Lluís Prats Cabacés¹; Elisa Montes Rubio²; Maria Teresa Salcedo Pujantell³; Ernest Luguera Sánchez²; Jaume Molero Savall²; Glòria Moragas Freixa⁴; Alejandro Melero Nogués²

¹ Institut Català d'Oncologia² Institut Català d'Oncologia - Badalona³ Hospital Germans Trias i Pujol⁴ Institut Diagnòstic per la Imatge**Corresponding Author:** lprats@iconcologia.net

INTRODUCCIÓN

Tareas previas para la realización de dosimetría en medicina nuclear para un procedimiento de terapia con Ho-166, radiofármaco para tratamientos de metástasis no resecables de hígado y hepatocarcinomas.

MATERIAL Y MÉTODOS

El Ho-166 es un radiofármaco formado por esferas de vidrio que decae con componentes Beta y Gamma a Er-166, y además posee cualidades paramagnéticas. Tanto la componente Gamma de 80.4keV como la cualidad magnética nos permite realizar dosimetría para este tipo de tratamientos a partir de imagen, con un software Q-SUITE suministrado por la propia casa comercial QUIREM MEDICAL.

Se ha creado un protocolo Ho_SPECT en una Gammacámara DISCOVERY NM/CT 670 ES de GENERAL ELECTRIC con características: posición en H, zoom 1, matriz de 128x128 y en modo STEP&SHOOT con 15 segundos de imagen para cada posición y con un colimador de media energía.

Se ha realizado un simulacro de tratamiento para obtener la saturación a partir del valor de tasa de cuentas en el tiempo que marca el detector de la gammacámara con el protocolo Ho_SPECT y con un vial Ho-166 de 13.3GBq (tiempo -145horas) centrado en la mesa.

Se ha realizado una calibración, previa al inicio de los tratamientos, para obtener la relación Actividad-Cuentas con una solución de Ho3Cl en la Gammacámara. Se han realizado 2 procedimientos con el maniquí JASZCZAK con el protocolo SPECT_Ho midiendo con una estación XELERIS en modo tomográfico:

- Rellenando un vial de suero con 502ml (500 suero fisiológico y 2 Ho3Cl) con 548MBq que se ha insertado en el maniquí, lleno de agua destilada.
- Rellenado de 4 esferas del maniquí a partir de la solución del vial de suero. Los volúmenes teóricos de las esferas son: 3.59cm³(1), 8.25cm³(2), 13.96cm³(3), 26.03cm³(4).

RESULTADOS

La saturación del detector 1 se establece en 7000kCuentas/s tabla y gráfico1, que equivale según los datos de calibración a 1795.6MBq.

La relación Actividad-cuentas obtenida es 0,00015MBq/cuentas para la primera medición. La misma relación para los volúmenes de la segunda medición tienen 0.00040MBq/cuentas(1), 0.00029MBq/cuentas(2), 0.00023MBq/cuentas(3) y 0.00021MBq/cuentas(4), con unos volúmenes tomográficos en cm³: 3.49(1), 10.8(2), 12.2(3) y 24.57(4).

DETECTOR1			
TAXA 80KeV		Hora	Dia
4,45	kComptes/s	13:00	27/6/2018
5,4	kComptes/s	18:35	27/6/2018
7,16	kComptes/s	8:00	28/6/2018
8,23	kComptes/s	19:18	28/6/2018
8,31	kComptes/s	8:00	29/6/2018
7,7	kComptes/s	19:03	29/6/2018
		15:30	30/6/2018
		15:30	1/7/2018
2,05	kComptes/s	13:45	2/7/2018
1,9	kComptes/s	19:11	2/7/2018
1,25	kComptes/s	8:00	3/7/2018

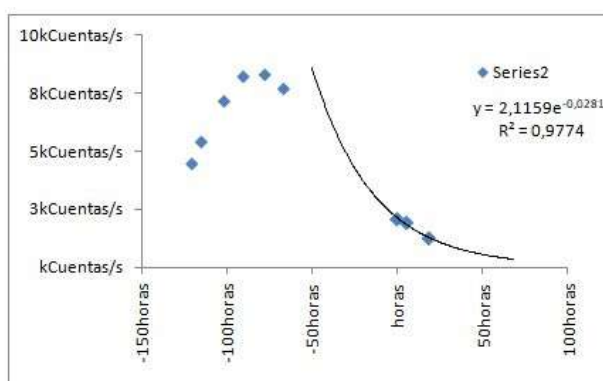


Figure 398: Tabla y gráfico1. Valores para la obtención de la saturación del detector de la gammacámara.

DISCUSIÓN

Con los valores de saturación se puede realizar una tabla que nos relaciona la actividad administrada con el tiempo que tendremos que esperar para la realización de la prueba diagnóstica en Medicina

Nuclear.

La medida de la Actividad-cuentas es necesaria para obtener las dosis de radiación con el programa de la casa comercial, que nos permitirá obtener grados de dosis 0-20-40-60-80-100-120Gy, para dejar de usar tanto una distribución uniforme o compartimental de la dosificación. Los distintos volúmenes medidos nos permitirán cambiar el factor para regiones de dosis con volumen pequeño.

CONCLUSIONES

- Se ha medido la relación actividad-cuentas con distintos volúmenes.
- Se ha obtenido una tabla para saber con antelación el tiempo necesario antes de la realización de la prueba diagnóstica después de la perfusión del radiofármaco.

Pósteres Medicina Nuclear / 569

Planificación de tratamientos de hepatocarcinoma monolobular con Y90 mediante imagen SPECT

Autor: José Bayón Llera¹

Co-autores: Alba Obesso de Diego²; Ana Morcillo García¹; Carlos Ferrer Gracia³; Concepción Huertas Martínez¹; Rafael Plaza Aparicio¹

¹ Hospital Universitario La Paz

² Looking for internet

³ H.U. La Paz

Corresponding Author: jbayonll@yahoo.es

Introducción

El tratamiento con microesferas de Y90 de Sirtex, se compone de dos fases: planificación, en la que se inyecta un macroagregado de Tc99m, que se utiliza para el cálculo del shunt pulmonar, y la posterior inyección de una actividad de Y90 que se calcula por el método BSA combinado con Partition Model cuyos parámetros son altura, peso, volumen tumoral y tejido sano a ser tratado. Si además, se calcula la relación T/N Sirtex proporciona una hoja de cálculo que estima la dosis en tumor y en parénquima. A partir de la imagen SPECT, adquirida tras la planificación, y con ayuda de un desarrollo en Matlab propio, se realiza el ejercicio de calcular la relación T/N y de estimar la dosimetría siguiendo el método descrito en MIRD 17.

Material y métodos

Para realizar los cálculos a partir del SPECT de la planificación de Tc90m se consideran las siguientes premisas:

- La distribución del MAA de Tc99m es similar a la de las microesferas.
- La distribución mostrada en el SPECT se mantiene en el tiempo.
- Para simplificar la segmentación de la zona tumoral/hígado sano, se considera que los vóxeles con mayor dosis, hasta alcanzar el volumen tumoral que proporciona el médico corresponden a la zona tumoral y los siguientes hasta alcanzar el volumen de la zona tratada corresponden al tejido sano. Con estas simplificaciones se utiliza la imagen de planificación como una estimación de la distribución del itrio, y por el método de convolución, se estima como se distribuye la dosis. El kernel a convolucionar se ha obtenido del artículo de la bibliografía.

Tras identificar el tejido tumoral/hígado sano, se puede obtener la relación T/N como la división de la suma de la actividad de cada uno de estos grupos de vóxeles.

Resultados

La validación del cálculo T/N se realiza rellenando las esferas del maniquí "NEMA IEC Body Phantom" con una concentración de 9.63 µCi/ml. Por el método clásico de realizar un ROI en la zona tumoral y un ROI en el fondo. Las relaciones obtenidas, varían desde un valor de 1.3, (esfera 0.5 ml), a un valor de 3.4 (esfera 26.5 ml). Obteniendo la relación a partir del SPECT se obtiene un único valor de 2.5

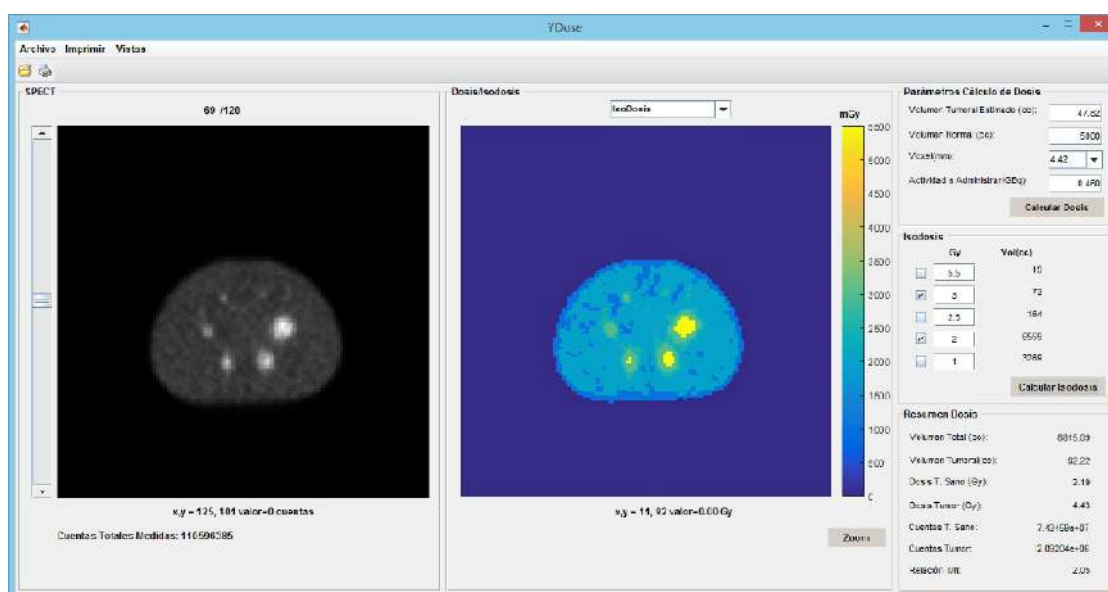


Figure 399: enter image description here

Aplicando el método en la estimación de pacientes y comparándolos con el cálculo de Sirtex el método a partir del SPECT proporciona información a nivel de voxel. Y unos valores medios para la zona tumoral que con una relación lineal de 0.5 y un coeficiente R2 de 0.496 (resultados preliminares)

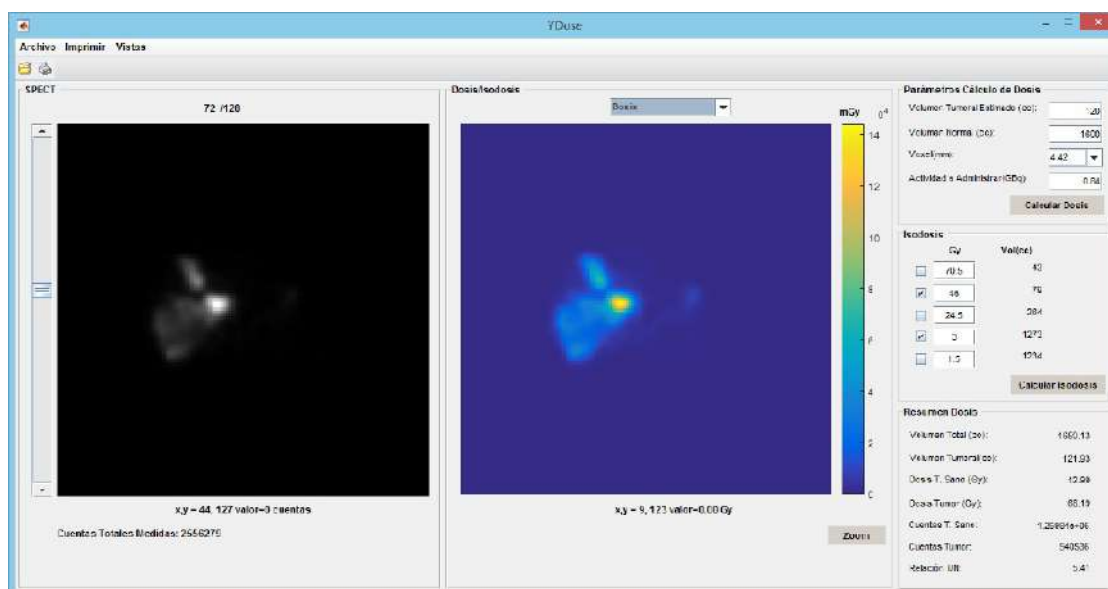


Figure 400: enter image description here

Conclusiones

El uso de pruebas con imagen tanto en la fase de planificación como tras el tratamiento, parece un paso indispensable para particularizar los tratamientos y permitir el estudio en la relación entre la dosis administrada y la efectividad del tratamiento. En el caso del Y90 el uso de la imagen en SPECT tras el tratamiento presenta la dificultad del emborronamiento producido por el bremsstrahlung.

Pósteres Medicina Nuclear / 162**Establecimiento y optimización del protocolo de protección radiológica en pacientes sometidos a tratamiento de metástasis en tumores neuroendocrinos con Lu-177**

Autores: Juan Miguel Becerro Morgado¹ ; Angel Infestas Maderuelo² ; Juan Miguel Granado Olmedo¹ ; Cristina Gonzalez Ruiz¹ ; Miguel Alarcia³ ; Teresa Valdivielso Lopez⁴

¹ HGU Gregorio Marañón

² H.G.U Gregorio Marañón

³ Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz

⁴ H.G.U. Gregorio Marañón

Corresponding Authors: juanmy197@gmail.com, granadoolmedo@hotmail.com

1.- Introducción:

Con el objetivo de comprobar la adecuación del protocolo inicial, y tratar de mejorarlo, se ha realizado un estudio de las medidas de tasa de dosis en diferentes condiciones durante la hospitalización de los pacientes sometidos a terapia metabólica con Lu-177 para metástasis de tumores neuroendocrinos.

2.- Material y métodos:

Durante los dos años siguientes a la puesta en marcha del procedimiento, se han recogido las medidas de tasa de dosis de un total de 35 fracciones, aplicadas a 12 pacientes tratados con Lu-177 (Luthatera®, actividad de 7400 MBq por fracción). El tratamiento estándar consta de 4 fracciones por paciente repartidas en 8 meses.

Las medidas se han realizado a la altura del abdomen a 40 y 100 cm del paciente y a distintos tiempos tras la incorporación del radiofármaco (inmediatamente después de finalizar su infusión y transcurridas 0.5, 4 y más de 20 horas). Para ello, se han empleado de forma indistinta dos detectores tipo cámara de ionización de la firma Victoreen, modelos 451P-DE-SI y 451P-DE-SI-RYR.

3.- Resultados

Todos los pacientes inmediatamente después de la inyección presentan una tasa de dosis por debajo de la considerada para el alta radiológica en nuestro hospital (<40 µSv/h a 1m).

No se ha apreciado una clara diferencia entre la primera y segunda medida de algunos pacientes, llegando en algunos casos a ser superior el valor de la segunda. Además, se ha observado una importante variabilidad en la medida de las 4h entre distintos pacientes e incluso entre distintas fracciones del mismo paciente. Estas particularidades se deben al hecho de que el paciente haya iniciado la eliminación del radiofármaco.

En el momento del alta radiológica (>20h) la tasa de dosis media a 1 m ha sido de 5.3 [2.7-16.4] µSv/h, obteniéndose un porcentaje de eliminación medio en torno al 80% [51%-90%]. Para los tiempos de 4h resulta un porcentaje aproximado del 60% [37%-74%].

4.- Discusión

Desde el punto de vista de protección radiológica se plantea la posibilidad de tratamiento ambulatorio y para optimizar el procedimiento se valoran las condiciones de medida y los momentos en que se realizan. Además, se comparan los resultados obtenidos con los datos de la bibliografía.

5.- Conclusiones:

El análisis de los datos recogidos muestra coherencia con la bibliografía utilizada, por lo tanto, sólo se decide realizar pequeñas modificaciones en el protocolo seguido.

Pósteres Medicina Nuclear / 566**METODO BASADO EN LA TRANSFORMADA DE FOURIER PARA DETERMINAR EL DIAMETRO DE LAS LESIONES EN IMAGEN 2D CON I-131**

Autores: Raquel Barquero Sanz¹ ; Daniel Martinez Rodriguez² ; Victor Lallana de la Granja² ; Ricardo Ruano Pérez²

¹ Hospital Clínico Universitario Valladolid

² HCUV

Corresponding Author: rbarquerosa@saludcastillayleon.es

INTRODUCCION

La imagen 2D adquirida con Gammacamarara de lesiones en las que se capta I-131 está limitada por la resolución espacial (RE~ 10-15 mm) y por los artefactos asociados al colimador HE.

El espectro frecuencial de la FFT de estas imágenes presentan un patrón similar para cualquier objeto, con dos zonas bien diferenciadas:

1 lóbulo central, simétrico en cualquier dirección de la imagen,.

6 lóbulos laterales en las 6 direcciones de cada apotema (colimador hexagonal) asociadas a interferencias colimador-matriz de pixels. Estas se analizaron anteriormente desarrollando un filtro supresor de los artefactos asociados.

MATERIAL&METODOS

Se analiza ahora el lóbulo central para imágenes obtenidas a 10 cm en una GC Skylight con cristal de 3/8" INa(Tl) y colimador HE (hole=3.8 mm, septa=1.727 mm y lenght=70 mm) de diferentes maniquíes rellenos con una disolución de I-131:

1. Fuentes planas circulares (Petri) de diámetro 50, 90 y 140 mm (Fig.1)
2. Fuente plana rectangular de 20x50 mm²
3. Esferas de diametro menor que RE y radios 5mm, 6.5mm, 8.5mm y 11mm
4. Se obtienen también 25 imágenes de esferas mediante simulación con MCNPX con radios de 0.25mm a 3.63mm

Se obtiene La FFT mediante el software ImageJ13 .

Se investiga si inversa de la frecuencia en el extremo del lóbulo central ν (mm/ciclo) se correlaciona con el diámetro del objeto.

RESULTADOS

Las FFT de todas las fuentes adquiridas se incluyen en la Fig.2.

Para fuentes planas de tamaños $> RE$, la FFT es una función sinc(t) que corresponde a un pulso rectangular de anchura T con valores de 0 en $n/t \forall n \neq 0$. Se aprecian claramente los anillos en la imagen TTF (Fig.1), resultado correspondiente al perfil rectangular de diámetro T que presenta la imagen planar en cualquier dirección.

Para esferas, la FFT es también una combinación de funciones sinc(t), observando que ν se correlaciona con el tamaño de cada esfera según la ecuación:

$$diámetro = 2.18 \times - 13.46; R^2 = 0.99$$

En este caso la FFT el perfil mixto rectangular-triangular que presentan los cortes. Además ν es menor que el diámetro, siendo RE(~ 13.46 mm.).

El valor ν coincide siempre con el FWHM del perfil.

CONCLUSIONES

Se puede determinar el tamaño de cualquier objeto captante a partir de la FFT de su imagen planar, siempre que la captación sea única o pueda aislarse:

- Usando la ecuación si $\nu < 20$ (tamaño menor RE)
- El valor extremo del primer anillo si $\nu > 20$ (tamaño $> RE$).

Aplicando el método a una muestra de imágenes de 10 pacientes tratados de CDT con ^{131}I tras ablación tiroidea se obtiene una masa ($\text{media} \pm \sigma$) de 5.4 ± 2 g.

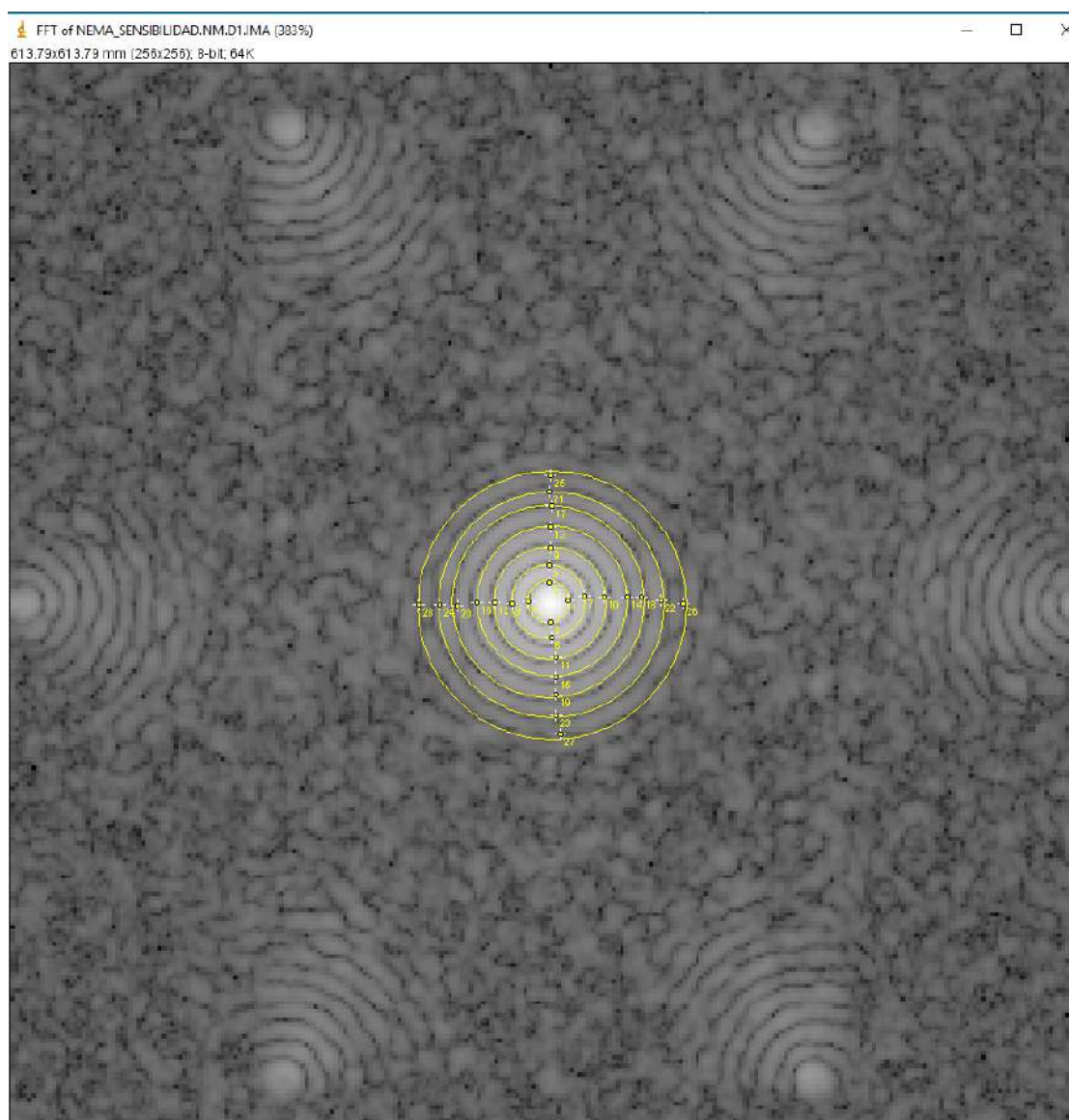


Figure 401: Figura 1: FFT de una fuente plana de 140 mm de diámetro. Se marcan las frecuencias $1/(n \cdot 140)$ obtenidas

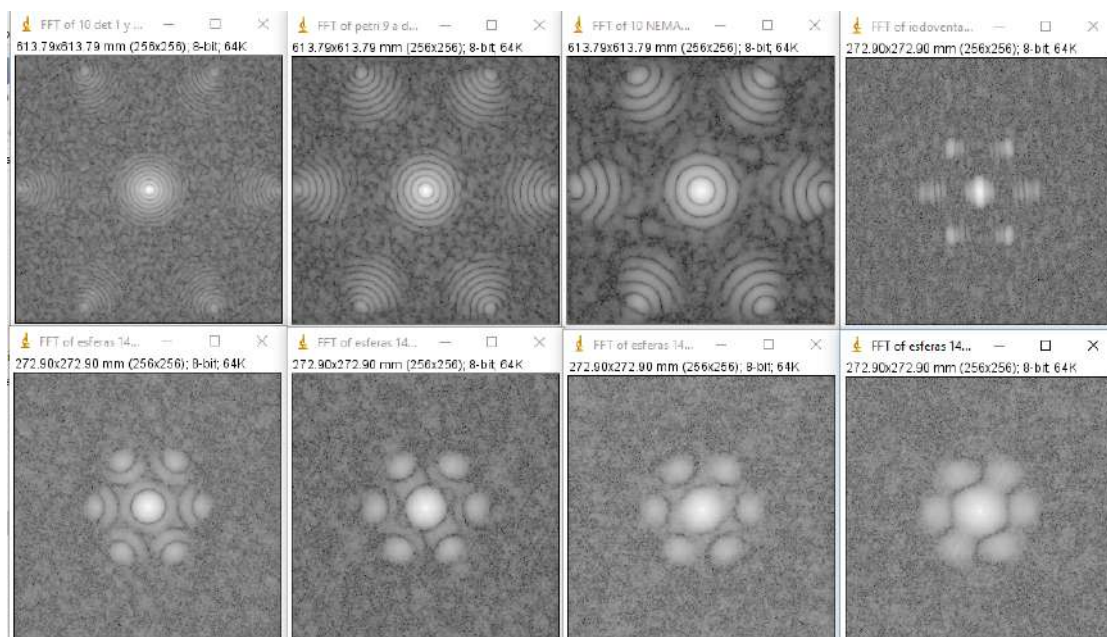


Figure 402: Figura 2: FFT de todas las imágenes adquiridas ordenadas de mayor a menor diámetro: Cuanto mayor es el diámetro más se separan el lóbulo central de los laterales, llegando a confundirse en la más pequeña (5mm)

Pósteres Medicina Nuclear / 712

Determinación de la concentración de impurezas en actividad de Ge-68 en una muestra de Ga-68

Autor: Pedro Borja Aguilar Redondo¹

Co-autores: Ander García Díez²; Elena Prieto Azcárate²; Álvaro Erhard García²; Gema Quincoces Fernández²; Peñuelas Sánchez Iván²; Josep Maria Martí i Climent²

¹ CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

² Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author: eprietoaz@unav.es

1. Introducción

El Ga-68 es un isótopo emisor de positrones con periodo de semidesintegración de 67.83 minutos empleado en imagen PET. El isótopo padre, el Ge-68, tiene un periodo de semidesintegración de 270.95 días, lo que le permite ser suministrado en forma de generador, de donde puede ser eluido el Ga-68 cada vez que sea necesario. Para su uso clínico, la elución de Ga-68 debe tener una concentración de impurezas en actividad de Ge-68, C_A , inferior al 0.001%.

La identificación del Ga-68 puede realizarse empleando un contador gamma. Los fotones gamma detectados tendrán energías de 0.511 MeV, asociada a los fotones de aniquilación (Figura 1).

El objetivo del presente trabajo es determinar las condiciones de medida para detectar dichas impurezas por medio de espectrometría gamma con detectores de un servicio de medicina nuclear.

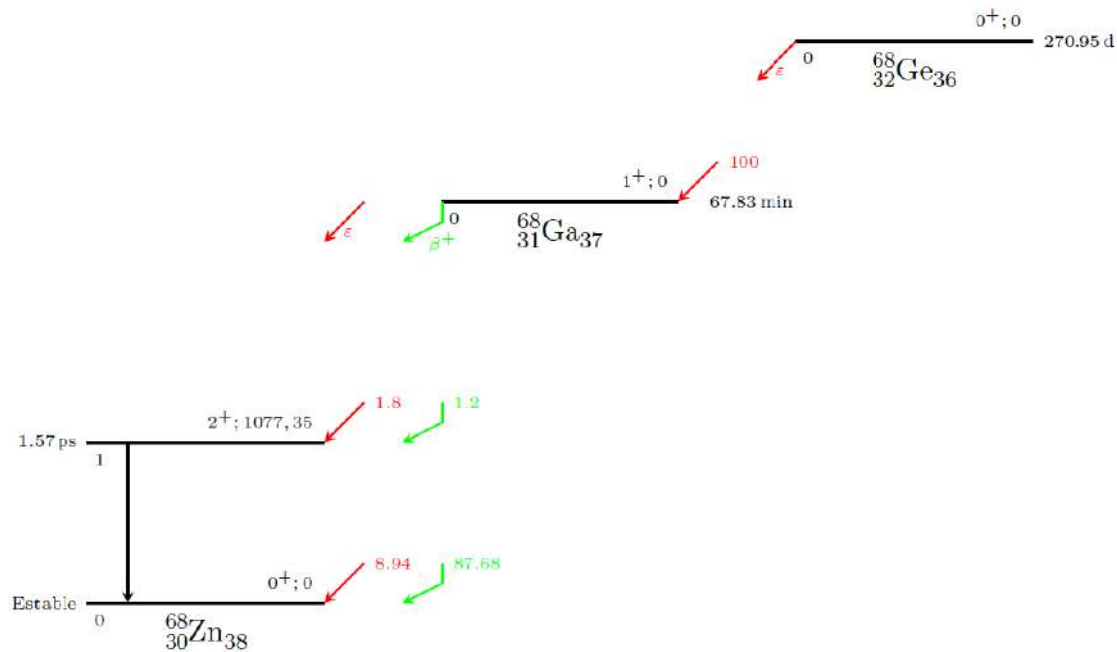


Figure 403: Esquema de desintegración

1. Métodos

Se ha empleado un contador gamma Hidex AMG con cristal de NaI y analizador multicanal de 2048 canales. El contador fue calibrado para medir muestras de Ga-68.

Se determinaron las siguientes condiciones para poder medir las impurezas:

Condición 1: el Ga-68 contenido en la muestra de la elución debe haber decaído por debajo del límite inferior de detección (LID) del contador,

$$\begin{aligned} &\backslash\begin{equation} \\ A_{Ga}(t) &= A_{0_{Ga}} e^{-\lambda_{Ga} t} < \text{LID} \\ &\backslash\end{equation} \end{aligned}$$

siendo $A_{0_{Ga}}$ la actividad eluida de Ga-68 y $A_{Ga}(t)$ su actividad en el instante de medida en el contador.

Condición 2: las impurezas de Ge-68 deben encontrarse en equilibrio secular con el Ga-68, de modo que se pueda garantizar la máxima actividad de Ga-68 procedente de las impurezas.

$$\begin{aligned} &\backslash\begin{equation} \\ \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{A_{Ga}(t)}{A_{Ge}(t)} &= \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{\lambda_{Ga}}{\lambda_{Ga} - \lambda_{Ge}} \frac{1 - e^{-(\lambda_{Ga} - \lambda_{Ge})t}}{1 - e^{-\lambda_{Ge}t}} = \frac{\lambda_{Ga}}{\lambda_{Ga} - \lambda_{Ge}} = L \\ &\backslash\end{equation} \end{aligned}$$

donde $A_{Ga}^*(t)$ es el Ga-68 procedente del Ge-68 con actividad $A_{Ge}(t)$

Condición 3: la muestra del eluido debe tener un contenido de impurezas suficiente como para ser detectado en el contador. La actividad mínima que debe contener la muestra inicial de Ga-68.

$$\begin{aligned} &\backslash\begin{equation} \\ A_{0_{Ga}} &> A_{Ga}^*(t) \left(\frac{1}{C_A} - 1 \right) \frac{\lambda_{Ga}}{\lambda_{Ga} - \lambda_{Ge}} \frac{1 - e^{-(\lambda_{Ga} - \lambda_{Ge})t}}{1 - e^{-\lambda_{Ge}t}} \\ &\backslash\end{equation} \end{aligned}$$

El contenido de impurezas se determinó como:

$$\begin{aligned} &\backslash\begin{equation} \\ \frac{A_{Ge}}{A_{Ge} + A_{0_{Ga}}} &= \left(1 + \frac{A_{0_{Ga}}}{A_{Ge}} \right) \frac{\lambda_{Ga}}{\lambda_{Ga} - \lambda_{Ge}} \frac{1 - e^{-(\lambda_{Ga} - \lambda_{Ge})t}}{1 - e^{-\lambda_{Ge}t}} \\ &\backslash\end{equation} \end{aligned}$$

Resultados

El factor de calibración para el Ga-68 es de 0.2574 cuentas/desintegración, determinado por calibración cruzada con un activímetro. Se determinó el LID para el Ga-68 en las condiciones de medida a partir de una medida de fondo de 4 horas, obteniéndose 0.11 Bq.

Para una correcta medida de las impurezas se determinó que :

- La medida en el contador debe realizarse en un instante posterior al LID. Un periodo de 48 horas desde la elución garantiza las condiciones 1 y 2 (figura 2A).
- La actividad inicial de la muestra debe ser superior a 15 MBq. La detectabilidad de las impurezas aumenta con la actividad de la muestra del eluido (figura 2B).

Se realizaron medidas de ocho muestras (figura 2B). En el peor de los casos se obtuvo una concentración de $1.12 \cdot 10^{-4}\%$, inferior a la indicada para uso clínico.

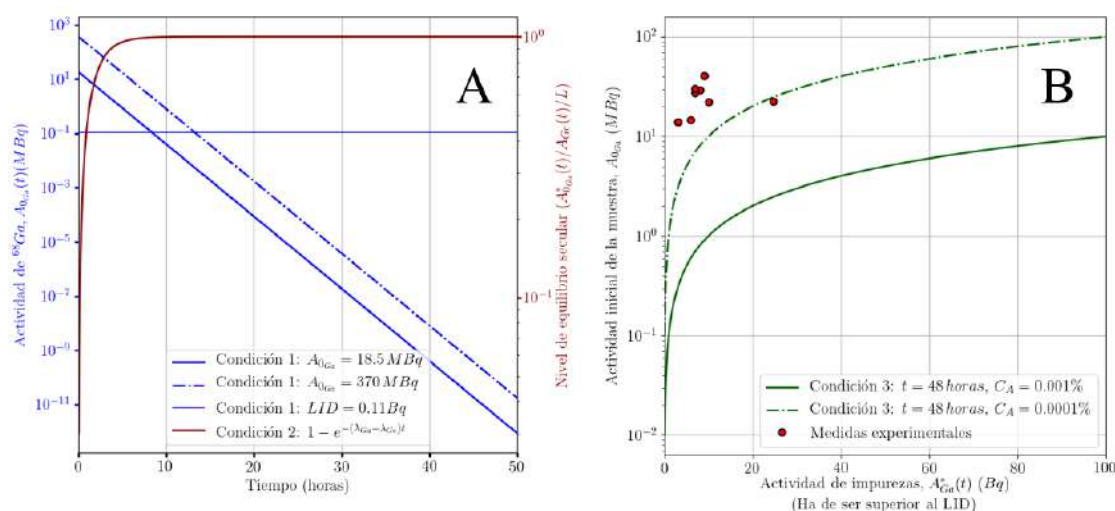


Figure 404:

Conclusiones

Se han descrito y analizado las tres condiciones anteriores para poder realizar la medida de las impurezas de manera adecuada. El método de medida propuesto ha resultado ser eficaz para la medida de la concentración de impurezas bajo las condiciones descritas.

Pósteres Medicina Nuclear / 662

Radioembolizaciones con Y-90: Comparación de Therasphere y Sirtex

Autores: Carmen Escalada Pastor¹; Susana Gutiérrez Camuñas²; Alfredo Montes Uruén³

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Authors: carmen.escalada@salud.madrid.org,

Objetivo

Las radioembolizaciones hepáticas con Y-90 son tratamientos basados en la infusión de un elevado número de microesferas portadoras del isótopo, que se acumulan en los capilares del tumor transfiriéndole altas dosis de radiación.

En este trabajo se comparan los dos productos autorizados Therasphere (BTG International, UK) y Sirtex (Sirtex Medical, Australia) desde el punto de vista de la protección radiológica.

Material y métodos

Se han analizado 66 radioembolizaciones con Therasphere y 57 con Sirtex, evaluando los aspectos de facilidad de manejo, eficiencia de la administración, dosis al personal e incidencias.

La actividad se ha medido en un activímetro VEENSTRA 404 (Veenstra Instruments, Holanda); la tasa de radiación y la contaminación se han medido con un detector RAM GENE-1 (Rotem Industries Ltd., Israel).

Resultados

Therasphere y Sirtex utilizan distintos modelos para la prescripción de la actividad resultando valores mayores con Therasphere.

Therasphere suministra actividades estandarizadas y alcanza la actividad prescrita por decaimiento. Suministra un detector para vigilar la transferencia de actividad durante la administración, aunque su escasa sensibilidad lo hace inadecuado; también pide la medida de los residuos para estimar la actividad administrada.

Sirtex requiere fraccionamiento, lo que añade el error de hasta el 14% según varíe el volumen y decanten las microesferas. La administración, más larga, finaliza cuando la suspensión de las microesferas aparece transparente.

Las principales fuentes de error se relacionan con la precisión en el fraccionamiento, la demora en la administración y la eficiencia de administración. Los incidentes radiológicos más comunes son la contaminación de personal e instalaciones.

Discusión

Therasphere conlleva menos riesgo de irradiación y contaminación del personal, y estima la actividad real administrada.

Sirtex es más flexible frente a cambios en el horario de administración, pero introduce más errores por el método de preparación y por la desestimación de los residuos.

Cada hora de demora respecto de la prevista añade un error superior al 1%, es imprescindible una coordinación precisa entre los servicios participantes.

Conclusiones

La diferencia entre las actividades prescritas por los dos métodos parece oponerse al principio de optimización y evidencia la imprecisión de estos sistemas: es necesario mejorar de los procedimientos de planificación dosimétrica pretratamiento y de evaluación postratamiento.

El Servicio de Radiofísica ha introducido adaptaciones en ambos procedimientos para mejorar la eficiencia de la administración y la estimación de dosis:

Se determina cuándo se alcanza la máxima transferencia de actividad en el momento en que sucesivas medidas de tasa, tomadas durante el procedimiento sobre el dispositivo y el catéter, alcanzan su valor mínimo. Las múltiples fuentes de radiación presentes (paciente, catéter, posibles contaminaciones) hacen difícil la interpretación de las medidas, por lo que el propio personal Radiofísica realiza esta tarea.

Se ha aplicado el procedimiento de evaluación de residuos de Therasphere a Sirtex.

Es difícil elaborar un plan de emergencia que incluya todas las eventualidades. Si bien el Servicio de radiofísica ha redactado el protocolo ante una intervención quirúrgica impostergable, quedan situaciones, como la hipotética incineración de un paciente tratado recientemente, muy difíciles de abordar.

Autores: Francisco Julián Manzano Martínez¹ ; David Jiménez Feltström² ; Manuel Muñoz Espejo^{None} ; María José Hungría Estévez^{None} ; Cristina Ponce Herrera¹ ; Cristina Nuño Rodríguez¹

¹ *Vithas Sanidad Málaga Internacional*

² *Vithas Xanit Hospital Internacional*

Corresponding Author: manzanof@vithas.es

INTRODUCCIÓN:

Hipertiroidismo es una enfermedad frecuente que afecta al 1% de la población.

Para su tratamiento son comunes las técnicas de cirugía o yodo radiactivo (I-131). Esto conlleva que el paciente pueda desarrollar un hipotiroidismo transitorio o definitivo.

La normativa europea EURATOM 2013/59 exige de una planificación individualizada en los casos de terapia con radiaciones

MATERIAL Y MÉTODOS:

Se comenzó a finales de 2016 a desarrollar un sistema y un software que pudiera dar cumplimiento a estos requisitos.

Esta optimización de la técnica de tratamiento con I-131 ha sido desarrollada por el departamento de física médica del Hospital Vithas Xanit de Benalmádena en colaboración con el Servicio de Medicina Nuclear, siguiendo procedimientos recogidos en la Asociación Europea de Medicina Nuclear (EANM).

El dispositivo y el procedimiento estaba enfocado a determinar que dosis de Iodo radiactivo se necesitaba para el tratamiento de los pacientes, evitando un futuro hipotiroidismo remanente, obteniendo por lo tanto mejor calidad de vida.

Para ello, se requiere la realización de medidas de dosis antes y durante el tratamiento con yodo, para hacer la estimación de la dosis e ir evaluando como se comporta el isótopo en el cuerpo del paciente durante esos días.

RESULTADOS:

Los resultados de los tratamientos se evalúan con los años, pero los datos preliminares que vamos obteniendo después de 2 años de implantación nos indican que:

1. La reducción de la actividad administrada en los pacientes planificados se ha reducido entre un 30 y un 60%, con lo cual algunos pacientes han reducido la dosis a su tiroides en mas de 170G. Es un método que permite cumplir con el criterio ALARA y la ventaja es pues inmediata para el paciente.
2. Así mismo se recortan los tiempos de respuesta de los pacientes, de forma que alcanzan un TSH normal en los 3 primeros meses, la mitad de tiempo que los casos no planificados.
3. Esto significa también que la asistencia del paciente a las revisiones se reducen a menos de la mitad, frente a los algunos pacientes que desarrollen un hipotiroidismo franco que necesitan de un mayor seguimiento, mas analíticas, con medicaciones mas altas y difíciles de controlar.
4. La cuarta ventaja es esa, los pacientes se estabilizan con baja o ninguna medicación, frente a dosis de Eutirox hasta cuatro veces mayores en los otros pacientes.

Aunque si bien la técnica se ha realizado en pocos pacientes hasta el momento, no hemos encontrado ningún caso de hipotiroidismo franco, con lo cual el paciente tiene una mayor oportunidad de quedar eutiroides.

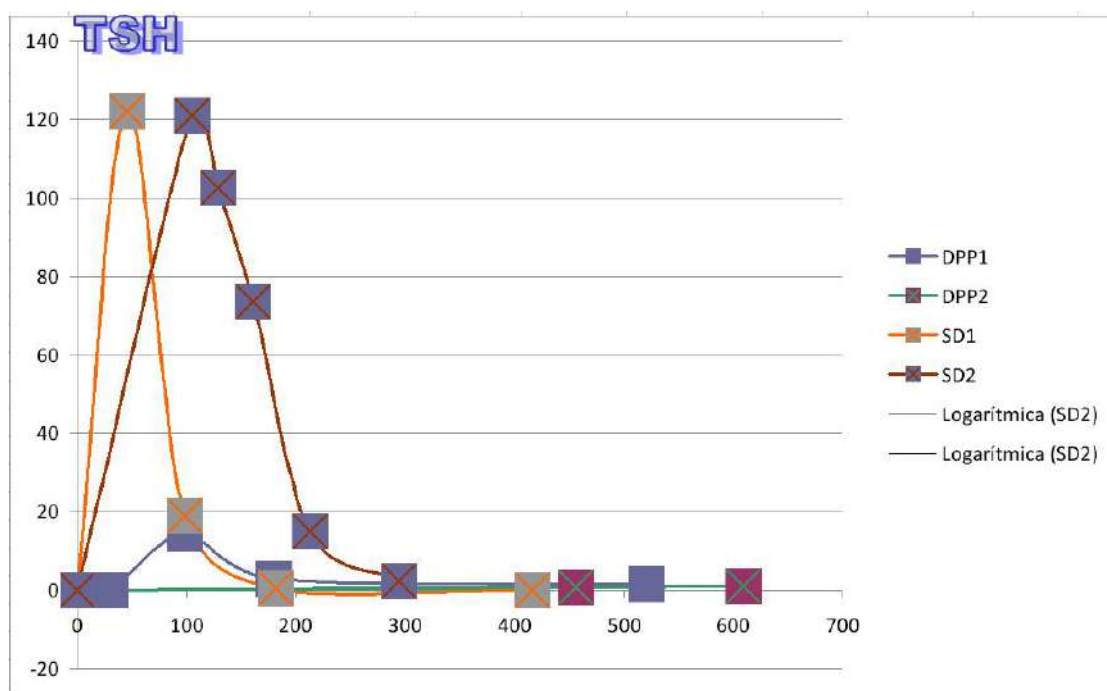


Figure 405:

CONCLUSIONES:

Algunos resultados de implantación de esta técnica en hospitales europeos indican reducciones de dosis de los pacientes en torno al 25%, asegurando éxitos del tratamiento entre el 85 y el 100%.

En algunos hospitales de prestigio hasta un 43% de los pacientes, planificados con esta técnica, alcanzan una función tiroidea normal no necesitando mas tratamientos ni medicación.

Éticamente es deseable el mejor futuro posible mas allá del éxito del tratamiento que sería erradicar el hipertiroidismo.

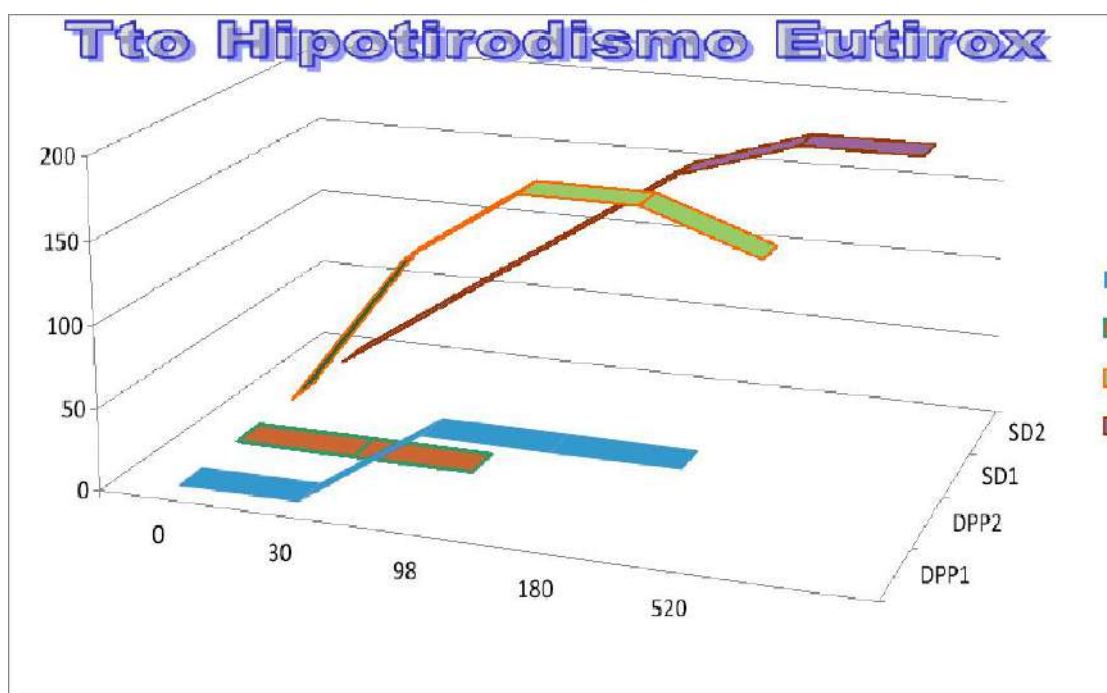


Figure 406:

Pósteres Medicina Nuclear / 428

Eficiencia de detección en una gamma-cámara en función del radio de giro del SPECT

Autores: José Ángel Merino Gestoso¹ ; Diego Jiménez Vegas¹ ; Noelia Solís Preciado¹ ; Breixo Carmelo Portas Ferradás¹ ; Abel Niebla Piñero¹ ; Breogán Sobral Asperez¹ ; María de las Mercedes Fustes Sanjuán¹ ; Paula Rosa Menéndez¹ ; Domingo Espinosa López¹ ; María Dolores Monterde Villar¹ ; Consuelo Carmen Rubio Ayllón¹ ; Manuel Rodríguez Pazos¹ ; Jon Uña Gorospe¹ ; Carlos Cárdenas Negro¹ ; María Luisa Chapel Gómez¹ ; Marta Rodríguez Portabales²

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

² Hospital Universitario nuestra Señora de la Candelaria

Corresponding Authors: merino721@gmail.com, ,

Introducción

A tenor de la transposición de la directiva EURATOM 2013/59, ha resurgido el interés por conocer las dosis recibidas por los pacientes a los que se les realiza una terapia con radiofármacos sobre todo tratamientos no convencionales.

Una manera de realizar la dosimetría interna, es a través de la imagen diagnóstica, ya sea de gamma-cámara o de PET. En este trabajo vamos a centrarnos en la imagen proporcionada por una gamma-cámara, más en concreto en la modalidad SPECT. El objetivo del estudio es determinar la influencia del radio del SPECT a la hora de comprobar la eficiencia de las cámaras detectoras.

Materiales y métodos

Se realizó en una gamma-cámara Philips Precedence SPECT/CT con 6 cortes. Se han utilizado maniqués de inundación de cabeza y de abdomen de la marca PTW-Freiburg, más concretamente, PET Emission Phantom acc IEC 61675-1.

Se realizaron diferentes SPECTs para cada distancia, la técnica elegida en todos los casos fue SPECT circular, 120 proyecciones (60 por detector) y 15 segundos de recolección de cuentas por proyección. Todas las medidas se hicieron utilizando el colimador de baja energía y alta resolución (LEHR) y con Tecnecio-99m mezclado de manera homogénea en ambos maniqués. Para contabilizar el número de cuentas recogidas de cada SPECT, para cada estudio se ha sumado el número de cuentas de cada proyección.

Resultados

Tal y como se muestra en la *tabla 1*, apenas hay diferencias en cuanto a la eficiencia de recolección para los diferentes radios del SPECT, esto es debido a que, tanto en el maniqué de cabeza como en el de abdomen, el tamaño del maniqué es lo suficientemente pequeño como para que la divergencia de la radiación emitida nunca sobrepase los límites del detector (se han escogido unos radios próximos a condiciones clínicas).

Aparecen diferencias entre las medidas de ambos maniqués debido a la atenuación que produce la mesa cuando se utiliza el maniqué de abdomen, ya que en el caso del maniqué de cabeza se utilizó un soporte especial radiotransparente. También aparece una pequeña diferencia de recuento en el caso del maniqué de abdomen para el radio de 25 cm con respecto a los demás, posiblemente porque le influya levemente la radiación dispersa proveniente de la mesa, cosa que para las otras distancias no ocurre.

Discusión y conclusiones

A la vista de los resultados se puede decir que la distancia a la que se colocan las cámaras (dentro del rango clínico) al hacer un SPECT a un paciente no influirá en la eficiencia de recolección de cuentas. En el presente trabajo no se ha tenido en cuenta las posibles diferencias que puedan surgir de la posición de los órganos dentro del cuerpo, ya que para ello sería necesario otra clase de equipamiento más sofisticado.

Maniquí de cabeza			Maniquí de abdomen		
Radio (cm)	Cuentas/ <u>MBq</u>	Desv. <u>Std.</u>	Radio (cm)	Cuentas/ <u>MBq</u>	Desv. <u>Std.</u>
18	52755	67.37	25	45506	97.19
20	51724	178.03	27	42013	44.40
22	51725	136.99	29	42109	49.87
24	51783	125.82	31	42052	94.24
26	52165	249.08	33	42251	45.66
28	52643	47.81	35	42292	65.45

Tabla 1. Cuentas/MBq en función del radio.

Figure 407: enter image description here

Pósteres Medicina Nuclear / 499

EVALUACIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN SEGÚN LOS PROTOCOLOS NEMA Y DEL EQUIPO

Autores: Arturo López Corella^{None} ; Miguel Torres López¹ ; Carmen Escalada Pastor² ; Susana Gutiérrez Camuñas³

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro

² Servicio de Radiofísica y PR. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: arturo.lcorella@gmail.com

Introducción:

La reconstrucción de imágenes tomográficas requiere la combinación precisa de las proyecciones de cada punto en las diferentes angulaciones. El giro de los cabezales debe realizarse dentro de unos límites que permitan corregir por software las desviaciones mecánicas, ya que cualquier diferencia entre el centro de rotación teórico y el real producirá una degradación de la imagen.

Los fabricantes de gammacámaras establecen los límites de funcionamiento aceptables en las especificaciones técnicas, realizadas generalmente según las publicaciones de la National Electric Manufacturers Association (NEMA). Sin embargo, el procedimiento de control de calidad implementado en nuestros equipos aplica un protocolo de adquisición y procesado distinto.

En este trabajo se han comparado los resultados obtenidos mediante los dos procedimientos y valorado su repercusión.

Materiales y métodos:

Cuatro gammacámaras Infinia IV, de doble cabezal (GE Healthcare, EEUU)

Tres fuentes puntuales de Tc-99m dispuestas según NEMA.

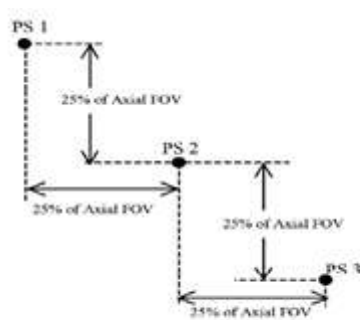


Figure 408: Posicionamiento de las fuentes

El centro de rotación se ha evaluado con los dos protocolos:

- Procedimiento 2.5 System Alignment (NEMA NU 1-2001): adquisiciones estáticas, matriz 256x256, cada 45°, radio 20 cm y cabezales paralelos.
Análisis: Obtención de las coordenadas X,Y de los centros de masa de cada fuente en cada proyección y cálculo de los siguientes parámetros:
- máx δ COR (transversal): máxima diferencia entre el valor X promedio de cualquier fuente y cabezal, y el teórico.
- máx δ COR12: Máxima diferencia entre los valores X promedio de cada cabezal, para cualquier fuente.
- máx δ AXIAL: Máxima diferencia, para cada cabezal y cualquier fuente, entre los valores Y de proyecciones opuestas.
- máx δ AXIAL12: Máxima diferencia entre los valores Y promedio para proyecciones opuestas de ambos cabezales, para cualquier fuente.
- Protocolo QC RoT de GE: Fuente puntual única centrada, adquisiciones estáticas, matriz 256x256, cada 6°, radio 20 cm y cabezales paralelos.

Resultados:

En la siguiente tabla se muestran los valores obtenidos junto a sus respectivas tolerancias.

	Parámetros	Tolerancias	Infinia 1	Infinia 2	Infinia 3	Infinia 4
Protocolo NEMA	máx δ COR (mm)	0.71	8.30	2.88	7.49	6.86
	máx δ COR12 (mm)	1.28	11.23	2.72	8.42	7.95
	máx δ AXIAL (mm)	2.21	2.92	2.56	3.80	3.85
	máx δ AXIAL12 (mm)	0.66	1.44	1.68	1.39	0.61
Protocolo GE	Modo H Delta X Detector 1 (mm)	$\geq -0.5 - \leq 0.5$	0.0526	-0.137	-0.475	-0.092
	Modo H Delta X Detector 2 (mm)	$\geq -0.5 - \leq 0.5$	-0.1167	0.2549	-0.156	0.079
	Modo H Delta Y Detector 1 (mm)	0	0	0	0	0
	Modo H Delta Y Detector 2 (mm)	$\geq -0.5 - \leq 0.5$	0.036	-0.0896	0.12	0.067

Figure 409: Tabla Resultados

El fabricante no define los parámetros de referencia en la información proporcionada al usuario. Además, calcula la desviación axial del cabezal 2 asumiendo como cero la del 1.

Discusión:

Las dos pruebas son distintas y difíciles de comparar, ya que el fabricante no describe ni el procesamiento de los datos ni el significado de sus parámetros. Las tolerancias del fabricante son, aparentemente, más exigentes que las especificaciones técnicas. Paradójicamente, todas nuestras gammacá-

maras están dentro de las tolerancias del fabricante, pero no cumplen sus especificaciones técnicas.

El método de análisis de la desviación axial introducirá como error sistemático cualquier angulación del cabezal 1 respecto del eje de rotación.

Conclusión:

La corrección por software del centro de rotación es aceptable dentro de ciertos límites. Desviaciones mecánicas mayores se traducen en la aparición de artefactos y el empeoramiento de la imagen.

Las pruebas de control de calidad proporcionadas por los fabricantes pueden no reflejar adecuadamente el estado del equipamiento. Las pruebas NEMA para el COR tienen una interpretación clara, son fáciles de implementar, y son comparables con las especificaciones técnicas que el equipo debe cumplir.

Pósteres Medicina Nuclear / 618

Optimización de protocolos para la mejora de la imagen PET/CT modificando distintos parámetro de reconstrucción

Autores: Maria Trinitat García Hernández^{None} ; Aurora Vicedo Gonzalez¹ ; Evangelina Martínez Francés^{None} ; Domingo Granero Cabañero^{None} ; Luis Brualla González¹ ; Joan Roselló Ferrando¹ ; Raúl Sánchez Jurado¹

¹ ERESA-Hospital General Valencia

Corresponding Author: mtrinitat@eres.com

Introducción

La calidad de la imagen diagnóstica de los estudios PET/CT depende de muchos factores como son los diferentes algoritmos de reconstrucción, el número de subsets, los parámetros de relajación, el tamaño de píxel, la anchura de kernel y el tiempo de adquisición. Con el fin de lograr la imagen diagnóstica óptima se evalúa la calidad de imagen en estudios de 18F-FDG para diferentes protocolos.

Material y método

Se analiza un PET/CT Gemini de Philips. Se emplea un maniquí NEMA con 6 esferas (diámetros entre 1 y 3.7 cm) relleno de 18F-FDG con relaciones señal fondo 4.5:1 y 10:1. Se calculan los coeficientes de recuperación, el coeficiente de variación y la relación señal ruido. La resolución espacial se calcula comparando los valores experimentales de los coeficientes de recuperación, con los teóricos simulados en un maniquí virtual en Matlab. Además, se analiza el maniquí Deluxe Jaszczak (cilindros con diámetros entre 4.8 y 12.7 mm). En total se comparan 55 protocolos diferentes. Por último, se analizan imágenes clínicas de un paciente de mama.

Resultados

Para lesiones < 17 mm, el número óptimo de iteraciones es 3, el número de subsets 33, el tamaño de píxel 2 mm y la anchura de kernel 14.1 o 23 mm. Por otro lado, para lesiones > 17 mm, el número óptimo de iteraciones es 3, el número de subsets es 20, el tamaño de píxel es 4 y la anchura de kernel 14.1 mm. En ningún caso el protocolo que no emplea la técnica de tiempo de vuelo ha mejorado los resultados. Los estudios de resolución confirman una mejora de esta cuando el tamaño de píxel es de 2 mm. Para un tamaño de píxel de 2 mm los cilindros más pequeños detectados son de 6.4 mm mientras que para el tamaño de píxel de 4 mm son de 7.9 mm. Por último, en el estudio clínico de mama se concluye que para un diagnóstico óptimo la mejor opción es reconstruir con ambos tamaños de matriz.

Conclusiones

Dado que este estudio se ha realizado con protocolos clínicos, los resultados pueden ayudar a mejorar la práctica clínica. Dependiendo del objetivo clínico y en base a los resultados de este trabajo se puede elegir el protocolo clínico más adecuado. Además, debido a la competición entre resolución, la cual mejora reduciendo el tamaño de píxel, y el ruido, que se reduce en protocolos con mayor tamaño de píxel, una combinación de protocolos puede resultar muy beneficiosa, sobretodo en casos con lesiones pequeñas como es la mama o las oligometástasis.

Pósteres Medicina Nuclear / 678**Estimación de la dosis absorbida en pacientes tratados con Ra223**

Autor: Carlos Andrés Rodríguez¹

Co-autores: Victor de la Llana Granja²; Mercedes Alonso Rodríguez¹; Manuel Agulla Otero¹; Mario Martín Veganzones³; Javier Gómez Hidalgo¹; Ricardo Torres Cabrera⁴; Ricardo Ruano Pérez¹; Daniel Martínez⁴; David Miguel Pérez¹; Angel del Castillo Belmonte¹; Delfin Alonso Hernández¹; Jesus María de Frutos Baraja¹

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Authors: candresr@saludcastillayleon.es, vllana@saludcastillayleon.es

Introducción

Se muestra la experiencia preliminar adquirida en la estimación de la dosis absorbida en lesiones metastásicas óseas de pacientes de cáncer de próstata tratados con Ra223 en nuestro centro.

Material y métodos

Se han estudiado un total de 50 lesiones de 15 pacientes tratados con Ra223 (Xofigo, Bayer Pharmaceuticals Inc., Alemania) en nuestro centro. El procedimiento usual de tratamiento es de 6 administraciones intravenosas de 55KBq de Ra223 por cada kg del paciente, con una separación entre ellas de al menos cuatro semanas. En promedio, la actividad inyectada es de 4.0MBq.

Las imágenes se adquieren con un equipo híbrido SPECT-CT Siemens Symbia T2, con cristal de 3/8" y colimador de energía media y baja penetración (MELP). En concreto, se han caracterizado los parámetros: sensibilidad planar en aire, dependencia con la distancia, factor de atenuación de la camilla, coeficiente de atenuación másico, efecto de volumen parcial y escala de contrastes del TC. Tras la administración del radioisótopo, a las 48 y a las 168 horas se realizan imágenes planares de 20 minutos de duración con una ventana de adquisición centrada en 82 keV con anchura del 20%. Además, previo al tratamiento al paciente se le realiza una gammagrafía ósea y un SPECT-CT con Tc99m para la caracterización morfológica (tamaño, densidad y profundidad) de las lesiones.

Mediante software de análisis de imagen se localiza cada lesión utilizando como referencia la gammagrafía ósea previa y se cuantifica la actividad de Ra223 en dicha lesión(fig.1). Posteriormente, se estima la dosis absorbida y la vida media efectiva del isótopo siguiendo la metodología MIRD. Se calcula, además, el valor de dosis absorbida ponderada por la eficiencia radiobiológica de la radiación (supuesto un factor 5 de eficiencia radiobiológica para las partículas alfa).

Resultados

La dosis absorbida por cada inyección de Ra223 es, en promedio para todas las lesiones estudiadas, de 1.89 Gy, con un intervalo de confianza del 95% de 1.4-2.4 Gy, valor muy parecido a lo presentado en estudios similares recientes.

La vida media del Ra223 encontrada es de 6.2 días, con un intervalo de confianza del 95% de 5.4-7.0 días.

Se observa una dispersión importante en los valores de dosis absorbida, habiendo lesiones con apenas captación (dosis por debajo de 0.25 Gy por inyección) con otras con una dosis absorbida importante (hasta 5.5 Gy por inyección).

Debido a la baja actividad inyectada, el número de cuentas de las lesiones está, en ocasiones, por debajo del límite de detección respecto al fondo, lo cual dificulta la caracterización de muchas de ellas.

Por otro lado, en determinadas imágenes la captación intestinal dificulta la localización de la lesión en las imágenes de 48 horas post-tratamiento, imposibilitando la estimación de la vida media efectiva.

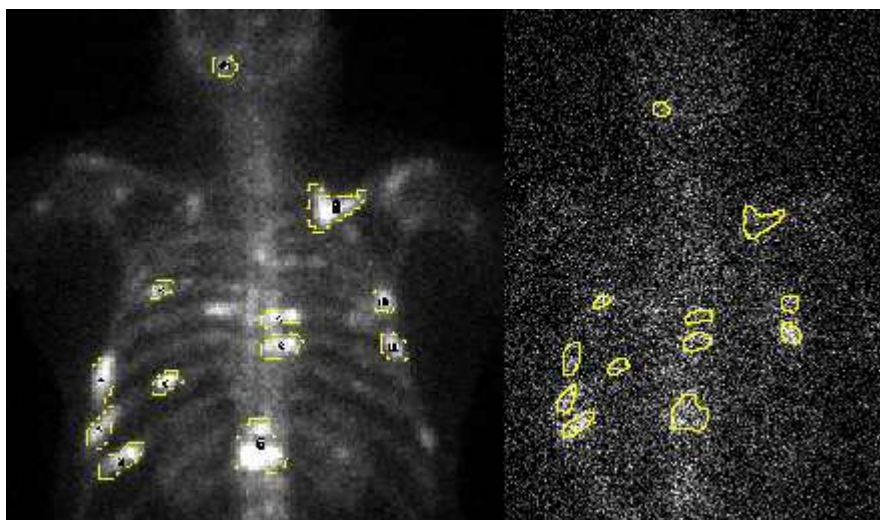


Figure 410: Gammagrafía ósea con Tc99m (izquierda) frente a imagen plana post-tratamiento con Ra223

Conclusiones

Se presenta el procedimiento y los resultados preliminares obtenidos en la dosimetría de lesiones metastásicas tratadas con Ra223 en nuestro centro. Los valores obtenidos son similares a otros estudios preliminares acerca de la dosimetría en este tipo de tratamientos.

Pósteres Medicina Nuclear / 606

Desarrollo de una aplicación para el análisis de la uniformidad en PET

Autores: Noelia Suarez Alvarez¹ ; Alvaro Antonio Fernandez Lara² ; Raúl Sánchez López¹ ; Sofía García Repiso¹ ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Carlos Montes Fuentes² ; Pablo L. Gómez Llorente¹

¹ Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Hospital Universitario de Salamanca

Corresponding Author: noeliasuarez@saludcastillayleon.es

Introducción

La uniformidad de la imagen reconstruida es una medida de la respuesta del sistema a una fuente homogénea y un indicador de la calidad de imagen en PET. La presencia de artefactos implica la necesidad de una recalibración.

En nuestro centro se ha desarrollado una aplicación propia con el objetivo de automatizar el análisis basado en la guía nº1 de la IAEA para control de calidad en sistemas PET/CT.

Material y métodos

Las adquisiciones se han realizado en un Siemens Biograph mCT con una fuente cilíndrica de Ge-68. Se ha utilizado un protocolo clínico de cuerpo completo con tiempo de adquisición fijo, reconstrucción iterativa (algoritmo OSEM3D; 2 iteraciones y 21 subconjuntos) y corrección por PSF y TOF. La atenuación se corrige mediante un CT de baja dosis.

Para el análisis, se ha desarrollado una aplicación en Matlab R2016a, la cual a través del valor medio de pixel (VMP) de cada corte construye un perfil que permite identificar el corte central del plateau. El VMP representa la concentración en volumen de la actividad de la fuente. Dicho valor se promedia y compara con la actividad esperada dividida entre los 8407ml de la fuente.

Se obtienen los siguientes parámetros relacionados con la uniformidad:

- Método 1. Se promedia el VMP de los 50 cortes centrales, realizando una ROI de 30x30 píxeles. Se calcula el coeficiente de variación (CV) de dichas concentraciones.

- Método 2: Análisis según la guía nº 1 (IAEA). Se consideran los cortes correspondientes a los 17cm centrales del maniquí. Se calculan los VMPs en ROIs de 10mm inscritas en un radio de 175mm (figura 1). Se obtiene la no-uniformidad (NUI) para cada corte i como:

$$NU_i = MAX \left\{ \frac{MAX(C_k) - AVE(C_k)}{AVE(C_k)}, \frac{AVE(C_k) - MIN(C_k)}{AVE(C_k)} \right\}$$

Se calcula el CV volumétrico a lo largo del FOV:

$$CV_{vol} = 100 \frac{SD_{vol}}{AVE(C_j)}$$

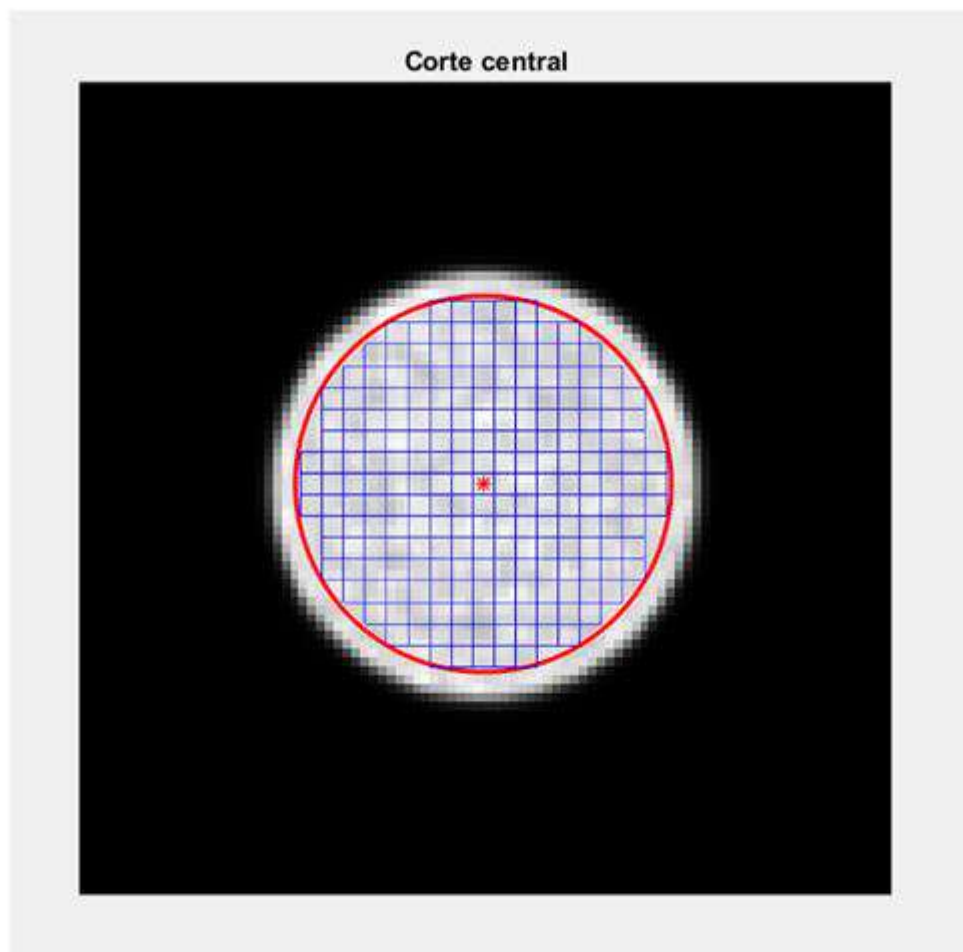


Figura 1

Figure 411: figura1

Resultados

Las concentraciones de actividad encontradas se desvían un -0.9% frente a las esperadas.

El CV_{vol} del método 2 es tres veces mayor al obtenido por el método 1. Se mantiene estable dentro de un $\pm 2\%$.

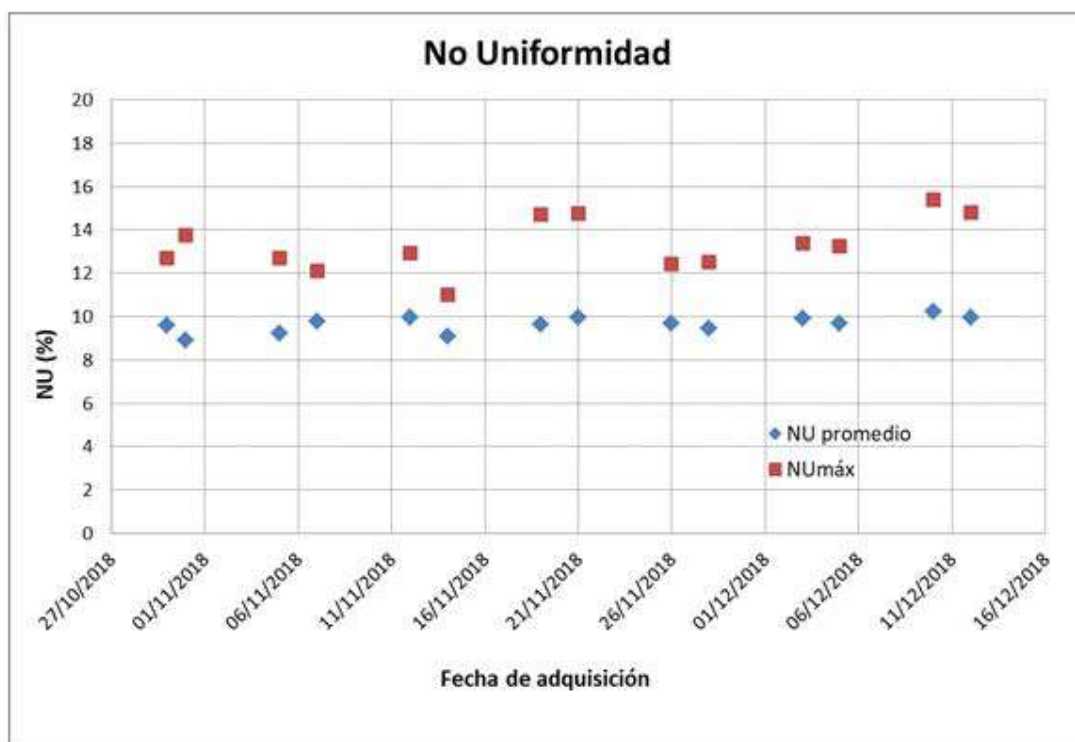


Figura 2

Figure 412: Figura2

En cuanto a la no-uniformidad (figura 2), hemos obtenido un valor promedio de 9.7 ± 0.4 . Muestra una tendencia ascendente, con una variación de un 5% desde la primera adquisición realizada ($NU=9.51$) hasta la última ($NU=10.41$).

Discusión

La coincidencia entre las concentraciones de actividad encontrada y esperada asegura una constancia en la medida del SUV proporcionado por el equipo.

El CV_{vol} es tres veces mayor al del método 1, pues al subdividir cada corte en ROIs hay más variación de cuentas.

La NU y el CV aumentan con las adquisiciones, ya que el decaimiento de la fuente provoca que las desviaciones estadísticas tengan más peso relativo.

La guía nº 1 establece una tolerancia relativa de $\pm 5\% \cdot NU_{ref}$ pero especifica que el tiempo de adquisición debe compensar el decaimiento de la fuente. En nuestro caso se ha verificado el comportamiento en condiciones clínicas (tiempo fijo). Así, se podrían apreciar cambios bruscos en la no-uniformidad.

Conclusiones

La aplicación desarrollada ha demostrado ser de utilidad, agilizando el análisis de la prueba y permitiendo un análisis automático y reproducible.

Uso de un código de Monte Carlo para la obtención de los factores S-vóxel empleados en dosimetría con radiofármacos

Autores: Julián Lomas Rodríguez¹ ; Moisés Nuevo Bárcena¹ ; Miguel Ángel Peinado Montes²

¹ Universidad de Oviedo

² *S^o Radiofísica Hospitalaria y Protección Radiológica, Hospital Universitario Central de Asturias*

Corresponding Authors: lomasjulian@gmail.com, moisesnb@gmail.com, miguel.peinado@sespa.es

1. Introducción

Según el modelo MIRD, la dosis absorbida en una región espacial blanco (b) se puede determinar si se conoce la ubicación y concentración del radionucleido en la región fuente (f) y una cantidad denominada factor S .

$$D(r_b \leftarrow r_f) = \tilde{A}_f S(r_b \leftarrow r_f)$$

Los factores S se determinan mediante simulación por métodos de Monte Carlo. Cuando el modelo MIRD se particulariza a geometrías voxelizadas, los factores S se denominan factores S -vóxel.

El comité MIRD ha publicado tablas para los S -vóxel correspondientes a distintos isótopos y tamaños de vóxel. Sin embargo, estos últimos no suelen coincidir con los de las gammacámaras presentes en el mercado.

El objetivo de este trabajo es utilizar uno de los códigos de simulación por Monte Carlo para obtener los factores S para geometrías voxelizadas correspondientes a los equipos comerciales existentes en los servicios de Medicina Nuclear.

2. Material y métodos

Se ha empleado el código PENELOPE/penEasy para obtener los factores S -vóxel correspondientes al ^{90}Y . Las simulaciones se han realizado utilizando un maniquí homogéneo de tejido blando (ICRP) de $15 \times 15 \times 15$ vóxeles con un número total de 10^8 historias.

Los resultados obtenidos mediante PENELOPE/penEasy se han comparado con los factores S -vóxel publicados en el MIRD Pamphlet 17 (calculados con el código EGS4).

3. Resultados

En la gráfica 1 se muestran los resultados correspondientes al ^{90}Y en tejido blando, para vóxeles de 3 mm y su comparación con los resultados obtenidos por el comité MIRD.

En la segunda gráfica se muestran los resultados correspondientes al ^{90}Y en tejido blando, para vóxeles de 4.42 mm. Este tamaño de vóxel es el empleado en las adquisiciones de SPECT/CT a pacientes sometidos a radioterapia con microesferas de ^{90}Y en el Servicio de Medicina Nuclear.

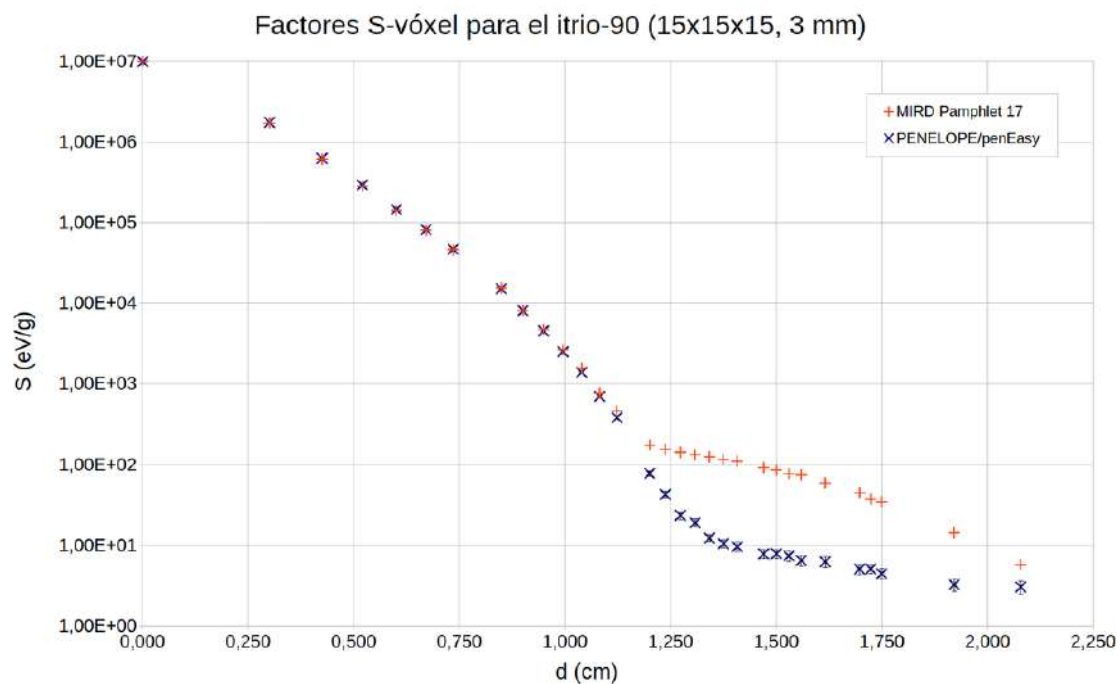


Figure 413:

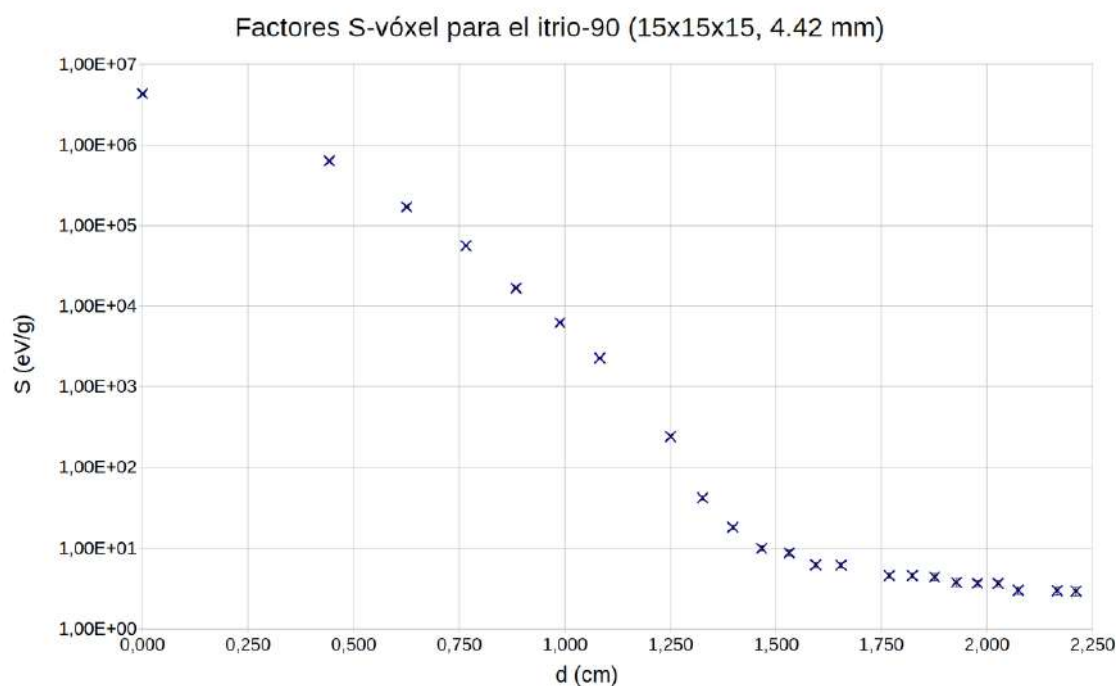


Figure 414:

4. Discusión

Los resultados obtenidos con PENELOPE/penEasy concuerdan en orden de magnitud con los indicados en el MIRD Pamphlet 17. En particular, los factores S -vóxel asociados al vóxel fuente y los vóxeles más cercanos ($d \leq 1$ cm) difieren menos de un 5%. Estas discrepancias pueden estar causadas por:

- La definición del tejido blando.

- El número de historias.
- El tamaño del maniquí.
- El espectro de energías de los electrones empleado.
- Otros aspectos del propio código.

A medida que nos alejamos de la fuente, la discrepancia entre los factores S -vóxel calculados con PENELOPE/penEasy y los indicados en el MIRD Pamphlet aumenta. Esta discrepancia de hasta un orden de magnitud en la cola de la curva se debe a un problema en el código EGS4 empleado por el comité MIRD y que ha sido descrito en la literatura.

5. Conclusiones

El método empleado permite conocer los factores S -vóxel para los tamaños utilizados en la práctica clínica, lo cual es indispensable para realizar la dosimetría a los pacientes sometidos a radioterapia molecular.

Este método es igualmente aplicable al cálculo de los factores S -vóxel correspondientes a otros isótopos y tamaños de vóxel.

Pósteres Medicina Nuclear / 466

Construcción de kernels de convolución a partir de Perfiles Radiales de Dosis obtenidos mediante método Monte Carlo para la dosimetría de pacientes en Medicina Nuclear

Autores: Hugo Pérez García¹ ; Eduardo Pardo Pérez ² ; Juan Castro Novais² ; M^a Yolanda Molina López^{None} ; Sheila Ruiz Maqueda³ ; Ute Corina Vera Schmülling⁴

¹ Hospital Universitario QuirónSalud Madrid

² Hospital QuirónSalud Madrid

³ Hospital Quirón (Madrid)

⁴ Hospital Universitario Quirónsalud Madrid

Corresponding Author: hugo.perez@quironsalud.es

Introducción

De entre todas las metodologías para el cálculo de dosis en pacientes tratados con radionucleidos, son las basadas en algoritmos de convolución las que consiguen un mayor rendimiento entre rapidez y exactitud. Sin embargo, en la actualidad no existe una librería de radioisótopos con *kernels* de convolución discretizados con diferentes tamaños que se amolden a la necesidad del usuario. Por ello, en este trabajo presentamos un método determinista para construirlos de cualquier tamaño a partir de un perfil radial de dosis de alta resolución (PRD) obtenido por Monte Carlo, lo cual es muy eficiente computacionalmente.

Material y Método

Se emplea el Código PENELOPE(2011), y se simulan 10E9 historias con el espectro de desintegración β^- que corresponde al isótopo de Y-90 en el interior de una esfera de vidrio de 30 μ m de diámetro sumergida en un maniquí cúbico de agua de 1m3. A partir de la simulación se obtiene el PRD cada 0.1mm.

El tamaño de voxel del *kernel* a construir es $\Delta R=2.5$ mm de lado, y la posición de cada vóxeles se puede caracterizar como $\vec{R}_{ijk} = \Delta R (i - i_0, j - j_0, k - k_0)$, siendo el triplete $\Delta R(i_0, j_0, k_0)$ la posición del centro, donde se encontraría la microesfera.

Se espera que el perfil radial de dosis sea una función de muy alto gradiente, por lo que se promedia por tamaño de vóxel. Para ello, dado un vóxel v en $\vec{R}_{ijk}$ se divide para crear un conjunto de subvóxeles de lado $\Delta R=0.1$ mm de coordenadas $\vec{r}_{nml}^{ijk} = (n \Delta r + \Delta R (i - i_0), m \Delta r + \Delta R (j - j_0), l \Delta r +$

$\Delta R(k - k_0)$) (Fig.1). de modo que la dosis en el subvóxel nml se obtiene como la interpolación logarítmica del Perfil Radial de Dosis (RDP) para la norma euclídea del vector $\vec{r}_{nml}^{ijk}$:

$$D_{nml}^{ijk} = \text{Interpo.Log.} \left\{ RDP \left(\left\| \vec{r}_{nml}^{ijk} \right\| \right) \right\}$$

La dosis en el vóxel se puede obtener mediante un promedio de la dosis en los subvóxeles:

$$D_{ijk} = \left(\frac{\Delta r}{\Delta R} \right)^3 \sum_n \sum_m \sum_l D_{nml}^{ijk}$$

Al pasar el PRD al *kernel*, se produce un error de discretización que depende exclusivamente de la relación entre los tamaños de vóxeles. Por ello, se hace una renormalización para compensar dicho error de discretización y que la energía media por desintegración no disminuya con respecto al Monte Carlo:

$$K_{ijk} = D_{ijk} \frac{4\pi \sum_i r_i^2 RDP(r_i) \Delta r}{\Delta R^3 \sum_i \sum_j \sum_k D_{ijk}}$$

Resultados

El PRD está representado en la Fig.2 junto con un perfil del *kernel* y comparación con valores de la bibliografía.

Discusión

Como se puede apreciar, no hay grandes desviaciones entre los datos salvo en la zona próxima a la fuente. Esto se debe principalmente al tamaño de vóxel que cada uno de los autores ha escogido. La mayoría de autores desprecian la contribución fotónica, siendo este estudio el único que ha llegado a calcular la dosis suministrada a más de 2 cm de la fuente.

Conclusión:

Se ha mostrado una metodología para obtener *kernels* de convolución de cualquier tamaño de vóxel que se amolde a las necesidades dosimétricas del usuario. Estos se obtienen de forma determinista a partir de un PRD por Monte Carlo que una vez calculado, puede ser usado tantas veces como se desee.

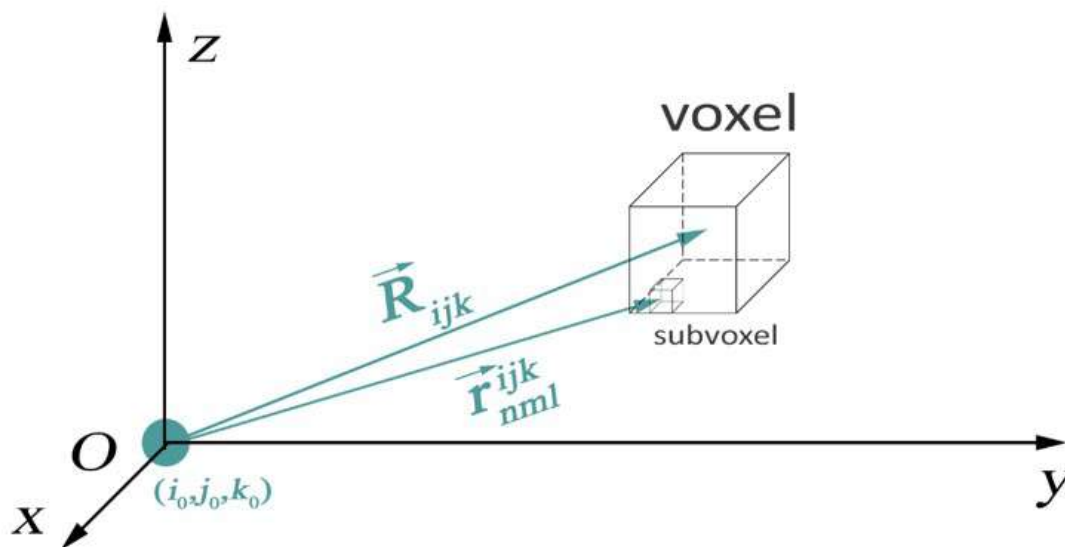


Fig. 1- Esquema con las coordenadas de los vóxeles y los subvóxeles

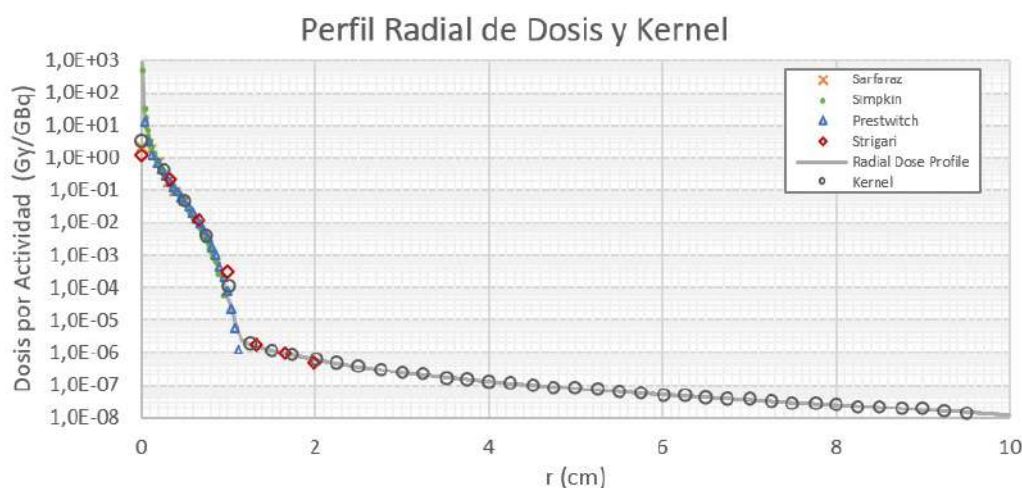


Fig. 2- Comparación del RDP (error 2-sigma de 0.0096 % en el centro, 0.36 % a 1 cm, y 1.6 % a los 10 cm.) y del kernel calculado con respecto a los reportados por otros autores. El 90 % de la energía de la desintegración beta se deposita en los primeros 5.4 mm. A partir de 1.2 cm, los electrones de máxima energía cuya trayectoria es rectilínea no son capaces de llegar, y la energía depositada se debe principalmente a los fotones generados con *breamstrahlung*.

Sarfaraz M, Kennedy AS, Lodge MA, Li XA, Wu X, Yu CX. Radiation absorbed dose distribution in a patient treated with yttrium-90 microspheres for hepatocellular carcinoma. *Med Phys.* 2004;31(9):2449-2453. doi:10.1118/1.1781332

Simpkin DJ, Mackie TR. EGS4 Monte Carlo determination of the beta dose kernel in water. *Med Phys.* 1990;17(2):179-186. doi:10.1118/1.596565

Prestwich W V, Nunes J, Kwok CS. Beta dose point kernels for radionuclides of potential use in radioimmunotherapy. *J Nucl Med.* 1989;30(6):1036-1045.

Strigari L, Menghi E, D'Andrea M, Benassi M. Monte Carlo dose voxel kernel calculations of beta-emitting and Auger-emitting radionuclides for internal dosimetry: A comparison between EGSnrcMP and EGS4. *Med Phys.* 2006;33(9):3383-3389. doi:10.1118/1.2266255

Figure 416:

Pósteres Medicina Nuclear / 364

Aceptación y estado de referencia de la gammacámara portátil Sentinella 102.

Autores: Pablo Chamorro Serrano¹ ; Francisco Javier San Miguel Avedillo² ; Francisco Clemente Gutiérrez² ; María Soledad García del Villar³ ; José Antonio Rodríguez Zarauz⁴ ; Antonio de Jesús Fernández Sánchez⁴ ; Carlos Mauricio Hernández Heredia⁴ ; Rafael Julián de la Fuente Serrano⁴

¹ Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

² Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Central de la Defensa "Gomez Ulla"

³ Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

⁴ Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

Corresponding Author: pchaser@mde.es

1. Introducción: Existen diversos procedimientos quirúrgicos radioguiados que suponen la inyección de un marcador radioactivo para ayudar al cirujano a localizar la región anatómica que se desea extraer para su posterior estudio. En nuestro centro, tales procedimientos se llevan a cabo con la ayuda de una gammacámara portátil Sentinella 102 (Oncovision), lo que permite la adquisición de

imagen gammagráfica en tiempo real. En este trabajo se describen las pruebas de control de calidad realizadas tanto para establecer el estado de referencia del equipo como para chequear periódicamente su correcto funcionamiento.

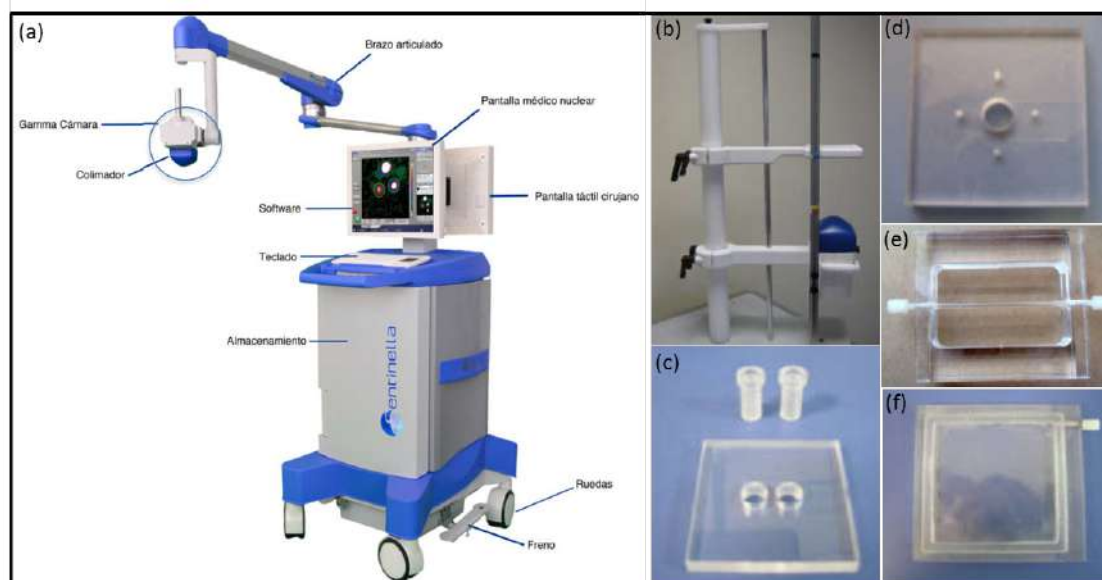


Figure 417: (a) Imagen del equipo completo. La gammacámara portátil se muestra en el interior del círculo azul. (b) Soporte para la realización del control de calidad. (c) Maniquí para la prueba de la resolución temporal. (d) Maniquí para las pruebas del tamaño de píxel, la resolución energética y la sensibilidad. (e) Maniquí para la prueba de la resolución espacial extrínseca. (f) Maniquí para la prueba de la uniformidad extrínseca.

2. Material y métodos: La gammacámara portátil Sentinel 102 está basada en un cristal centelleador de CsI(Na), posee un único fotomultiplicador (figura 1a), y tiene las siguientes especificaciones técnicas: dimensiones de la cámara de 154 x 82 x 90 mm, campo de visión útil del cristal de 40 x 40 mm, rango energético de 50-200 keV, resolución energética de 17% a 140 keV y resolución espacial intrínseca de 1.8 mm. Cuenta además con dos colimadores tipo Pinhole de distintos diámetros (2.5 mm y 4 mm). El equipo viene acompañado de diversos accesorios y maniqués para la realización de las pruebas de uniformidad extrínseca, sensibilidad, resolución espacial extrínseca, resolución temporal, resolución energética y tamaño de píxel (figuras 1b-1f). En la tabla de la figura 2 se muestran dichas pruebas junto con su periodicidad y sus valores de tolerancia. También se indica la actividad y el volumen de tecnecio-99m utilizados en cada una de las pruebas.

3. Resultados: En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos en la prueba de aceptación del equipo. Estos valores se tomaron como estado de referencia del equipo para la comparación de medidas futuras.

4. Discusión: Los resultados de todas las pruebas de la aceptación del equipo Sentinel 102 estuvieron dentro de las tolerancias especificadas por el fabricante.

Prueba	Periodicidad	Colimador	Actividad	Volumen	Valor medido	Tolerancia
Uniformidad extrínseca	Semanal	Diámetro de 2.5 mm	1000 μCi	12 mL	Total integral: 7.08 %	< 10 %
					Total diferencial: 4.16 %	
					Central integral: 5.91 %	
					Central diferencial: 3.67 %	
		Diámetro de 4.5 mm	600 μCi	12 mL	Total integral: 7.21 %	< 10 %
					Total diferencial: 4.08 %	
					Central integral: 5.65 %	
					Central diferencial: 3.84 %	
Resolución espacial extrínseca	Mensual	Diámetro 2.5 mm	500 μCi	Mínimo posible	Eje X: 6.14 mm	< 9 mm
		Diámetro 4.5 mm	500 μCi	Mínimo posible	Eje Y: 5.92 mm	
		Diámetro 2.5 mm	500 μCi	Mínimo posible	Eje X: 9.64 mm	< 13 mm
		Diámetro 4.5 mm	500 μCi	Mínimo posible	Eje Y: 9.64 mm	
Sensibilidad	Mensual	Diámetro 2.5 mm	150 μCi	0.2 mL	27.37 cpm/ μCi	> 20 cpm/ μCi
		Diámetro 4.5 mm	150 μCi	0.2 mL	70.43 cpm/ μCi	> 60 cpm/ μCi
Resolución energética	Semestral	Sin colimador	300 μCi	0.2 mL	13.43 %	< 17 %
Resolución temporal	Semestral	Sin colimador	2 x 50 μCi	2 x 0.2 mL	Tasa de recuento: 6234.42 cps	> 2230 cps
					Tiempo muerto: 35.79 μs	< 100 μs
Tamaño de pixel	Semestral	Diámetro 2.5 mm	4 x 100 μCi	Mínimo posible	Eje X: 0.14 mm	< 0.2 mm
		Diámetro 4.5 mm	4 x 100 μCi	Mínimo posible	Eje Y: 0.14 mm	
		Diámetro 2.5 mm	4 x 100 μCi	Mínimo posible	Eje X: 0.14 mm	< 0.2 mm
		Diámetro 4.5 mm	4 x 100 μCi	Mínimo posible	Eje Y: 0.14 mm	

Figure 418: Conjunto de pruebas de control de calidad de la gammacámara portátil Sentinella 102.

5. Conclusiones: Debido a su tamaño y manejabilidad, el control de calidad de la gammacámara portátil Sentinella 102 es sencillo y rápido de realizar. Además, es la mejor opción para obtener gammagrafías en tiempo real en procedimientos quirúrgicos radioguiados en los que el uso de una gammacámara SPECT-TC no es viable.

Pósteres Medicina Nuclear / 617

Determinación de la sensibilidad volumétrica en gammacámaras

Autores: Noelia Suarez Alvarez¹ ; Sofía García Repiso¹ ; Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Alvaro Antonio Fernandez Lara² ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Raúl Sánchez López¹ ; Carlos Montes Fuentes¹ ; Pablo L. Gómez Llorente¹

¹ Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Hospital Universitario de Salamanca

Corresponding Author: noeliasuarez@saludcastillayleon.es

Introducción

La dosimetría en terapia con radionucleidos requiere que se obtengan imágenes cuantificables para conocer la biocinética del radiofármaco. La última generación de gammacámaras permite cuantificar la actividad gracias a la implementación de correcciones y de la reconstrucción de imagen mediante

métodos iterativos. Sin embargo, en equipos más antiguos, el primer paso para validar la cuantificación en SPECT es conocer la sensibilidad volumétrica y asegurar su estabilidad.

La sensibilidad volumétrica (S_{vol}) relaciona la tasa de conteo en la imagen reconstruida con la actividad. Se puede considerar como un factor de calibración que transforma las cuentas totales en un volumen de interés (VOI) en un determinado tiempo de adquisición a la actividad en dicha VOI.

En este trabajo se determinará el valor de la sensibilidad volumétrica para dos gammacámaras y se estudiará su constancia.

Material y Métodos

Las medidas se han realizado en dos gammacámaras (Siemens EVO y Philips Skylight) haciendo uso del maniquí cilíndrico Jaszczak SPECT. El maniquí se rellena con una actividad conocida entre 12-28mCi diluida en agua hasta completar los 6350ml de volumen.

El protocolo de adquisición seguido es de perfusión cerebral. Las imágenes se han adquirido en configuración 180° con colimadores LEHR. El tiempo por proyección queda determinado por la adquisición de 500kcts por ángulo. El movimiento de los cabezales es de tipo *step and shoot* para ambas gammacámaras, con órbita no circular para la EVO y circular para la Skylight.

Se ha empleado reconstrucción iterativa con corrección por atenuación mediante el método de Chang. En la Skylight se ha aplicado un filtro de suavizado paso-bajo.

En el caso de la EVO, la reconstrucción iterativa (8 iteraciones, 4 subconjuntos) hace uso del algoritmo Flash3D. Se ha aplicado un filtro gaussiano de ancho 1mm.

El cálculo de la S_{vol} (ecuación 1) se ha realizado a partir de la tasa de cuentas corregida al inicio de la adquisición (R), del volumen de la VOI y de la concentración de actividad en el maniquí (C_{vol}). Se ha corregido la actividad por la duración de la adquisición. La VOI se determina como el producto del área de la ROI por el espesor de corte (2.69mm para EVO y 3.19 mm para Skylight).

$$R_{corr} = R \cdot \exp\left(\frac{T_0 - T_{cal}}{T_{1/2}} \ln 2\right) \cdot \left(\frac{T_{adq} \ln 2}{T_{1/2}}\right) \left(1 - \exp\left(-\frac{T_{adq} \ln 2}{T_{1/2}}\right)\right)^{-1} \rightarrow$$

$$S_{vol} = \frac{\hat{R}/V_{VOI}}{C_A}$$

Figure 419: ecuación1

Resultados

Los resultados obtenidos se incluyen en la tabla 1.

	Fecha	A _f (mCi)	T _{adq} (min)	VMP _m	R _{corr} (cpm)	C _a (kBq/cm ³)	S _{vol} (cmp/kBq)
EVO	10/07/2018	15.51	27.28	473	17.78	90.38	10.11
	02/08/2018	16.03	25.56	467	18.71	93.39	10.29
	18/09/2018	18.98	23.58	468	20.31	110.59	9.43
	23/10/2018	26.17	15.82	477	30.60	152.51	10.31
	27/11/2018	12.21	33.74	475	14.54	71.17	10.50
	20/12/2018	19.30	21.46	481	22.89	112.45	10.46
SKYLIGHT	02/08/2018	21.51	23.42	982	42.88	125.33	17.58
	18/09/2018	13.48	37.42	913	25.28	78.54	16.54
	23/10/2018	22.57	22.14	1030	47.51	131.53	18.56
	27/11/2018	16.20	30.67	1061	35.63	94.41	19.39
	20/12/2018	22.38	22.27	1042	47.80	130.39	18.83

Tabla 1

Figure 420: figura 1

La sensibilidad volumétrica promedio para cada gammacámara es: $S_{vol} = 10.2 \pm 0.4 \text{ cpm/kBq}$ para la EVO y $S_{vol} = 18.2 \pm 1.1 \text{ cpm/kBq}$ para la Skylight.

Discusión

La sensibilidad planar para la Skylight es de $154 \text{ cpm/}\mu\text{Ci}$ y para la EVO de $196 \text{ cpm/}\mu\text{Ci}$, por lo que esperaríamos que la S_{vol} mostrara el mismo comportamiento. Sin embargo, la S_{vol} de la Skylight es 1.5 veces mayor que la de la EVO. Es debido a que en los algoritmos de reconstrucción las correcciones por atenuación, scatter y volumen afectan a la cuantificación. Es importante establecer un factor de calibración en cada caso para poder cuantificar de forma correcta.

Conclusiones

Los valores obtenidos para la sensibilidad volumétrica muestran constancia y reproducibilidad en ambos equipos. Dicho valor es un requisito imprescindible para la cuantificación absoluta de imágenes.

Pósteres Medicina Nuclear / 338

Cálculo del período efectivo de semidesintegración del ^{177}Lu en el tratamiento de pacientes con tumores neuroendocrinos.

Autores: Felipe Orozco Martínez¹; Miguel Cámara Gallego²; Ana Martínez Felipe¹; Daniel Prieto Moran³; María José Béjar Navarro¹; Rafael Colmenares Fernández¹; Ana Belén Capuz Suárez¹; David Sevillano Martínez¹; Rafael Moris Pablos¹; Juan David García Fuentes¹; Feliciano García Vicente¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² HU Ramón y Cajal

³ Hospital Universitario Ramón y Cajal

Corresponding Author: felippe.orozco@gmail.com

Introducción:

El ^{177}Lu es un isótopo radiactivo empleado en el tratamiento de tumores neuroendocrinos. Este tipo de cáncer poco frecuente engloba los tumores originados por células que producen hormonas en respuesta a una señal nerviosa, siendo los más destacados los producidos en el tubo digestivo y el páncreas.

Con motivo de gestionar mejor los tratamientos y dar unas correctas normas de protección radiológica al paciente, se analizarán en este trabajo las medidas de tasa de dosis a un metro del paciente tomadas desde el año 2016, cuando se empezaron a realizar este tipo de tratamientos en nuestro centro. El objetivo será estimar el período efectivo de semidesintegración (T_{eff}) a partir de las medidas justo después de la administración del ^{177}Lu y en el momento del alta. Así mismo, se evaluará también el resto en el vial de ^{177}Lu y en el cubo de residuos.

Material y métodos.

El tratamiento consiste en la administración en 4 fases de 200 mCi de ^{177}Lu cada una, y espaciadas generalmente 2 meses. Se han analizado un total de 12 pacientes, que han seguido entre 3 y 4 tratamientos cada uno. La principal emisión del ^{177}Lu , con $T_{físico}$ 6.73 días, es β^- de 490 KeV . Utilizaremos el detector tipo cámara de ionización Ram-Ion para tomar las medidas de tasa de dosis a un metro del paciente tumbado, justo después de la administración del fármaco y en el momento del alta.

Para garantizar que el fármaco se ha administrado correctamente, medimos tanto el resto de ^{177}Lu que queda en el vial como en el cubo de residuos.

Resultados.

Los resultados de las tasas de dosis y el T_{eff} se muestran a continuación:

	(D/t) _i media ($\mu\text{Sv/h}$)	Desv. Estándar	(D/t) _f media ($\mu\text{Sv/h}$)	Desv. Estándar	T _{eff} (h)	Desv. Estándar
1 ^{er} tratamiento	55.61	22.58	19.79	12.66	21.86	17.96
2 ^o tratamiento	53.73	15.59	25.75	11.75	28.62	20.87
3 ^{er} tratamiento	60.75	11.63	25.23	11.99	24.07	11.74
4 ^o tratamiento	50.66	10.78	19.55	8.92	18.44	9.69

Figure 421: Tasas de dosis y Teff

Los resultados de los restos de ^{177}Lu se presentan en la siguiente tabla:

Resto vial				Resto cubo residuos	
Promedio (mCi)	Promedio (%)	Máximo (mCi)	Máximo (%)	Promedio ($\mu\text{Sv/h}$)	Máximo ($\mu\text{Sv/h}$)
3.39	1.69	7.00	3.5	22.05	130.00

Figure 422: Restos de ^{177}Lu en el vial y en el cubo de residuos

El valor del cubo de residuos máximo corresponde a una ocasión en que el paciente se orinó, generando así mayores residuos.

Discusión.

Los valores de Teff deberían disminuir según avanza la fase de tratamiento de los pacientes, ya que cabe esperar una menor captación por parte del tumor y una mayor rapidez de eliminación por orina, pero no encontramos claramente esa tendencia posiblemente debida a la diferente patología de los pacientes. Por otra parte los restos producidos han sido pequeños en todos los casos, por lo que ningún paciente ha quedado infratratado.

Nuestro criterio de protección radiológica es de no superar $45 \mu\text{Sv/h}$ a 1 metro del paciente en el momento del alta, y la máxima tasa de dosis obtenida al día siguiente de la inyección ha sido de $48.6 \mu\text{Sv/h}$, por lo que no ha sido necesario disponer de la habitación para ingreso por más de un día en ningún caso.

Conclusiones.

Se ha calculado para cada fase del tratamiento el período efectivo, tasa de dosis emitida por el paciente y por los residuos generados, lo que nos permitirá organizar mejor estos tratamientos así como facilitar las normas de protección radiológica.

Pósteres Medicina Nuclear / 458

Estimación del error asociado al remuestreo mediante interpolación trilineal en imágenes SPECT y PET para realizar dosimetría interna de pacientes tratados con radionucleidos

Autores: Hugo Pérez García¹; Juan Castro Novais²; M^a Yolanda Molina López^{None}; Eduardo Pardo Pérez²; Sheila Ruiz Maqueda³; Silvia Fuertes Cabero⁴

¹ Hospital Universitario QuirónSalud Madrid

² Hospital QuirónSalud Madrid

³ Hospital Quirón (Madrid)

⁴ Hospital Universitario Quirónsalud Madrid

Corresponding Author: hugo.perez@quironsalud.es

Introducción

La dosimetría interna de pacientes expuestos a radiofármacos con fines terapéuticos será obligatoria según la Directiva 2013/59/Euratom. Tradicionalmente esto se ha llevado a cabo mediante estimaciones y suposiciones que no se parecen a la realidad. Gracias a los dispositivos de imágenes de medicina nuclear, se puede tener en cuenta la distribución real del radiofármaco en el interior del paciente y utilizar un algoritmo de cálculo de dosis como el de convolución. Sin embargo, y aunque en la bibliografía se puede encontrar muchos *kernels* de convolución para los distintos radiofármacos, no se dispone de una librería completa para cualquier tamaño de vóxel. De modo que en la práctica, no se dispone de uno con el tamaño de vóxel exacto que proporciona el dispositivo de imagen. En este trabajo, se propone realizar un remuestreo de imágenes PET y SPECT mediante interpolación trilineal para adaptar su tamaño de vóxel y se calcula el error cometido.

Material y método

Se realiza una adquisición SPECT en un equipo en un SPECT/CTDiscovery670 de General Electric con tamaño de vóxel de 4.42mm de lado de un paciente embolizado con macroagregados de albúmina con Tc99m. Durante el tratamiento con microesferas de Y90, se realiza un PET en un equipo PET/CTDiscovery690 con tamaños de vóxel de (3.7,3.7,3.3)mm.

Se remuestrea ambas series mediante una interpolación trilineal para obtener matrices de tamaño de voxel (2.5,2.5,2.5)mm.

De acuerdo a la IEEE Computer Society (Bilinear_and_Trilinear_Interpolation_Error_Bound.;2010. <https://www.computer.org/cms/Computer.org/dl/trans/tg/2010/06/extras/ttg2010061515s1.pdf>) una cota máxima del error de interpolación trilineal se puede obtener puntualmente como:

$$\begin{aligned} Error(i, j, k) &= \frac{1}{2} (\Delta x, \Delta y, \Delta z) H_E (\Delta x, \Delta y, \Delta z)^T \\ &\leq \frac{1}{8} (\Delta x^2 M_{x^2} + \Delta y^2 M_{y^2} + \Delta z^2 M_{z^2} + 2 (\Delta y \Delta x^2 M_{x^2 y} \\ &+ \Delta x \Delta y^2 M_{y^2 x} + \Delta z \Delta y^2 M_{y^2 z} + \Delta y \Delta z^2 M_{z^2 y} \\ &+ \Delta z \Delta x^2 M_{x^2 z} + \Delta x \Delta z^2 M_{z^2 x} + 3 \Delta x \Delta y \Delta z M_{xyz}) \end{aligned}$$

donde H_E es la matriz hessiana, i el tamaño de vóxel original en la dirección i , y M_i es la derivada parcial numérica en las direcciones de i . interpolación.

Resultados

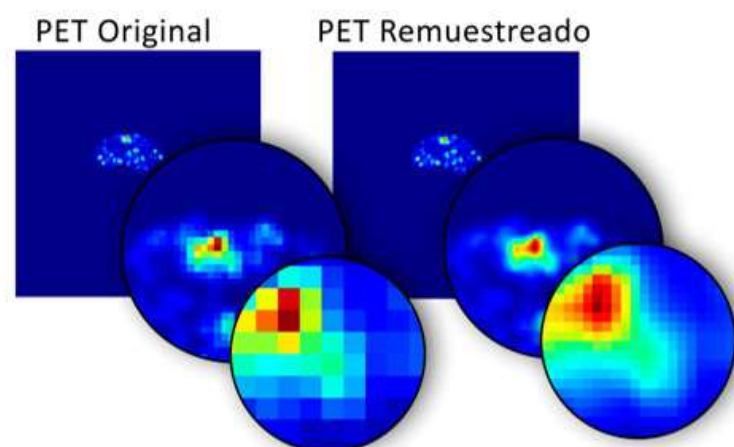
En la fig.1 se puede ver un ejemplo de una imagen PET remuestreada, y en la fig.2 el histograma del error relativo máximo calculado de acuerdo a la ecuación anterior. El valor promedio es 0.002%, con desviación estándar de 0.7 % en el caso del PET, y 0.0012% y 0.16% en el caso del SPECT.

Discusión

Los resultados demuestran que interpolar trilinealmente no produce errores considerables a nivel macroscópico, pero puede causar desviaciones significativas a nivel local en pequeñas cantidades de vóxeles. Se puede interpretar que la interpolación suaviza las imágenes, promediando entre los píxeles más cercanos. El ruido estadístico se puede mitigar cambiando el algoritmos de reconstrucción, o añadiendo filtros. Pero dado los resultados consideramos que no es necesario.

Conclusión

Se ha mostrado que la interpolación trilineal es una buena opción para remuestrear imágenes PET y SPECT. Estas imágenes se pueden emplear para cuantificar la concentración de actividad y llevar a cabo una dosimetría. El error asociado al remuestreo es despreciable macroscópicamente pero puede llegar a apreciarse a nivel local.



Cota máxima de error de la interpolación trilineal

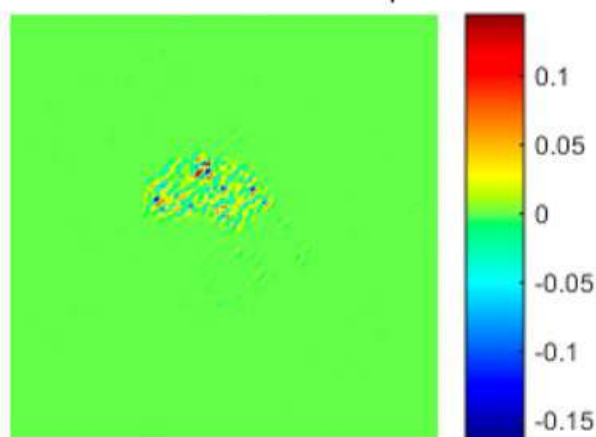


Fig 1.- (Sup.) Representación de un plano PET de tamaño de voxel (3.6458, 3.6458, 3.27) mm que ha sido remuestreado en una imagen de tamaño de voxel (2.5,2.5,2.5) mm. (Inf.) Cota máxima del error relativo asociado a la interpolación trilineal de ese mismo plano PET.

Figure 423:

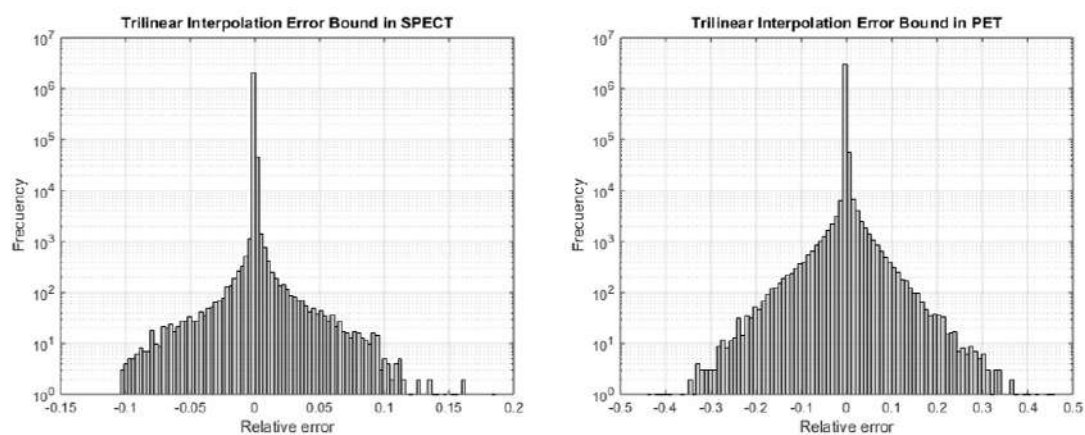


Fig. 2- Histograma con los errores de trinterpolación lineal del SPECT y el PET con el que se realiza la dosimetría

Figure 424:

Pósteres Medicina Nuclear / 667

Dosimetría de radioembolizaciones con Holmio 166: Estudio del factor de calibración de una gammacámara

Autores: Alfredo Montes Uruen¹ ; Carmen Escalada Pastor¹ ; Miguel Torres López¹ ; Susana García Camuñas¹ ; Arturo Lopez Corella²

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro

² Hospital universitario Puerta de Hierro

Corresponding Author: alfredo.montes@salud.madrid.org

La dosimetría interna requiere la estimación de la actividad real depositada en un órgano partiendo de imágenes nucleares, por ello es necesario conocer los factores que influyen en la formación de estas imágenes.

En este trabajo se ha estudiado el factor de calibración, que debe convertir en actividad la densidad de cuentas, para la dosimetría de pacientes de radioembolizaciones con microesferas de Ho-166.

Material y Métodos

Se sigue el procedimiento propuesto por el suministrador de las microesferas Quiremspheres (Terumo Corporation, Japón)

- Se rellenan las esferas huecas de un maniquí NEMA PET Body Phantom con una disolución de 1MBq/cc de Ho-166. El resto del maniquí se rellena con agua. Se coloca, alinea y centra con el eje de rotación.
- Se realiza un SPECT en una gammacámara Infinia HawkeyeIV (GE Healthcare, EEUU) con las siguientes ventanas 80KeV $\pm$ 7.49% (principal) y 118 $\pm$ 6% (scattering), 360°, 120 proyecciones y con-torneo del paciente.

Además, se realizan otras 4 adquisiciones con órbita circular y variando parámetros geométricos: maniquí centrado, radio 24cm y 30cm; radio 24cm, maniquí desplazado 5cm a la izquierda y a la derecha

Todas las adquisiciones se reconstruyen en una estación Xeleris (GE Healthcare) con el protocolo implementado por el suministrador: OSEM 5 iteraciones, 9 subsets; correcciones de atenuación (Hawkeye) y scattering, y postfiltrado Hann 0.7.

Se realiza al maniquí un TC de 0.625mmx0.625mmx2mm de voxel, en un Toshiba Aquillion LB, y se exporta a una estación RayStation (RaySearch Laboratories_V7), donde se crean VOI para las esferas. Se exportan las VOI con el TC y la imagen nuclear al programa 3DSlicer4.8, donde se estudia la distribución volumétrica de las cuentas.

Siguiendo al suministrador, se obtiene un único factor de calibración en el volumen que elijamos (esfera mayor) dividiendo Actividad/nºcuentas.

Se calcula este cociente para cada esfera y adquisición.

Resultados

Los factores estimados, y su valor relativo al del suministrador son:

		Factor de Calibración MBq / #Cuentas Factor Calibración relativo a la esfera más grande (26,5cc)																
Adquisición \ Volumen Esfera	26,5 cc			11,5 cc			5,5 cc			2,5 cc			1,1 cc			0,5 cc		
Body Contour	1,65E-04		1,0	2,19E-04		1,3	2,47E-04		1,5	3,75E-04		2,3	8,98E-04		5,4	2,29E-03		13,5
Radio de giro constante 30cm	1,88E-04		1,0	2,72E-04		1,5	3,75E-04		2,0	6,84E-04		3,6	1,51E-03		8,1	3,75E-03		20,0
Radio de giro constante 24 cm	1,72E-04		1,0	2,14E-04		1,2	3,08E-04		1,8	4,86E-04		2,8	1,06E-03		6,1	2,63E-03		15,3
Desplazado 1	1,75E-04		1,0	2,25E-04		1,3	2,94E-04		1,7	4,86E-04		2,8	1,26E-03		7,2	2,83E-03		16,2
Desplazado 2	1,72E-04		1,0	2,32E-04		1,3	3,24E-04		1,9	5,27E-04		3,1	1,04E-03		6,0	1,92E-03		11,2

Figure 425: Factores de calibración absolutos/relativos para cada adquisición y volumen de la esfera

Se puede apreciar gráficamente la disminución de los factores con el aumento del volumen de las esferas y su dependencia con la geometría.

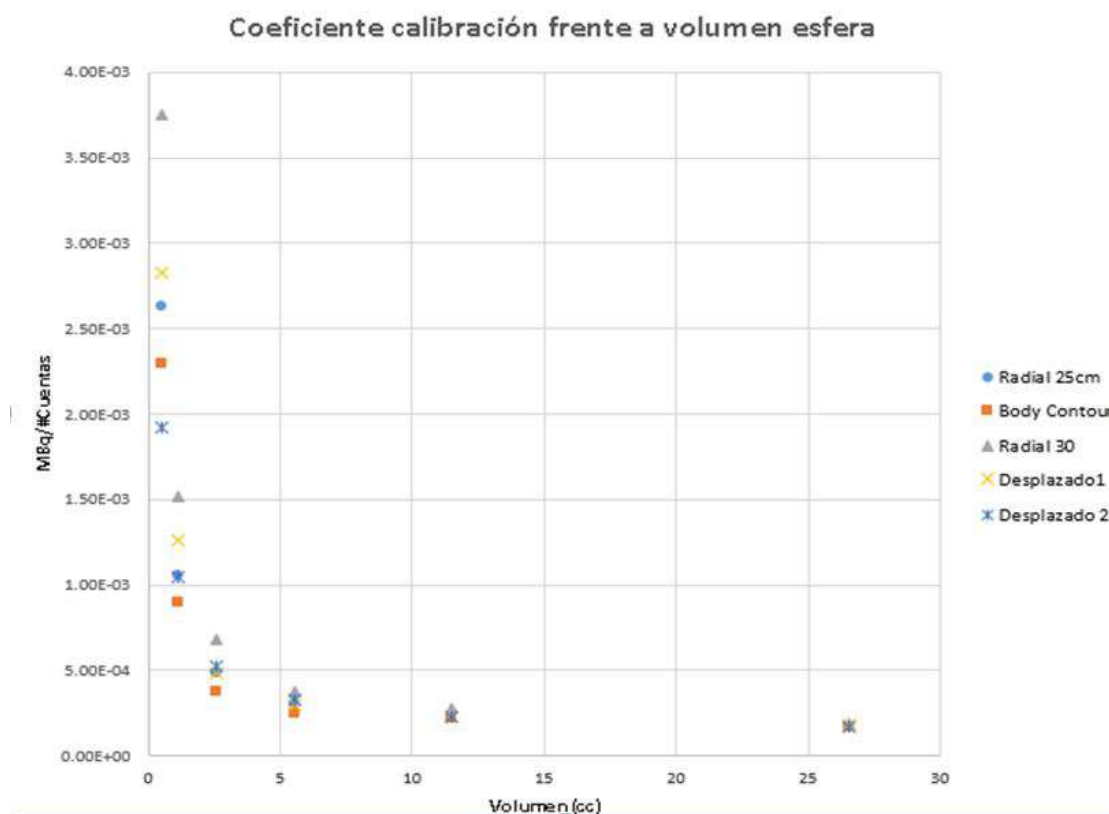


Figure 426: Coeficientes de calibración para distintos volúmenes y geometrías de adquisición.

Discusión

El factor de calibración depende fuertemente del volumen usado para su obtención, encontrándose para la esfera pequeña valores hasta 20 veces mayores que los de la grande. Esta variación puede deberse al efecto de volumen parcial, pero también se encuentran divergencias con la posición, posiblemente por la diferente distancia al detector. También pueden influir la variación observada en el espectro por interacción de los fotones de altas energías del Ho-166 y el uso de las correcciones (mapas) del Tc-99m en la adquisición.

Conclusiones

El método propuesto por el suministrador puede introducir graves errores en la dosis asignada. Una calibración adecuada requiere la determinación de muchos otros factores: coeficiente de restitución por volumen, función de dispersión puntual a distintas distancias y profundidades, la influencia del espectro, etc. Es necesario, por tanto, diseñar un protocolo de calibración completo y exhaustivo antes del uso en para dosimetría clínica.

Pósteres Medicina Nuclear / 601

Primeros pasos para un protocolo de calibración que permita la cuantificación de las imágenes SPECT en estudios multicéntricos

Autores: Gabriel Reynes-Llompart¹; Irene Torres-Espallardo²; Pedro Borja Aguilar Rendodo³; Veronica Moran Velasco³

Co-autores: Ander García Díez³; Elena Prieto Azcárate³; Cristina Picon⁴; Josep M. Martí-Climent³

¹ *Servicio de Física Médica, Institut Català d'Oncologia Servicio de Medicina Nuclear, IDI. Hospital U. de Bellvitge-IDIBELL*

² *Servicio de Medicina Nuclear, Hospital Universitario y Politécnico La Fe*

³ *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra*

⁴ *Servicio de Física Médica, Institut Català d'Oncologia*

Corresponding Author: torres_ire@gva.es

Introducción

La cuantificación de la distribución de radiotrazadores utilizando SPECT podría tener un gran impacto en el manejo individualizado de distintas patologías, ya sea a través de la dosimetría basada en la imagen o de la valoración de la respuesta al tratamiento. Sin embargo, su precisión depende de una gran variedad de parámetros que hace difícil la comparación de los resultados entre centros y equipos.

A partir de la adquisición de maniqués de uniformidad, el presente estudio multicéntrico evalúa la precisión y la variabilidad en los factores de calibración como un primer paso para establecer un protocolo de cuantificación de imágenes SPECT.

Métodos

Se han incluido siete equipos de 4 centros distintos: cuatro Brightview XCT (Philips Healthcare), un Discovery 670 (GE Healthcare) y una Symbia y una Symbia Intevo Bold (Siemens Healthineers), una de ellas con el sistema xSPECT que permite obtener imágenes en Bq/ml. Con cada equipo se adquirió y reconstruyó un maniquí de uniformidad tomográfica utilizando las características propias de cada centro para la realización de tomografías óseas con ^{99m}Tc-HDP.

A partir de las reconstrucciones se han calculado los factores de calibración de cada equipo mediante un software propio para obtener la concentración de actividad por píxel. Se ha usado un volumen de interés (VOI) calculado a partir del umbral de 40% sobre el valor máximo.

Estos mismos factores se han aplicado a las imágenes y se ha verificado la uniformidad de la cuantificación en cada corte (VOI del 40 %), a partir del cálculo de los valores de recuperación normalizados y de su desviación estándar. Asimismo, la dispersión en el factor de calibración se ha obtenido dibujando 15 VOI pequeñas (radio 25 mm) uniformemente distribuidas por el volumen cilíndrico, estimando la desviación estándar de los 15 valores obtenidos y dividiéndolo por el valor medio global.

Resultados

La figura 1 muestra los coeficientes de recuperación de fondo de cada equipo y su desviación estándar. Los resultados muestran que incluir todas las correcciones proporciona una homogeneidad deseable en la calibración permitiendo la cuantificación de estudios SPECT.

En la tabla 1 se presentan los valores de la dispersión en los factores de calibración (D). Todos los valores están por debajo del 10%. Uno de los equipos de Siemens es el que presenta el valor más alto que se corresponde con el tamaño de píxel más pequeño, menor tiempo de adquisición (tanto en proyecciones como en tiempo por proyección). Este resultado es esperado y muestra la necesidad de investigar la dependencia con los parámetros de adquisición y reconstrucción.

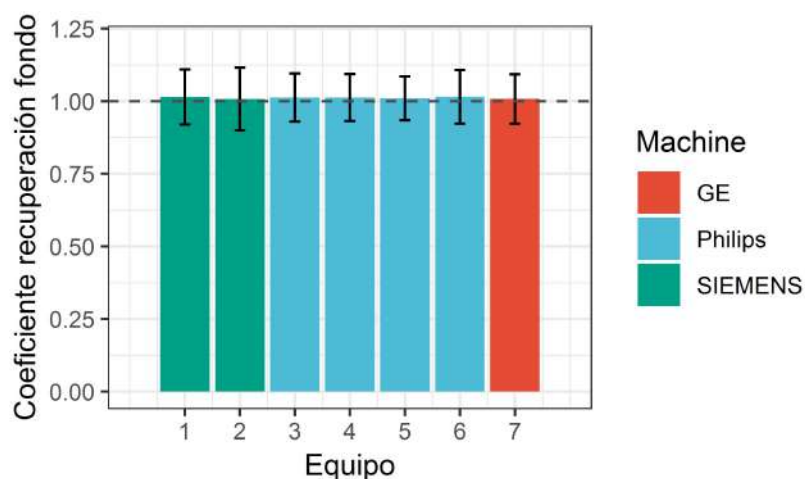


Figure 427: Resultado uniformidad.

D(%)						
1-Siemens	2-Siemens	3-Philips	4-Philips	5-Philips	6-Philips	7-GE
6,1	9,8	1,7	1,5	1,8	1,7	6,5

Figure 428: Valores de la dispersión.

Conclusiones

Este trabajo representa un primer paso para sentar las bases de un protocolo de calibración que permita la obtención de imágenes cuantitativas de SPECT independientes del centro y de las características de los equipos, incluyendo el estudio de los factores de calibración en función de los parámetros de adquisición y reconstrucción así como los coeficientes de recuperación de lesiones esféricas que tengan en cuenta el efecto de volumen parcial.

Pósteres Medicina Nuclear / 329

Evaluación de los niveles de dosis de referencia en estudios PET/CT

Autores: Jacobo Guiu Souto¹ ; Marcos Soto Búa¹ ; José Manuel Fandiño¹ ; Victoria Osorio¹ ; Carlos Gesto¹ ; Sofía Rodríguez¹ ; Paulino Pais^{None} ; Carlos Fernández¹

¹ Centro Oncológico de Galicia

Corresponding Author: jacoboguiu@cog.es

1. Introducción

Las exploraciones PET/CT representan la principal contribución de dosis a pacientes dentro de las diferentes pruebas diagnósticas realizadas en un servicio de medicina nuclear. Por ello, es necesario determinar indicadores de dosis propios, tanto para la exploración PET como CT, y compararlos con los valores de referencia recomendados por organismos internacionales. Dicha comparativa ha de

resultar en un proceso de optimización de dosis donde la correspondencia entre la actividad de F-18 inyectada y el índice de masa corporal del paciente es crucial para lograr una imagen óptima.

1. Materiales y Métodos

Un total de 2000 exploraciones PET/CT fueron analizadas. El equipo utilizado es el modelo Ingenuity TF PET/CT de la casa comercial Philips. Se realiza un registro sistemático de diferentes parámetros para cada paciente: índice de masa corporal, actividad suministrada y diferentes parámetros de dosis (CDTI, DLP, etc.). Se estima la dosis efectiva tanto para la exploración CT como para el PET atendiendo a diferentes recomendaciones internacionales (ICRP 128, AAPM Report 96). Los valores de dosis efectiva obtenidos son comparados con los niveles de dosis de referencia determinados en diferentes estudios multicentro.

1. Resultados y Discusión

Se observa una buena correlación entre la actividad inyectada y el índice de masa corporal del paciente, siendo el ratio actividad/masa inferior al obtenido por otros autores. Por otro lado, del análisis de los parámetros registrados se observa como para el protocolo de tronco el CTDI es ligeramente superior al valor de referencia dosis, sin embargo para abdomen-pelvis nos encontramos significativamente por debajo. También se observa como las dosis efectivas correspondientes a la exploración CT son superiores a las debidas a la administración del radiofármaco.

1. Conclusión

La determinación de indicadores de dosis a pacientes resulta fundamental en los momentos de puesta en marcha de equipamiento o ampliación de nuevas técnicas. Ganar experiencia en este ámbito permite la comparación de los niveles de dosis propios con los otros obtenidos por otros centros, posibilitando la optimización/actualización de los protocolos de adquisición.

Pósteres Medicina Nuclear / 441

¿Está el valor de Uniformidad Intrínseca inequívocamente definido?: Dependencia con tamaño de pixel.

Autores: Hugo Pérez García¹ ; M^a Yolanda Molina López^{None} ; Eduardo Pardo Pérez² ; Juan Castro Novais² ; Sheila Ruiz Maqueda³ ; Luis Miguel Núñez⁴ ; Antonio Maldonado Suarez⁵

¹ Hospital Universitario QuironSalud Madrid

² Hospital QuirónSalud Madrid

³ Hospital Quirón (Madrid)

⁴ Universidad Politécnica de Madrid

⁵ Hospital Universitario Quirónsalud Madrid

Corresponding Author: hugo.perez@quironsalud.es

Introducción:

La imagen de Uniformidad Intrínseca(UI) se suele adquirir a la máxima resolución posible, para después ser disminuida durante el análisis mediante la agrupación de píxeles adyacentes. Según[Puchal.R.ed.(2015).Contraste prueba debe hacerse agrupando 5píxeles en cada dimensión,mientras que las pruebas NEMA [National Electrical Manufacturers. Performance Measurements of Gamma Cameras. Association NEMA Standards_M 2007]recomiendan agrupar de forma que el tamaño de píxel(TP)lineal sea 6,4mm±30 %.En este trabajo,se estudia la dependencia del valor de la UI Integral(UII)en todo el campo de visión(UFOV)en función del TP de cuatro formas diferentes y se compara con el valor que arroja el fabricante.

Material y Método:

-Experimental:Se adquiere una imagen de cuentas totales CT=60Mcuentas sin colimador,con una fuente puntual de 1mCi de Tc99m a 2,85m de distancia del cabezal DiscoveryNM/CT670Pro de GeneralElectric(Fairfield,EEUU).Se emplea el software del fabricante para obtener los valores de UII en

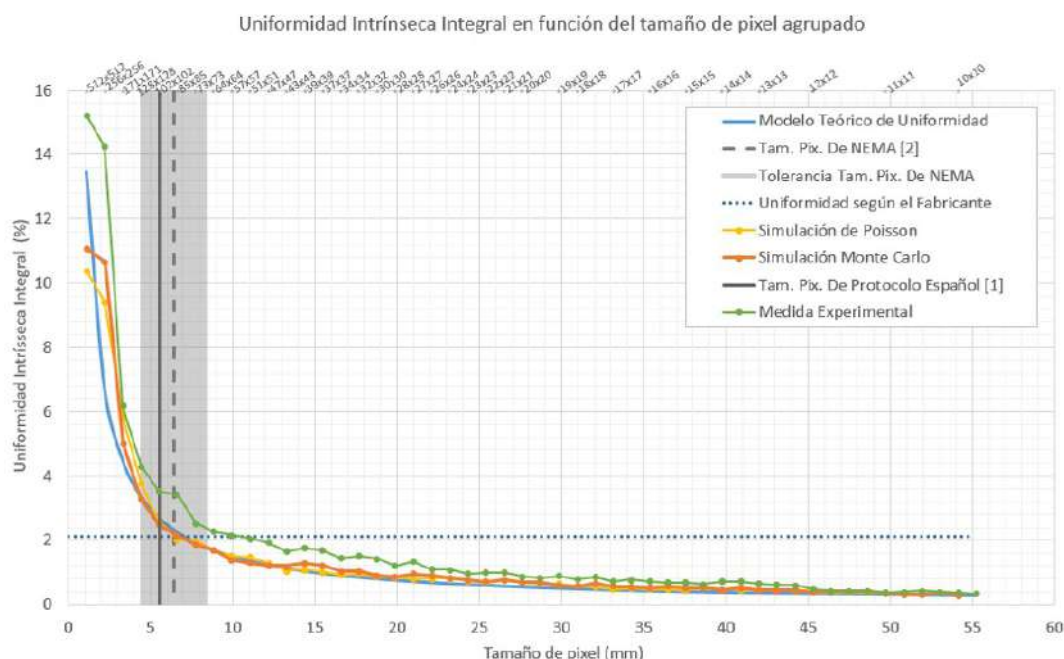


Fig. 1- UII en función del tamaño de pixel agrupado de la imagen experimental y las imágenes simuladas mediante distribución de Poisson y Monte Carlo. A su vez, se representa el Modelo Teórico propuesto que actúa como cota estadística inferior de Uniformidad. Las líneas y regiones verticales representan los valores que los protocolos recomiendan para el análisis de la uniformidad, mientras que la línea horizontal se corresponde al valor de UII que proporciona el software del fabricante (cuya agrupación de píxeles se desconoce)

Figure 429:

Pósteres Medicina Nuclear / 359

Análisis de las dosis impartidas en los estudios realizados con un PET/CT digital

Autores: Pablo Simón García¹; Lucía Lado Cacheiro²; Manuel Sánchez García³; Carlos Otero Martínez^{None}; Victor Luna Vega³; Ramón Lobato Busto⁴; Javier Mosquera Sueiro¹; José ramón Sendón del Río³; Álvaro Ruibal Morell³; Miguel Pombar Cameán¹

¹ CHUS

² Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS)

³ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

⁴ HOSPITAL CLÍNICO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Corresponding Author: simongarcia.p@gmail.com

Introducción

El PET/CT Vereos es un sistema de imagen multimodalidad con tecnología de detección digital DPC (Digital Photon Counting). El PET dispone de 18 módulos detectores dispuestos cilíndricamente en un anillo de 764 mm de diámetro y cubriendo una longitud axial de 164 mm. El CT dispone de detectores de estado sólido (GOS) con 43.008 elementos que dan lugar a 64 o 128 cortes de espesores

comprendidos entre 0.625 y 12.5 mm con una cobertura de 40 mm. El sistema utiliza el algoritmo de reconstrucción iterativa iDose4.

Materiales y Métodos

El PET/CT Vereos estuvo sometido a los controles de calidad de acuerdo al protocolo NEMA y bajo el análisis subjetivo de la calidad de imagen de los especialistas del Servicio de Medicina Nuclear. La administración del radiofármaco (FDG) se realizó con el inyector automático INTEGO. Se analizaron los datos de las 3000 exploraciones realizadas desde la instalación del equipo (enero 2018) hasta el mes de noviembre de 2018. Se descartaron datos iniciales correspondientes a la fase de optimización de los protocolos y se consideraron únicamente a pacientes adultos (>21 años) resultando un total de 2511 exploraciones recogidas con el software de XEDOSE-DoseWatch, un sistema de gestión de dosimetría de General Electric.

Resultados

El promedio de actividad de FDG inyectada fue de 3.55 ± 0.51 MBq/kg para unos valores medio de 73.7 ± 15.5 kg de peso, 165.38 ± 8.93 cm de altura y un índice de masa corporal (IMC) de 26.88 ± 5.03 . La dosis efectiva correspondiente a la prueba PET fue de 4.93 ± 1.10 mSv. Se observa una correlación entre la actividad específica y el peso del paciente. Ver figure 2.

Los indicadores de dosis de CT varían según el protocolo. La tabla 1 muestra los protocolos más utilizados en nuestro centro. En dicha tabla y según qué protocolo, el CTDIvol comprende dentro del rango de 1.90 ± 0.01 mGy hasta 12.04 ± 0.60 mGy, una DLP entre 44.33 ± 0.02 mGy.cm y 760.95 ± 141.36 mGy.cm y unas dosis efectivas entre 0.22 ± 0.06 mSv y 13.44 ± 5.99 mSv.

Conclusiones

La actividad de FDG inyectada a los pacientes se encuentra en el rango de las recomendaciones Europeas (2.6 - 5 MBq/kg). La actividad promedio administrada (259.49 ± 58.07 MBq) está en el rango de los 200 a 400 MBq de los siete países de la UE que poseen DRL (Diagnostic Reference Levels) en PET, mientras que la dosis efectiva impartida fue un 13.51% inferior al nivel de referencia de Francia (5.7 mSv).

El CTDIvol para el protocolo de baja dosis y una región anatómica de cuerpo entero es un 71% inferior ($2.30 \pm .70$ mGy) al nivel de referencia de 8 mGy de Francia y la DLP (190.5 ± 79.5) un 75% inferior (750 mGy.cm).

Adicionalmente todos los indicadores de dosis fueron inferiores a los valores de la Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Clinical Trials Network.

Protocolo	Nº Pacientes	Actividad Administrada (MBq)	Dosis efectiva MN (mSv)	Región Anatómica	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	Dosis efectiva TC (mSv)	Dosis efectiva Total (mSv)
Body 2mm LDCT	1522	262,2	4,98	Entire Body	2,29	190,47	2,93	7,91
Body 2mm DIAG	168	258,9	4,92	Chest	7,15	790,4	13,44	18,35
PET/CT Cerebro 1mm	111	201,4	3,83	Head	6,3	148,07	0,31	4,14
Body 2mm DIAG CTE	99	257,1	4,88	Chest	8,54	757,29	12,87	17,76
Colina Din Precoz LDCT	93	314,7	5,98	Entire Body	1,9	44,3	0,68	6,66
ORL+Body LDCT	92	246,9	4,69	Entire Body	2,24	166,94	2,57	7,26
	95	248,3	4,72	Head	3,27	107,07	0,22	4,94
Body 2mm PET/CT	55	288,9	5,49	Entire Body	2,58	197,32	3,04	8,53
P3 DIAG CTE	39	257,1	4,89	Chest	7,2	537,81	9,14	14,03
	37	257	4,88	Neck	6,87	226,58	1,18	6,06
ORL+Body DIAG	30	235,1	4,47	Chest	8,48	632,46	10,75	15,22
	32	237,1	4,5	Neck	9,15	301,43	1,57	6,07
P2 Abdomen Primero	9	235,5	4,47	Abdomen	12,04	552,24	8,28	12,76
	8	240,4	4,57	Chest	5,28	431,99	7,34	11,91
Body 2mm CT diagnos	15	254,4	4,83	Chest	8,48	760,95	12,94	17,77

Figure 430: Tabla 1. Protocolos más utilizados

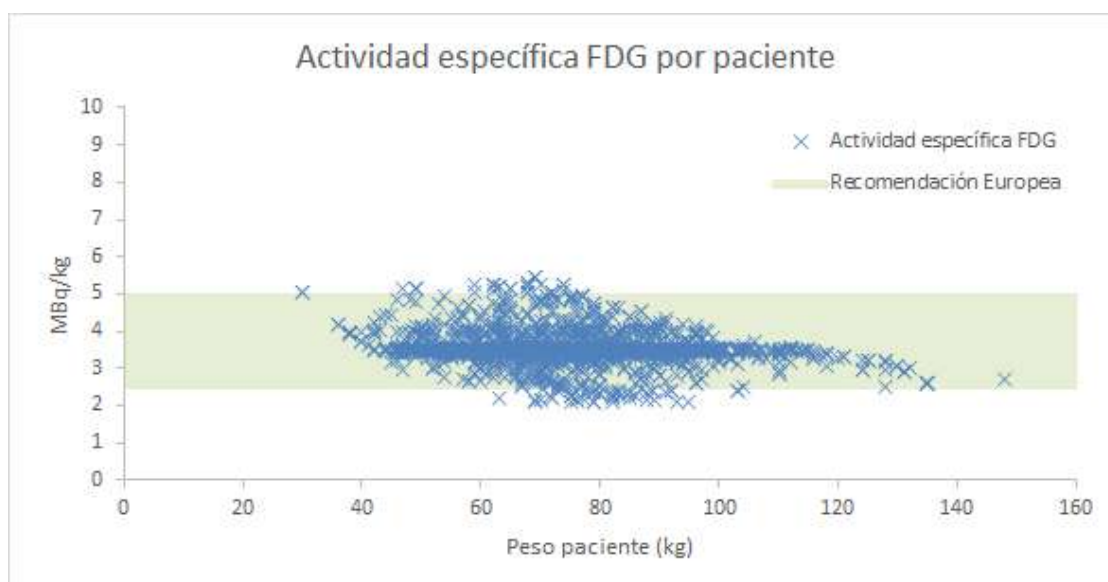


Figure 431: Actividad específica FDG por paciente

Pósteres Medicina Nuclear / 595

Experiencia de nuestro centro en la implantación de la técnica de Radioembolización con 90Y.

Autor: Teresa Perez Garcia-Estañ¹

Co-autores: José carlos Ramírez Carmona² ; Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Ibett Sime Loayza³ ; Isabel Ortega Martín⁴ ; Manuel José Buades Forner¹ ; Bonifacio Tobarra González⁵

¹ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

² HCU Virgen de la Arrixaca

³ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

⁴ Hospital clínico Universitario Virgen de La Arrixaca

⁵ Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca.

Corresponding Author: teresapge@gmail.com

Introducción

La radioembolización consiste en la radioterapia interna selectiva de tumores hepáticos mediante la administración local de altas dosis de radiación (85-150 Gy).

En este trabajo describimos la experiencia de nuestro centro en los dos primeros años de implantación de la técnica.

Material y métodos

El sistema empleado en nuestro hospital utiliza microesferas de vidrio marcadas con ^{90}Y (TheraSphere®), inyectadas a través de la arteria hepática. El kit de inyección incluye un dosímetro para controlar en tiempo real la tasa de dosis del vial del radiofármaco situado en el interior de un contenedor plomado.

Tras la administración del ^{90}Y por parte del médico nuclear, el vial, los guantes y el material desechable susceptible de estar contaminado se introducen en un contenedor de metacrilato que es transportado a los depósitos de residuos hasta que los niveles de actividad decaigan por debajo de los valores de exención.

Previamente al tratamiento, se realiza una simulación con macroagregados de albúmina marcados con ^{99m}Tc (^{99m}Tc -MAA) para cuantificar el paso del radiofármaco a otros órganos, por vascularización colateral o por shunt, ya que el tratamiento está contraindicado en caso de propagación a intestino, o shunt hepato-pulmonar (SHP) superior al 20%. El cálculo personalizado de la actividad a administrar se realiza mediante la expresión:

$$A = \frac{D \times m_H}{50} \cdot \frac{1}{(1-SHP)(1-R)}$$

donde se tiene en cuenta las pérdidas por la actividad residual que queda en el kit de inyección (R). Para el cálculo de la actividad se utiliza un valor teórico de R del 1-5%, basado en las recomendaciones del fabricante. Tras cada tratamiento el porcentaje real de residuos se determina mediante el cociente entre la tasa de dosis del contenedor de residuos y la del vial de ^{90}Y antes de la inyección. Debido a la utilización de isótopos radiactivos en una sala de Radiología Vascular, se realiza un control de contaminación del personal y los elementos de la sala a la finalización de ambos procesos.

Resultados y Discusión

Desde que se puso en marcha esta técnica en nuestro hospital, se han realizado un total de 25 estudios de simulación con ^{99m}Tc -MAA y 15 radioembolizaciones con ^{90}Y .

Un paciente fue descartado por SHP elevado y el resto por presencia de actividad extrahepática y otras complicaciones clínicas.

La tasa de residuos remanente en el kit de inyección medida ha sido de un 2.8%, equiparable a los valores reportados por la casa fabricante.

En 14 estudios con ^{99m}Tc -MAA (56%) y 4 procedimientos de radioembolización (27%) se ha producido contaminación de material desechable de la sala, principalmente guantes y empapadores, que han sido trasladados al almacén de residuos debidamente etiquetados.

	Procedimientos	Contaminación	A	SHP	R
^{99m}Tc -MAA	25	14	4 mCi	4.8%	-
^{90}Y	15	4	2.4 GBq/64.8 mCi		2.8%

Figure 432: Tratamientos de Radioembolización realizados en el periodo 2017-2018

Conclusiones

La implantación de la técnica de radioembolización con ^{90}Y se ha llevado a cabo satisfactoriamente en nuestro hospital.

El Protocolo de protección radiológica establecido ha permitido la protección del personal y la detección y gestión de los residuos radiactivos producidos.

Pósteres Radioterapia / 330**Viabilidad de la reducción de márgenes en SBRT pulmonar con Tomoterapia para patrones respiratorios periódicos**

Autores: Ruth Rodríguez Romero¹ ; Patricia Sánchez Rubio¹ ; Alfredo Montes Uruén¹ ; Jaime Martínez Ortega¹ ; Elena Hernando Pérez² ; Mónica Hernández Hernández¹ ; María Ángeles Arroyo de la Cruz¹ ; Nuria Gómez González¹ ; María Pinto Monedero¹ ; Juan Carlos Medrano González de Prado¹

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Madrid

Corresponding Author:**Introducción**

Aunque la sincronización del movimiento respiratorio con la irradiación helicoidal de Tomoterapia ha sido implementada recientemente (Schnarr et al. 2018), no está disponible en la mayoría de los centros. Por ello, suele adoptarse la estrategia conservadora de definir un volumen tumoral interno (ITV) que abarque todo el recorrido de la lesión móvil, con la consiguiente inclusión de tejido sano en el mismo.

El objetivo del trabajo es evaluar la viabilidad de reducir el volumen de tratamiento (PTV), aplicando márgenes menores al ITV, en tratamientos hipo-fraccionados de pulmón realizados con Tomoterapia, para patrones respiratorios cíclicos conocidos.

Material y método

Mediante el maniquí QUASAR (Modus) se simularon movimientos respiratorios longitudinales sinusoidales y coseno a la cuarta potencia (amplitud 1.5 cm y periodo 6 s). Se utilizó un inserto móvil de cedro que contiene dos semiesferas acrílicas de 3 cm de diámetro (a modo de lesión o CTV de mayor densidad), permitiendo así insertar películas radiocrómicas EBT3 solidarias a la lesión en movimiento.

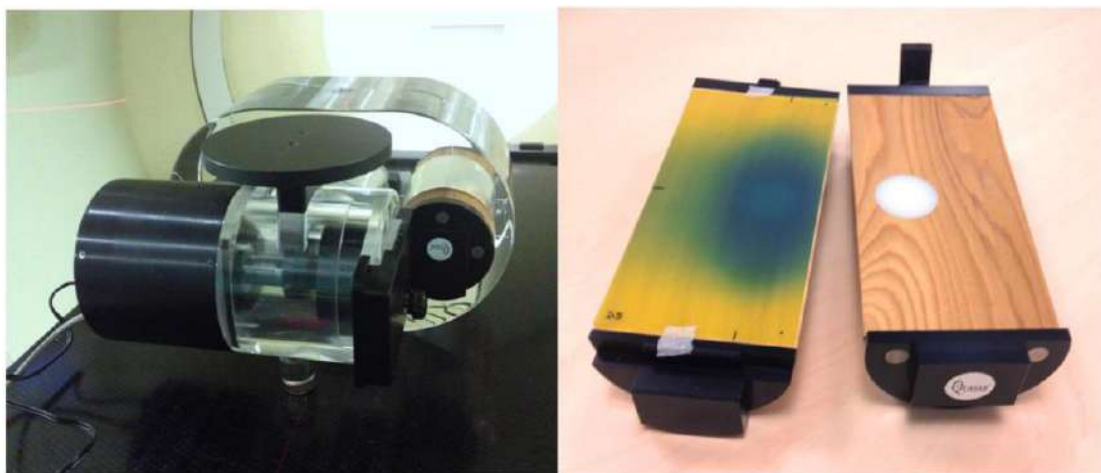


Figure 433: Montaje experimental utilizado.

Se calcularon distribuciones dosimétricas con el sistema de planificación de Tomoterapia para impartir 20 Gy considerando el ITV completo y reduciendo el margen 10 mm de forma simétrica o asimétrica en función del patrón descrito (sin o cos⁴, respectivamente). Para ello, se utilizaron estudios de imagen TC correspondientes a la posición más representativa de cada patrón respiratorio (media o espiración) manteniendo la densidad original del estudio, y también forzando la densidad del PTV a la de la esfera. Se seleccionaron parámetros de planificación compatibles con las restricciones técnicas del equipo (periodo de rotación inferior a 60 s) para la irradiación de alta dosis por sesión: paso de hélice de 0.108, factor de modulación menor que 2, y apertura de mordaza de 2.5 cm.

En cada tanda de medidas, se irradió al menos un plan de tratamiento con el maniquí en reposo para tener en cuenta la posible variación de dosis del equipo. Se realizaron irradiaciones de los planes de tratamiento calculados con densidad de PTV heterogéneo y homogéneo, para cada uno de los patrones respiratorios estudiados.

Las películas se procesaron con un escáner Epson 10000XL y el programa ImageJ, utilizando el canal verde para obtener la dosis. Se analizaron los correspondientes perfiles longitudinales.

Resultados

Las irradiaciones realizadas con reducción de márgenes muestran variaciones dosimétricas (menores de 3%) similares a las observadas sin reducirlos para la región interior de la esfera, obteniéndose subdosificaciones en sus extremos (-1.5 y 1.5 cm). Los tratamientos calculados sobre PTV de densidad heterogénea presentaron mayor infradosificación en los bordes, siendo 97% y 96% de la dosis nominal para el movimiento sinusoidal y coseno a la cuarta potencia, respectivamente. En ambos casos, se alcanzaba una cobertura del 98% y 100% en menos de 1 y 2 mm, respectivamente.

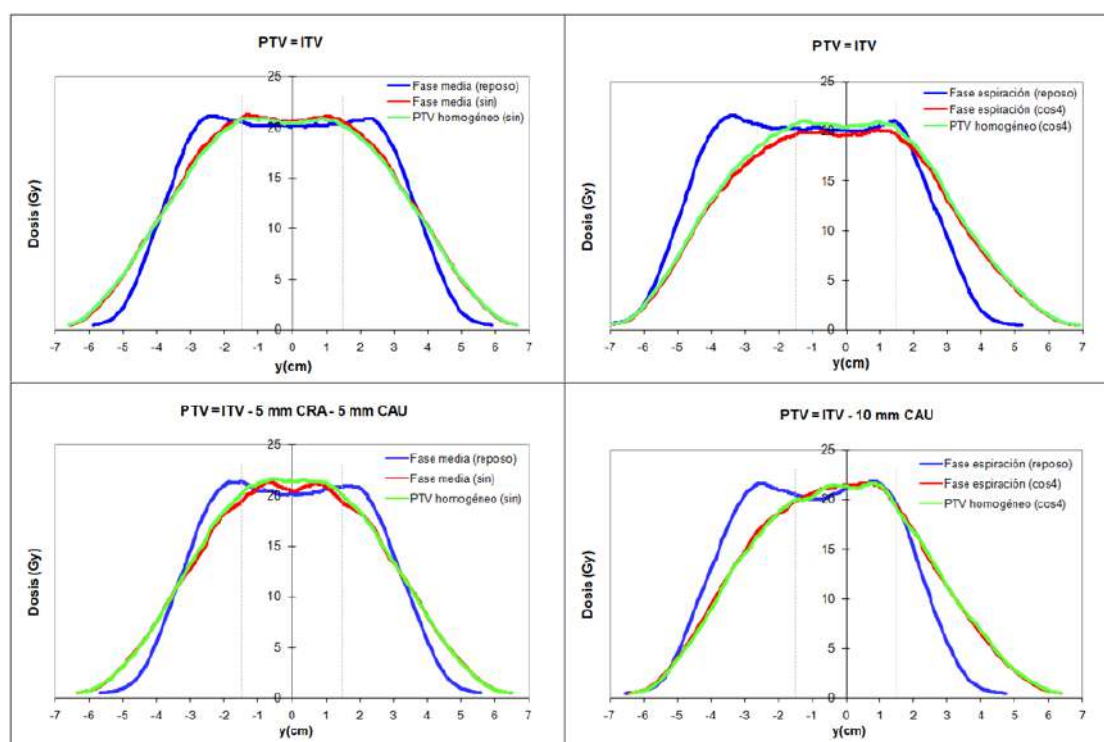


Figure 434: Perfiles de dosis longitudinales

Conclusiones

La reducción de margen aplicada (10 mm), supuso una subdosificación del 4% en los extremos del CTV para el peor de los casos, alcanzándose el 100% de la dosis prescrita a menos de 2mm del borde. Esto permite plantear una disminución del PTV aplicando márgenes negativos al ITV de forma simétrica o asimétrica, dependiendo del patrón respiratorio descrito por el paciente. No obstante, para determinar la cuantía de la reducción a aplicar en cada caso, estudios detallados sobre el efecto del tamaño de la lesión y la amplitud serían deseables.

La influencia de la densidad del PTV utilizada en el cálculo de la distribución es despreciable, si bien la magnitud de la subdosificación obtenida en los bordes del CTV se reduce al homogeneizar la densidad.

con hipofraccionamiento moderado

Autores: Nuria Gómez González¹ ; Patricia Sánchez Rubio¹ ; Virginia Álvarez Sánchez¹ ; Mónica Hernández Hernández² ; María Ángeles Arroyo de la Cruz³ ; M^a José Pérez Mateo⁴ ; Alfredo Montes Uruen¹ ; María Pinto Mondedero² ; Ruth Rodríguez Romero¹ ; Juan Carlos Medrano González de Prado² ; Jaime Martínez Ortega¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro

⁴ Hospital Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Authors: ngomezg@salud.madrid.org, virginia.alvarezs@gmail.com

Introducción

El aumento de dosis por fracción supone un aumento de la toxicidad en órganos de riesgo por lo que es deseable reducir márgenes para minimizarla.

El propósito de este estudio es cuantificar las incertidumbres sistemáticas y aleatorias que se producen en el posicionamiento de los pacientes en tratamientos de próstata. Se trata de evaluar si es posible reducir márgenes en el PTV, y optimizar la frecuencia de control por imagen.

Material y métodos

Se analizaron los desplazamientos de 20 pacientes tratados entre 2014 y 2018, seleccionando una muestra de 4 pacientes por año, con un total de 643 estudios kV-CBCT previos al tratamiento. La técnica empleada fue: 7 campos IMRT en 38 sesiones a 2 Gy/día en un Clinac Varian 21EX (Varian Medical Systems). Los pacientes se colocaron alineando con láseres y con sistema de inmovilización Combifix CIVCO indexado a la mesa.

Previo al tratamiento se realizó imagen kV-CBCT, y fusión basada en tejido blando ajustando a PTV. Se registraron los desplazamientos lateral, vertical y longitudinal, a partir de los cuales se calcularon para cada eje el valor promedio de la muestra, $M(\mu)$, el error sistemático, $\Sigma(\mu)$, y el error aleatorio medio, RMS (σ).

Hemos estimado los márgenes necesarios para obtener el PTV según la fórmula de van Herk en distintos escenarios, obteniendo los desplazamientos de las sesiones sin imagen a partir de las imágenes previas o de un promedio, según el caso:

1. Sin imagen previa al tratamiento.
2. Con control por imagen las primeras 5 sesiones.
3. Con imagen los lunes.
4. Con imagen los cinco primeros días y todos los lunes.
5. Con imagen en semanas alternas.
6. Con imagen en días alternos.
7. Con imagen de lunes a jueves.

Resultados

Los resultados obtenidos se resumen en la Tabla 1:

	% imagen		Vertical (mm)				Longitudinal (mm)				Lateral (mm)			
			$M(\mu)$	$\Sigma(\mu)$	RMS(σ)	Margen	$M(\mu)$	$\Sigma(\mu)$	RMS(σ)	Margen	$M(\mu)$	$\Sigma(\mu)$	RMS(σ)	Margen
1	0%	Sin imagen	0,6	2,2	3,6	8,0	-1,7	2,5	4,9	9,6	-0,6	2,2	3,2	7,8
2	14%	Primeras 5 sesiones	1,0	3,2	4,1	12,6	-0,9	2,1	5,2	10,8	0,0	1,5	3,5	7,4
3	21%	Lunes	1,5	5,3	4,8	19,5	-0,7	2,2	5,2	11,2	0,4	3,5	3,9	13,5
4	31%	5 primeras + lunes	0,7	2,3	3,8	8,3	-1,0	1,8	5,3	8,3	-0,1	1,2	3,7	5,5
5	50%	Días alternos	0,6	1,7	4,0	7,1	-0,8	1,3	5,5	7,1	-0,2	1,3	3,6	5,8
6	50%	Semanas alternas	0,4	1,3	4,0	6,1	-1,0	1,4	5,4	7,2	-0,2	1,2	3,7	5,6
7	80%	L a J	0,5	1,7	3,8	4,9	-1,4	2,0	5,2	7,6	-0,4	1,8	3,4	5,8

Figure 435: Resumen de los resultados obtenidos. Promedio, error sistemático, error aleatorio medio y margen calculado con la fórmula de van Herk para cada eje.

Discusión

La distribución de desplazamientos obtenidos en la práctica clínica se ajusta a una gaussiana (Figura 2).

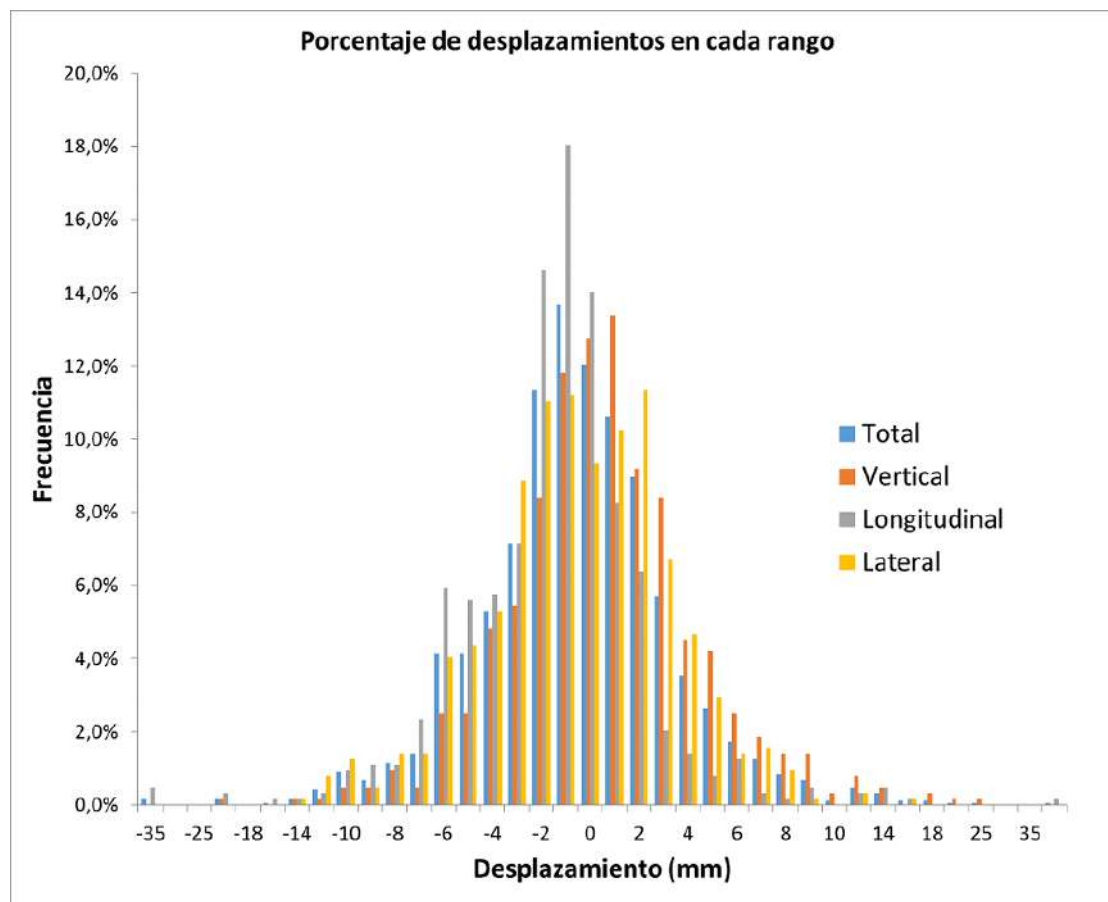


Figure 436: Porcentaje de desplazamientos agrupados en intervalos de 1 mm.

Se aprecia que la corrección del posicionamiento con el promedio de las cinco primeras sesiones o con la sesión de los lunes incrementa el valor de los márgenes necesarios. Esto puede deberse a que los pacientes suelen estar más tensos en las primeras sesiones de tratamiento y los desplazamientos requeridos en estas sesiones no concuerdan bien con las sesiones posteriores.

Al aumentar el número de sesiones con imagen, los márgenes se van reduciendo. Si se hace imagen en todas las sesiones los errores sistemático y aleatorio tienden a cero. Para este estudio no se han considerado los errores causados por el proceso de contorno, la precisión de la obtención de imágenes, el registro y el movimiento intrafracción.

Conclusiones

Se recomienda imagen kV-CBCT diaria en los tratamientos de hipofraccionamiento moderado de próstata (70Gy en 28 sesiones). Los márgenes mínimos aconsejables al generar el PTV serán 8 mm salvo 6 mm en el posterior.

Pósteres Radioterapia / 337

ANÁLISIS DE LOS MÁRGENES EN SBRT PULMONAR

Autores: DAVID HERNÁNDEZ GONZÁLEZ¹ ; Cristina Ansón Marcos² ; Pablo Castro Tejero² ; Maria Roch Gonzalez³ ; PAULA GARCÍA CASTAÑÓN⁴ ; Alberto Viñals⁵ ; Sara Martín Juárez⁶ ; Aránzazu Valiente González⁶ ; Leopoldo Perez Gonzalez³

¹ H.U.LA PRINCESA

² Hospital Universitario de La Princesa

³ Hospital Universitario de la Princesa

⁴ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA

⁵ H.U. la Princesa

⁶ H.U.La Princesa

Corresponding Author: carreras53@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

La radioterapia estereotáxica corporal (SBRT) de pulmón permite, en lesiones pequeñas, proporcionar alta dosis en menor número de sesiones que los tratamientos normofraccionados, con mayor control local tumoral.

EL CTV es el volumen clínico de interés. Se define el ITV como la envolvente del CTV en las diferentes fases del ciclo respiratorio. El PTV es el ITV más un margen debido a las variaciones en tamaño y posición de la lesión.

Minimizando los márgenes, el tejido sano irradiado será menor y el paciente tendrá una mejor tolerancia al tratamiento. En la SBRT pulmonar, la respiración del paciente es fundamental para delimitar esos márgenes.

En este estudio se analiza, con dos métodos diferentes, la cobertura de dosis de un CTV con distintos márgenes, simulando un ciclo respiratorio sinusoidal.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se generan cuatro planes diferentes sobre el maniquí 1220 ArcCheck (Sun Nuclear Corporation) con el inserto MultiPlug Accessory. Cada plan contiene un PTV diferente, equivalente al CTV (lesión de 3cm) más un margen en dirección craneocaudal (CC) de 1mm (CTVext1), 3mm (CTVext3), 5mm (CTVext5) y 7mm (CTVext7). Los PTVs han sido extendidos sólo en dirección cc, desplazamiento más desfavorable según las SBRT analizadas en el servicio.

Todos los planes se prescriben a 11 Gy/sesión, con cobertura de al menos el 90% del PTV con 100% de la dosis.

El maniquí ArcCheck se sitúa sobre la plataforma QuasarTM Programmable Respiratory Motion que permite simular un ciclo respiratorio sinusoidal con amplitud de 2 cm y periodo 5 segundos.

Dentro del ArcCheck, en el inserto MultiPlug, se colocan las películas radiocrómicas Gafchromic EBT3. Las películas se escanean 24 horas después de la irradiación, en el equipo EPSON Expression 11000XL y se analizan con el software FilmQAPro 2016.

Paralelamente se realiza el estudio de los cuatro planes con el software 3DVH (Sun Nuclear Corporation) que, con la herramienta Motion Sim, permite estudiar el plan introduciendo el movimiento respiratorio.

RESULTADOS

El resultado del análisis de las películas radiocrómicas indica que el plan irradiado con un PTV equivalente al CTVext5 recibe el 95% de la dosis a lo largo de 3 cm de lesión (CTV), y el plan irradiado con un PTV equivalente al CTVext7, ha sido irradiado con el 100 % de la dosis cubriendo 2,9 cm de la lesión (Tabla 1).

Adicionalmente, en la figura 1 se presenta un informe de curvas de isodosi y perfiles de tratamientos.

El análisis con el software 3DVH (Motion Sim) presenta resultados muy similares a las películas radiocrómicas. El plan CTVext5, muestra que se ha irradiado 3 cm de la lesión (CTV) con el 95 % de la dosis, y el plan CTVext7mm indica que se ha irradiado 3,1 cm de la lesión (CTV) con una cobertura del 100 % de la dosis (Tabla 1).

Lesión de 3 cm (CTV) con una amplitud de desplazamiento 2 cm (± 1 cm) y un periodo de 5 segundos				
Cobertura 11 Gy (100%)		Cobertura 10,45 Gy (95%)		
	RC (amplitud cm)	Motion Sim (amplitud cm)	RC (amplitud cm)	Motion Sim (amplitud cm)
CTVext1	1,7	1,9	1,9	2,3
CTVext3	2,1	2,4	2,3	2,7
CTVext5	2,6	2,7	3	3
CTVext7	2,9	3,1	3,3	3,5

Tabla1. Comparativa de los diferentes planes irradiados y la amplitud de lesión irradiada en función de la cobertura de dosis. Las amplitudes se corresponden entre ambos software, filmQApro y 3DVH.

Figure 437: enter image description here

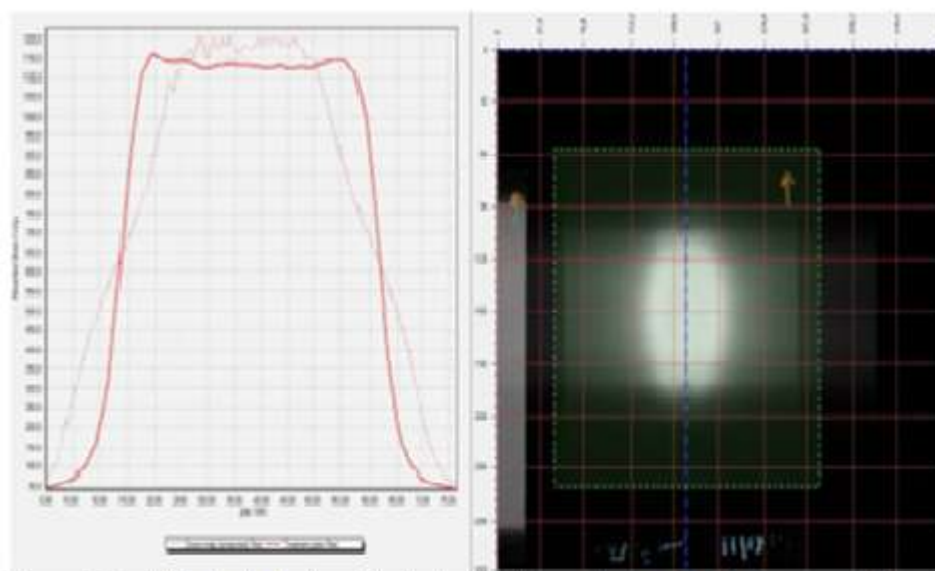


Figura1. Perfil de dosis de la película irradiada con el plan CTV más margen 7mm.

Figure 438: enter image description here

CONCLUSIONES

En este estudio, amplitud 2 cm y periodo 5 segundos, se ha demostrado que en lesiones de 3cm, dando un margen de 5 mm a ese CTV se estaría irradiando la lesión con el 95 % de la dosis, y dando un margen de 7 mm se estaría irradiando la lesión con el 100 % de la dosis.

La técnica ITV puede suponer un volumen de irradiación entre 0,6-1 cm por encima de lo necesario, con lo que ello supone para los tejidos sanos adyacentes.

Se han contrastado ambos métodos, películas radiocrómicas y motiom sim, de forma independiente, llegando a los mismos resultados.

Extrapolando el estudio a las curvas de respiración de los pacientes, puede servir para reducir la toxicidad de los tratamientos de SBRT pulmonar, manteniendo el control tumoral.

Autor: Marta Manzano Rodríguez¹

Co-autores: Ángel Gaitán Simón² ; Mario Leonor Yuste² ; Eduardo Cabello Murillo² ; Raúl Díaz Fuentes² ; Gustavo Pozo Rodríguez² ; Ana Milanés Gaillet² ; Alejandro Ferrando Sánchez²

¹ Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H.U 12 de Octubre

² Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H.U. 12 de Octubre

Corresponding Author: martamanzano.91@gmail.com

INTRODUCCIÓN

En el H.U 12 de Octubre se realizan tratamientos de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de pulmón. Las altas dosis involucradas en este tipo de tratamientos requieren gran exactitud y precisión en su administración. En este trabajo se hace un estudio retrospectivo del movimiento intrafracción de pacientes tratados entre marzo de 2016 y diciembre de 2018 y se comparan los márgenes para el PTV desde el ITV calculados a partir de estos datos con los que se usan en la práctica clínica.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se trataron 49 pacientes en el acelerador *CLINAC®IX* (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) con dosis de hasta 54 Gy en 3-8 sesiones en días alternos. En la simulación se siguió el movimiento respiratorio del paciente con un TC-4D (*Philips Brilliance Big Bore* de 16 cortes) en respiración libre, minimizándose este movimiento mediante compresión abdominal (puente tipo 1B Ref. MTSBRT039 y plato respiratorio Ref. MTSBRT003 de *CIVCO® Medical Solutions, Body Pro-Lok™*). Para inmovilizar a los pacientes se usó un colchón de vacío de 75 cm x 100cm, de 28 litros, acabado en nylon y con indexación (Ref. MTVLPLV01FC, *Vac-Lok™ Cushions, CIVCO® Medical Solutions*).

La planificación de los tratamientos (*Elipse®* Versión 11.0, AAA) se hizo con VMAT (3 arcos coplanares) para cubrir el PTV con la isodosis de prescripción, normalizando al 80%. El PTV se generó con una expansión isotrópica de 5 mm desde el ITV, que es la envolvente del GTV contorneado en cada una de las 10 fases del TC-4D Untagg.

Una vez controlado el movimiento interfacción se trató a los pacientes. A continuación se les realizó un CBCT post-tratamiento para, mediante comparación con el CBCT pre-tratamiento, conocer el movimiento intrafracción asociado.

Se cuantifica el movimiento intrafracción (280 datos) a partir de:

$$\Delta_{\text{intra}} = (x, y, z)_{\text{CBCT Post}} - (x, y, z)_{\text{CBCT Pre}}$$

Se calculan los errores sistemáticos (Σ) y aleatorios (σ) debidos al movimiento intrafracción con:

$$\Sigma_{\text{intra}, n} = \text{SD}(\overline{\Delta_{\text{intra}}}_n)$$

$$\sigma_{\text{intra}, n} = \text{RMS}(S_{\text{intra}, n})$$

siendo SD la desviación típica, RMS la raíz cuadrática media y n el paciente n-ésimo.

Se obtuvieron los márgenes de ITV a PTV necesarios teniendo en cuenta el movimiento intrafracción (el movimiento interfacción se está corrigiendo “online” con CBCT diario), con:

$$M = M_{\text{S}} + M_{\text{r}} = \alpha \Sigma + \beta \sqrt{\sigma^2 + \sigma_{\text{p}}^2} - \beta \sigma_{\text{p}}$$

Donde $\alpha=2.5$ para que en el 90% de los pacientes el PTV se cubra con la isodosis del 95%, $\beta=0.84$ prescribiendo al 80% y con una penumbra del haz de $p=6.4$ mm, (Sonke. J. J et al. 2009).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos de los errores sistemáticos y aleatorios debidos al movimiento intrafracción en las direcciones anteroposterior (AP), cráneo-caudal (CC), derecha-izquierda (DI) y rotacional (Rot):

ERROR (cm)	AP. Sist.	AP. Al.	CC. Sist.	CC. Al.	DI. Sist.	DI. Al.	Rot. Sist.	Rot. Al.
Mov. Intrafracción	0.17	0.24	0.17	0.25	0.14	0.18	0.00	0.00

Figure 439: Tabla 1.

Tabla 1.

Los márgenes necesarios para el PTV desde el ITV calculados a partir de la fórmula de Sonke se reflejan en la tabla 2.

Margen AP (cm)	Margen CC (cm)	Margen DI (cm)
0.47	0.60	0.47

Figure 440: Tabla 2.

Tabla 2.

CONCLUSIONES

En SBRT de pulmón, con los sistemas de inmovilización y posicionamiento descritos en el trabajo, el error sistemático es del mismo orden que el aleatorio en el movimiento intrafracción. Teniendo en cuenta sólo el movimiento intrafracción se necesitarían márgenes desde el ITV al PTV de 5 mm en las direcciones AP y DI, y de 6 mm en la dirección CC.

Se concluye que el mayor margen debe asignarse en la dirección CC y que los márgenes actuales de 5 mm que se utilizan en SBRT de pulmón se ajustan en las direcciones AP y DI a la experiencia clínica del H.U 12 de Octubre.

Pósteres Radioterapia / 453

VERIFICACIÓN DEL SISTEMA 4D DEVICELESS DE GE PARA LA DEFINICIÓN DEL ITV EN PULMÓN

Autores: Javier Lupiani Castellanos¹ ; Álvaro Seguro² ; María Amparo Iborra Oquendo³ ; Miguel Castanedo Álvarez² ; María Gil Conde⁴

¹ Hospital de Jerez, Cádiz

² Hospital de Jerez

³ Hospital Universitario Puerta del Mar

⁴ Hospital de Jerez

Corresponding Author: jlupianic@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Como se recoge en las Recomendaciones de la SEFM sobre implementación y uso clínico de la SBRT, si se realiza con compresión diafragmática: “es imprescindible la adquisición de imágenes de TC

mediante una técnica de tiempo de adquisición largo para conseguir integrar el ciclo respiratorio, siendo recomendable el TC4D que determinará el movimiento de la lesión con la respiración". Al implementarse la SBRT pulmonar en nuestro centro, se realizan diferentes pruebas para comprobar la idoneidad de las técnicas de adquisición de imagen de las que se disponen. Para ello se utiliza un maniquí de movimiento respiratorio, del que se realizarán adquisiciones de imágenes con diferentes técnicas utilizando el módulo de TC4D del simulador.

MATERIAL/MÉTODOS

Se realizan las pruebas con un maniquí de movimiento respiratorio Quasar™, que dispone de un inserto móvil de cedro, en el que se aloja una esfera de polietileno, que simula el tumor en movimiento. Las imágenes se toman con un TC GE Discovery CT590RT™ que dispone de los módulos Deviceless y Advantage4D™, que permiten evaluar el movimiento respiratorio.

La adquisición de imágenes se realiza mediante el siguiente procedimiento:

Se adquiere imagen SmartBreath, que permite visualizar el ciclo respiratorio y proporciona los parámetros para la adquisición del modo cine y asegurar que se recoge totalmente el movimiento del blanco. Se realiza las adquisiciones en modo cine, con los diferentes parámetros que se muestran en la tabla. Se procesan las imágenes con el módulo Advantage4D™, que divide las imágenes en diferentes fases respiratorias y obtiene series de imágenes de proyección de intensidad, proyección de máxima intensidad (MIP) y de intensidad intermedia (Ave-IP).

Se exportan las diferentes series, junto a una serie del maniquí en reposo, al sistema de planificación, Pinnacle3 ® 9.10, en el que se realizará el contorno de los ITVs. Los pasos seguidos son:

Se busca la ventana de niveles de gris en la que se ve completo el blanco en reposo. Utilizando la misma ventana, se autocontornea, en cada una de las fases respiratorias, que se fusionan en el ITV, la MIP y la Ave-IP. Finalmente, se comparan los volúmenes de los ITVs de las diferentes adquisiciones con el volumen del ITV teórico.



Figure 441:

RESULTADOS

Las técnicas utilizadas para la adquisición de las imágenes, así como, los volúmenes de los ITVs contorneados se reflejan en la tabla siguiente.

t _{rotación}	Espesor	Imágenes por rotación	frames/s	t _{cobertura}	Número imágenes	Volumen ITV (cm³)	Volumen ITV MIP(cm³)
0,8	1,25	8i	0,4	72	1056	32,78	31,42
0,8	2,5	8i	0,4	35,4	528	31,33	31,01
0,8	2,5	4i	0,4	72	528	32,16	31,05
1	2,5	8i	0,4	36,6	528	31,15	31,01
Volumen ITV _{teórico} =35,3 cm³						Media	31,86
						desv.	0,76
						% dif.	9,76%
						ITV _{teórico} -ITV _{medido}	11,83%

Figure 442: Valores medidos

DISCUSIÓN

Como se ha indicado en el apartado anterior, el contorneo se ha realizado mediante la herramienta de autocontorneo del sistema de planificación, por lo que las “sombras” que se ven del movimiento del blanco no se han tenido en cuenta. Siendo una de las causas de las diferencias del volumen medido y el teórico.

En cualquier caso, los volúmenes de ITV obtenido a partir de la unión de las fases están en concordancia con el valor teórico y con el obtenido de las series MIP.

CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos, el sistema Deviceless4D de GE constituye una buena opción para la delimitación de lesiones pulmonares en movimiento.

Pósteres Radioterapia / 489

Implementación en la rutina clínica diaria del protocolo de radioterapia guiada por la imagen y valoración de la radioterapia adaptada

Autores: Xavier Jordi Juan Senabre¹ ; Paula Cayón Flores^{None} ; Noelia de Marco Blancas² ; Jorge Bonaque Alandí² ; Juan David Quirós Higuera² ; María del Carmen Castellet García² ; Carla Manjón García² ; Francisco Javier Ponce Navarro² ; Agustín Santos Serra²

¹ Consorci Hospitalari Provincial de Castelló

² Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

Corresponding Author: xabyjuan@yahoo.es

Introducción

Los protocolos de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) conllevan una constante revisión. La comunicación entre operadores, técnicos gestores de imágenes, radiofísicos, enfermería y oncólogos radioterápicos debe ser adecuada para la correcta toma de decisiones a lo largo de cada una de las sesiones de tratamiento de los pacientes. Además se suma la información de la dosimetría in-vivo que permite realizar una valoración dosimétrica a lo largo del tratamiento y advertir de la necesidad de adaptaciones (ART).

Material y Métodos

Los pacientes son tratados en un acelerador lineal VERSA HD (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia). Se realiza la planificación dosimétrica con RayStation (RaySearch Laboratories AB, Estocolmo, Suecia). Diariamente se adquiere una imagen volumétrica de tomografía computarizada (CBCT) en la misma sala de tratamiento y se registra con la tomografía usada en la planificación dosimétrica (CT) para reposicionar on-line al paciente. Para al menos las 5 primeras fracciones (fx) se realiza dosimetría in-vivo mediante el detector iView y el análisis con la aplicación informática iView Dose (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia), cuyo estudio realizado por los técnicos gestores de imágenes (TGI) se contrasta con los arrojados por la IGRT.

Se define un protocolo para agilizar la intercomunicación, basado en colores y una codificación. Así surge el protocolo Flujo de Alerta de Colores (FAC):

-Verde: sin incidencias.

-Amarillo: se reportan incidencias, se administra la fx ya que no se esperan repercusiones dosimétricas. Todos los servicios realizan un seguimiento.

-Naranja: alcanzado el nivel de acción (NA). Se trata la fx actual pero ninguna más si no hay respuesta. La persistencia de incidencias "amarillo" advierte de la necesidad de revisar la preparación (setup) del paciente, ART u otras consideraciones.

-Rojo: superado el NA. No se trata.

Del 1 al 12 se etiqueta el tipo de incidencia específica observada junto con su color, así funciona el protocolo FAC.

Del iView Dose se reporta también un código de color, basado en unos niveles acción definidos a partir de diferencias dosimétricas (análisis gamma) entre la planificación de Radiofísica y la medida diaria.

Toda esta información queda reflejada en el sistema gestor Mosaiq (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia) que es accesible para todo el personal y se resume en la fig. 1.

Resultados y Discusión

La labor de los operadores y los TGI permite detectar errores y anticiparse a la necesidad de realizar

una adaptación del tratamiento o cualquier otra valoración dosimétrica basada en el análisis diario de imágenes y gammas dosimétricas.

El 25% de los pacientes requirieron una revisión, de los cuales sólo el 30% requirieron de ART o de revisiones en su dieta, hábitos y setup global.

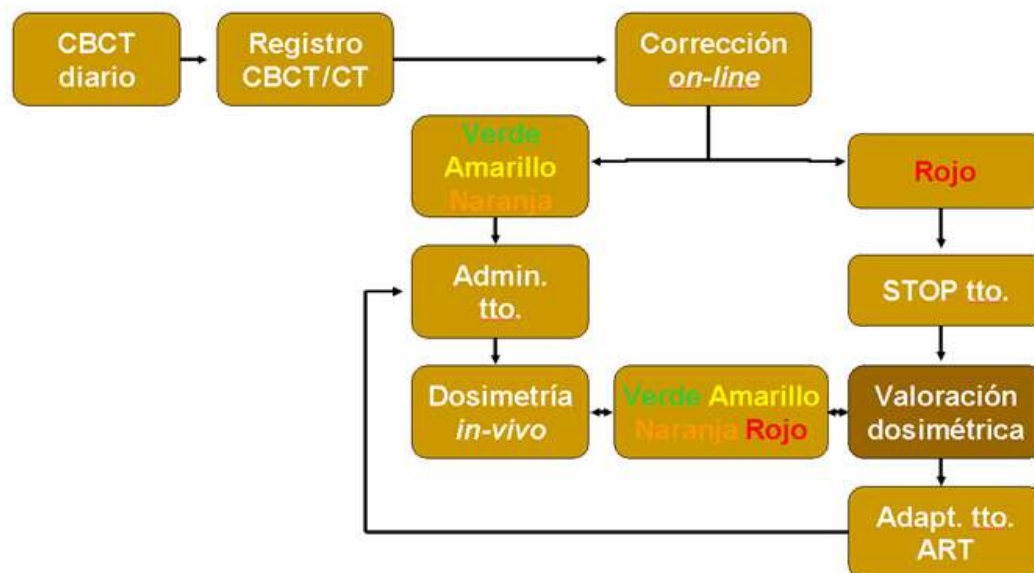


Fig 1. Flujo de trabajo diario con la IGRT y la dosimetría in-vivo integrados en el protocolo FAC

Figure 443: Fig.1

Conclusiones

El esfuerzo realizado es considerable con unos recursos humanos reducidos. La clave inicial es una buena IGRT diaria que permita advertir anomalías y tener así tiempo de reacción, mejorando la intercomunicación de todo el equipo radioterápico y en consecuencia aumentando la calidad de los tratamientos.

Pósteres Radioterapia / 148

Diseño y automatización de un protocolo eNAL de verificación y corrección de posicionamiento en radioterapia externa

Autor: Ramón Lobato Busto¹

Co-autores: Manuel Sánchez García¹; Javier Mosquera Sueiro¹; Pablo Simón García¹; Lucía Lado Cacheiro¹; José Ramón Sendón del Río¹; Víctor Luna Vega¹; Carlos Otero Martínez¹; Miguel Pombar Cameán²; Antonio Gómez Caamaño¹

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

² Hospital Clínico de Santiago de Compostela

Corresponding Author: ramon.lobato.busto@sergas.es

Introducción y objetivos

El objeto de este trabajo es presentar una utilidad mediante la que se implementa de forma automática un protocolo eNAL (extended No Action Level) para la verificación y corrección de posicionamiento

en radioterapia externa, que además de la corrección de las desviaciones sistemáticas iniciales, reduce las tendencias temporales sistemáticas que pueden ocurrir a lo largo de todo el tratamiento.

Material y método

La utilidad se ha implementado en una hoja de cálculo Excel en la que se registran, para cada sesión, las coordenadas lineales de mesa en tres posiciones: paciente en origen del TAC (X_0), en isocentro teórico (X_{iso}) y, de ser el caso, en isocentro corregido por imagen (X_{img}). La diferencia entre las dos primeras (Δ_{iso}) proviene inicialmente del SP, y su posible modificación, objeto del procedimiento, se realizará a partir del análisis de las diferencias entre las dos últimas (Δ_{img}).

Para la detección de posibles errores en el posicionamiento, el sistema compara en tiempo real las posiciones X_0 y X_{iso} con sus respectivas referencias (mediana de las posiciones previas) y verifica que las diferencias estén por debajo un determinado nivel de tolerancia (tol_m).

Tras el número predefinido de sesiones iniciales con imagen, se calcula la mediana de los valores Δ_{img} y sus respectivas desviaciones respecto a la misma. Si más del 75% de las fracciones presentan desviaciones, por encima de un determinado nivel de tolerancia (tol_2), el sistema obliga a una nueva adquisición, en caso contrario se corrige Δ_{iso} con la mediana, descartando en su cálculo los valores superiores a tol_2 .

Una vez calculada la corrección inicial de Δ_{iso} habrá de definirse la periodicidad de las imágenes de seguimiento y la tolerancia considerada aceptable en la Δ_{img} de las mismas (tol_1). Si en alguna sesión posterior se sobrepasa este valor, el sistema obliga a la realización de una nueva imagen en la siguiente sesión. Con ambas imágenes se calcula la mediana de sus respectivas Δ_{img} y sus correspondientes desviaciones. Si éstas son ambas menores que tol_1 , se deja de hacer imagen y se corrige Δ_{iso} con la nueva mediana, en caso contrario se realiza imagen en la sesión siguiente repitiendo el proceso.

Resultados y conclusiones

El procedimiento se ha puesto en marcha en las dos unidades de nuestro centro en las que se trabaja con posicionadores indexados, un CLINAC IX y un TRUEBEAM, ambos de Varian. Tras más de un año de experiencia desde su implantación, la valoración cualitativa que podemos hacer del mismo es la siguiente:

1. Proporciona ayuda en tiempo real a los técnicos durante el posicionamiento del paciente.
2. Corrige desviaciones sistemáticas en el posicionamiento inicial y posterior del paciente.
3. Modula de forma automática el número de imágenes a realizar sobre cada paciente.
4. Funciona como una barrera de seguridad para el posicionamiento del paciente.
5. Permite particularizar los parámetros del protocolo (tolerancias, frecuencias) a diferentes situaciones (por centro, por patología, etc).
6. Facilita el análisis estadístico del posicionamiento de grupos de pacientes.

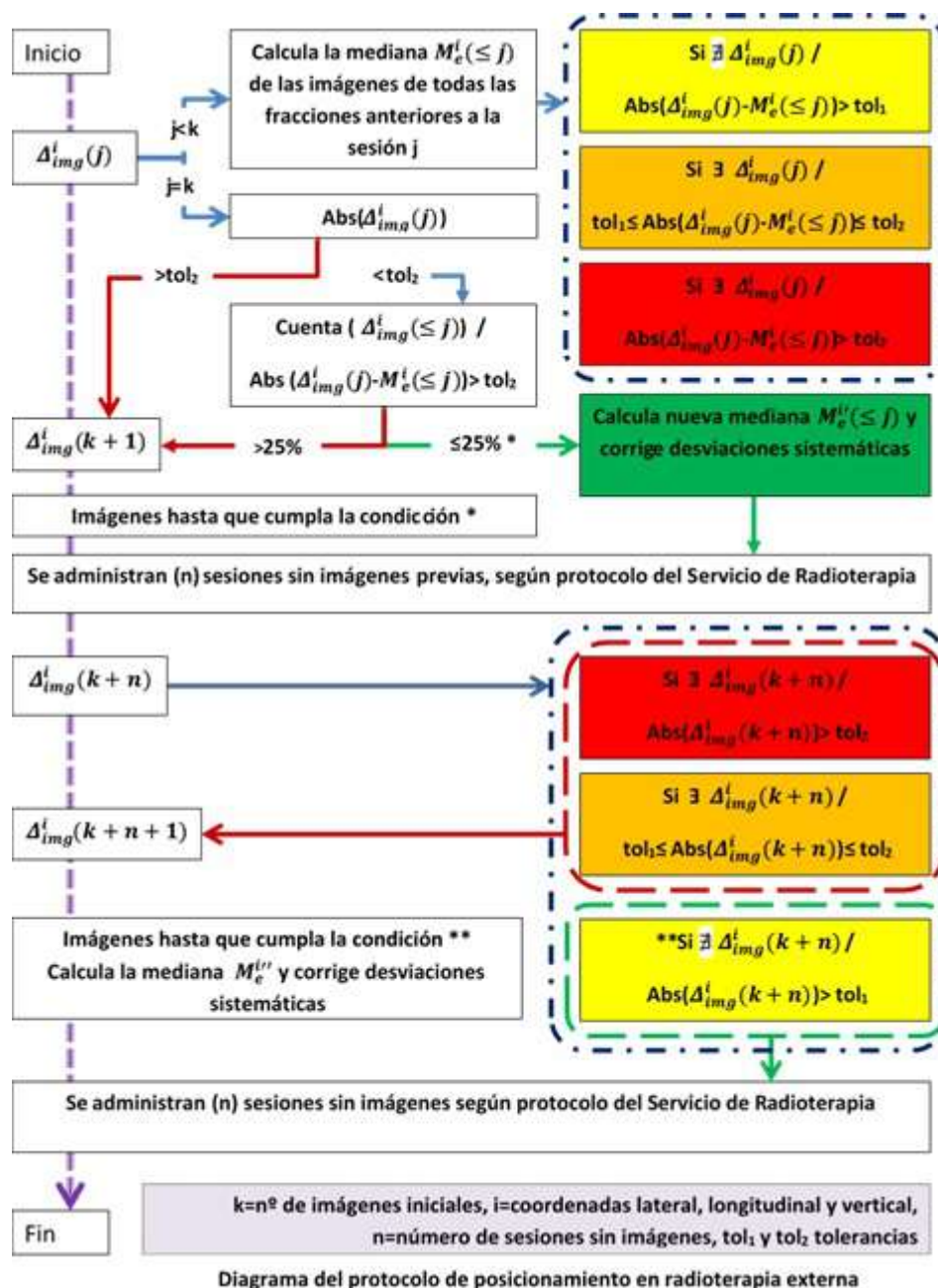


Figure 444: Diagrama de flujo del protocolo de verificación para el posicionamiento en radioterapia externa

Pósteres Radioterapia / 503

¿Es adecuado aproximar la incertidumbre del movimiento respiratorio como un tercio de la amplitud de pico a pico?

Autores: Juan García Ruiz-Zorrilla¹; Miguel Ángel De la Casa De Julián^{None}; Jaime Marti Asenjo¹; María del Carmen Rubio Rodríguez¹; Ovidio Hernando Requejo¹; Paz García de Acilu¹; Carmen Sanz de la Plaza^{None}; Pedro Fernández Letón¹; Xin Chen¹; Mercedes López González¹; Raquel Ciérvide Jurio¹

¹ HM Hospitales

Corresponding Author: jgruizzorrilla@hnhospitales.com

Introducción

Cuantificar la diferencia en el margen total de PTV, debida a la forma de estimación de la incertidumbre debida al movimiento respiratorio del tumor, estando el resto de incertidumbres minimizadas. En tumores de hígado, pulmón, páncreas y mama, tratados con SBRT.

Material y método

Se estudia el movimiento respiratorio en tumores en el hígado (55 sesiones de tratamiento, 15000 ciclos respiratorios), pulmón lóbulo superior (41 sesiones, 14000 ciclos), páncreas (76 sesiones, 34000 ciclos) y mama (70 sesiones, 14000 ciclos). Todos los pacientes fueron tratados con SBRT en un acelerador Novalis equipado con el sistema ExacTrac Adaptive Gating®. Este sistema utiliza marcadores externos para monitorizar el ciclo respiratorio y fiduciales internos para localizar el tumor y medir su movimiento.

Todas las magnitudes del movimiento respiratorio del tumor fueron analizados a través de una regresión lineal entre el movimiento de los marcadores externos y el fiducial interno (como estructura subrogada al tumor).

La incertidumbre debida al movimiento respiratorio (SD(MR)) se estima midiendo directamente la desviación estándar (SD) del movimiento respiratorio (MR) y esta incertidumbre se compara con su aproximación habitual, tomada como un tercio de la amplitud de pico a pico (A/3).

Para el margen del PTV se consideran las siguientes incertidumbres aleatorias (σ) y sistemáticas (Σ): contorno ($\Sigma = 2$ mm), colocación paciente ($\Sigma = 1$ mm, $\sigma = 1$ mm), respiración ($\Sigma = A/5$ mm, $\sigma = A/3$ o SD(MR) según el caso), penumbra $\sigma_b = 7$ mm para pulmón y $\sigma_b = 4$ mm para el resto. Para el cálculo del margen poblacional se utiliza la fórmula:

$$M = 2.5 + 1.64\sqrt{\left(\frac{2}{\sigma} + \frac{2}{b}\right)^2} - 1.64b$$

Resultados

La Tabla 1 muestra la amplitud (A), la desviación estándar de la amplitud [SD(A)] y la incertidumbre debida al movimiento respiratorio {SD(MR)}.

	Amplitud [SD(A)] {SD(MR)}					
	SI (mm)		AP (mm)		LAT (mm)	
Hígado	9.7	[5.1] {5,3}	4.0	[2.5] {2,3}	1.6	[1.3] {1,2}
Pulmón	3.9	[3.4] {3,2}	2.0	[1.7] {1,6}	1.7	[1.7] {1,6}
Pancreas	7,7	[4.6] {4,6}	2.6	[2.4] {2,2}	2.1	[1.5] {1,5}
Mama	1,5	[0.9] {1,1}	1.7	[1.0] {1,1}	1,1	[0.7] {0,9}

Tabla 1

Figure 445: enter image description here

La tabla 2 compara el margen de CTV a PTV necesario para tratar sin ningún control respiratorio en el momento de la irradiación, en función de si se considera la componente aleatoria de la incertidumbre de la respiración como A/3 o como (SD(MR)):

Localización	Incertidumbre de la respiración	Margen necesario (mm)		
		SI	AP	LAT
Hígado	A/3	9	7	6
	SD(MR)	12	7	6
Pulmón	A/3	6	6	6
	SD(MR)	7	6	6
Páncreas	A/3	8	6	6
	SD(MR)	10	7	6
Mama	A/3	6	6	6
	SD(MR)	6	6	6

Tabla 2

Figure 446: enter image description here

Discusión

La incertidumbre debida al movimiento respiratorio (SD(MR)) se suele estimar como A/3, esto es válido para un ciclo respiratorio ideal en el que A no varía. Pero puede no ser válido si SD(A) es considerable.

En este estudio SD(MR) es significativamente mayor que A/3 ($p < 0.001$) en todas las direcciones de todas las localizaciones debido a la variación intrafracción de A.

La forma de estimar la incertidumbre aleatoria de la respiración tiene repercusión en el margen de CTV a PTV en la dirección de mayor Amplitud (SI), excepto en mama.

Conclusión

La incertidumbre en la posición del tumor debido al movimiento respiratorio para ciclos respiratorios reales y tiempos de tratamiento largos, se subestima considerándola únicamente como A/3. Esta subestimación de la incertidumbre tiene repercusión en el margen de CTV a PTV en la dirección SI de hígado, páncreas y pulmón.

Pósteres Radioterapia / 482**Incertidumbre intrafracción en SBRT de páncreas**

Autores: Juan García Ruiz-Zorrilla¹; Miguel Ángel De la Casa De Julián^{None}; Jaime Marti Asenjo¹; Paz García de Acilu¹; Pedro Fernández Letón¹; Ovidio Hernando Requejo¹; María del Carmen Rubio Rodríguez¹; Carmen Sanz de la Plaza^{None}; Daniel Zucca Aparicio²; Juan María Pérez Moreno¹; Mercedes López González¹; Xin Chen¹

¹ HM Hospitales

² Hospital Universitario HM Sanchinarro

Corresponding Author: jgruizzorrilla@hmhospitales.com

Introducción

Investigar la frecuencia y la magnitud de la corrección intrafracción necesaria en radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de páncreas, así como la incertidumbre intrafracción asociada y su repercusión en el margen de CTV a PTV, utilizando un sistema intrafracción de radioterapia guiado por imagen (IGRT).

Material y métodos

Se estudia el movimiento de tumores en el páncreas en 15 pacientes, en un total de 76 sesiones.

Los pacientes fueron tratados con SBRT en un acelerador Novalis equipado con el sistema ExacTrac Adaptive Gating®. Este sistema utiliza marcadores externos para monitorizar el ciclo respiratorio y fiduciales internos para localizar el tumor y medir su movimiento. La posición del tumor se mide intermitentemente durante el tratamiento mediante imágenes de rayos x estereoscópicas. Estas imágenes se realizan en una determinada fase del ciclo respiratorio, permitiendo controlar la posible deriva de la posición media del tumor. Por tanto, los desplazamientos acumulados en la posición de la mesa de tratamiento, corresponden a la variación de la posición media del tumor.

Resultados

La incertidumbre intrafracción debido a esta deriva de la posición media del tumor en la dirección lateral (LR), antero-posterior (AP) y cráneo-caudal (CC) el páncreas es:

Dirección	M (mm)	Σ (mm)	σ (mm)
LR	-0.1	0.3	0.7
AP	0.0	0.4	0.8
CC	0.4	1.1	1.6

M: desviación sistemática poblacional, Σ : dispersión sistemática poblacional, σ : dispersión aleatoria poblacional

Figure 447: enter image description here

En tratamientos de SBRT de hígado en ausencia de IGRT intrafracción, la deriva temporal de la posición media del tumor implica aumentar el margen de CTV a PTV 1 mm en la dirección CC, cuando el resto de incertidumbres son minimizadas. En las direcciones AP y LR no supondría un aumento de margen.

La incidencia (%) de casos en los que ocurre un desplazamiento intrafracción en páncreas en función del tiempo de tratamiento se muestra en la siguiente gráfica.

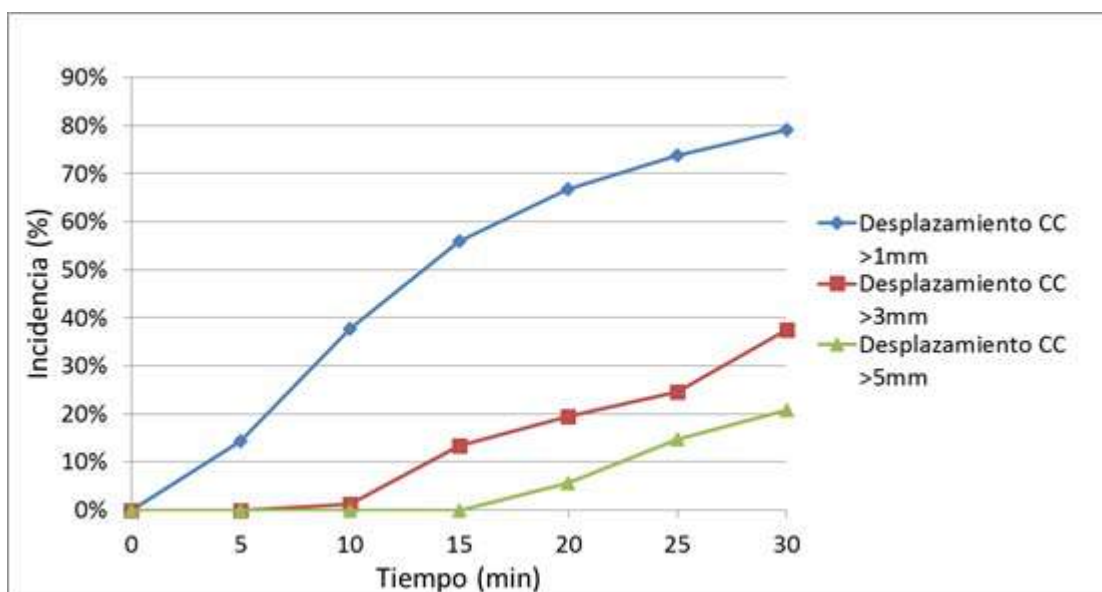


Figure 448: enter image description here

Discusión

Este aumento progresivo en el error en la posición del tumor, principalmente en la dirección CC,

también fue descrito por Malinowski y cols¹, que observaron un desplazamiento mayor de 5 mm en un 7% de los casos.

El desplazamiento ocurre preferentemente hacia la dirección craneal del paciente, pero no llega a haber una desviación sistemática poblacional (M) mayor de 1 mm, lo que permite utilizar márgenes simétricos en la dirección CC.

El aumento de margen en la dirección CC observado en este estudio, como consecuencia de la incertidumbre intrafracción debido a la deriva de la posición media del tumor ha sido observada también por Malinowski y cols¹.

Por último señalar que debido a la gran dispersión de esta incertidumbre entre los pacientes, para los pacientes que experimentan un gran desplazamiento el margen poblacional sería insuficiente.

Conclusiones

La monitorización en tiempo real y las comprobaciones frecuentes del correcto posicionamiento del tumor pueden ser fundamentales para evitar infradosificar el PTV en la dirección CC debido a la deriva temporal observada en tumores en páncreas tratados con SBRT.

Bibliografía

1. Malinowski K, McAvoy TJ, George R, Dietrich S, D'Souza WD. Incidence of changes in respiration-induced tumor motion and its relationship with respiratory surrogates during individual treatment fractions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012;82(5):1665-1673. doi:10.1016/j.ijrobp.2011.02.048

Pósteres Radioterapia / 189

Estimación de la dosis recibida por lesiones móviles

Autores: Javier Martínez Martín¹ ; Ruth Rodríguez Romero² ; Alfredo Montes Uruén² ; Paula Lampreave Acebes¹ ; Nuria Gómez González³ ; Jaime Martínez Ortega² ; Elena Hernando Pérez¹

¹ Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Madrid

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Authors: , ,

Introducción

La irradiación de lesiones móviles sincronizada con su movimiento no siempre es posible, ya sea por limitaciones técnicas y/o del propio patrón descrito. En estos casos, suele adoptarse una estrategia conservadora considerando un volumen de tratamiento que abarque todo el recorrido de la lesión, calculando la distribución de dosis sobre imágenes de Tomografía Computerizada (TC) correspondientes a una posición concreta del tumor.

El objetivo del trabajo consiste en simular la distribución de dosis impartida a un objeto móvil para un patrón de movimiento conocido, calculando la distribución de dosis planificada sobre estudios TC en distintas posiciones del recorrido, y ponderando por la probabilidad de permanencia en cada posición.

Material y Método

Se utilizó el sistema de planificación de Tomoterapia v5.1.3 para diseñar un tratamiento hipofraccionado de pulmón, sobre las imágenes TC de un maniquí QUASAR (Modus) con un inserto móvil de cedro, que contenía una esfera acrílica de 15 mm de radio en su posición central. Se consideró una amplitud de movimiento de 15 mm, generando un volumen de tratamiento igual a la envoltura, con densidad homogénea igual a la de la esfera. El plan de tratamiento se recalculó sobre imágenes TC con la esfera en distintas posiciones (desde -15 a +15 mm, cada 3 mm), sin modificar la densidad de cada estudio.

Se desarrolló un *script* en MATLAB para obtener matrices de dosis correspondientes a cada mm de movimiento interpolando las calculadas por el sistema de planificación, y se ponderaron en función de la probabilidad de cada posición para distintos tipos de patrones respiratorios, proporcionando una estimación de la distribución de dosis en cada caso.

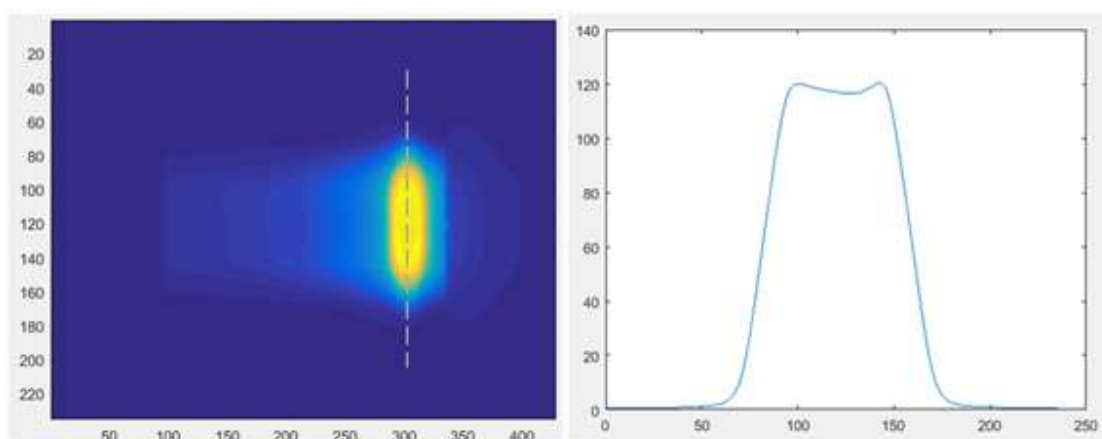


Figure 449: Visualización del plano coronal medio y selección del perfil de dosis en la dirección del movimiento, para un patrón cíclico coseno a la cuarta potencia.

Resultados y Discusión

La figura 2 muestra perfiles de dosis en la dirección del movimiento para distintos ciclos analizados.

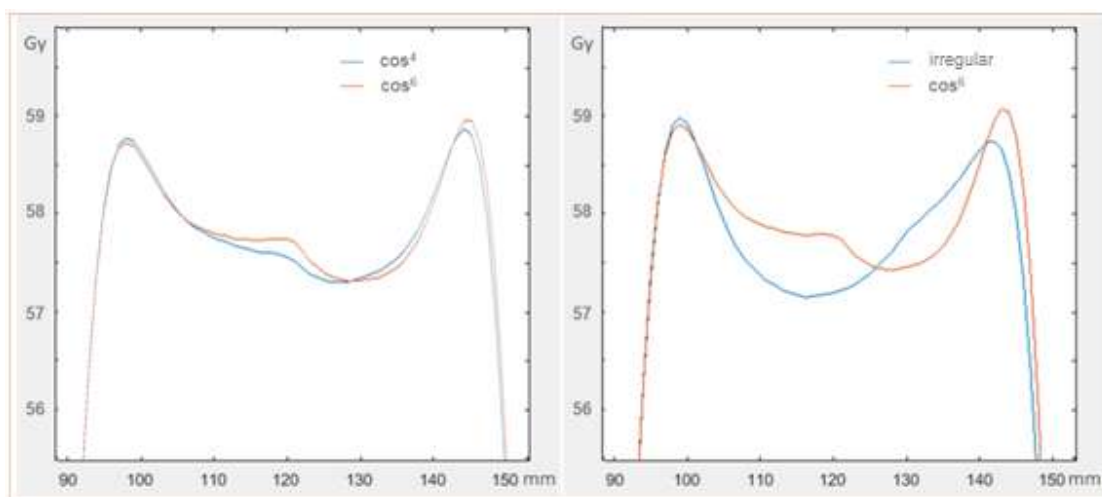


Figure 450: Perfiles de dosis en la dirección del movimiento para las distribuciones de dosis obtenidas para varios patrones respiratorios.

Se observan variaciones de dosis, especialmente en torno a la zona más probable de permanencia de la esfera acrílica dependiendo de cada patrón de movimiento. Esto es consecuencia de calcular el plan obtenido para un volumen homogéneo sobre volúmenes heterogéneos en distintas posiciones. La validación cuantitativa de estos resultados requiere la realización de medidas experimentales para contrastarlos.

La representación gráfica de los perfiles de dosis no presenta el ensanchamiento esperado del efecto de emborronamiento inherente a la irradiación de un objeto en movimiento. Esto se debe a que la aproximación realizada trata el problema como superposición de irradiaciones completas estáticas.

Conclusiones

El desarrollo realizado para estimar la distribución de dosis en localizaciones móviles resulta insuficiente a nivel global, si bien muestra un comportamiento cualitativo acorde a lo esperado para el objeto móvil en sí.

Pósteres Radioterapia / 185**EVALUACIÓN DE LA CÁMARA 3D ORBBEC ASTRA S PARA SU USO EN RADIOTERAPIA GUIADA POR SUPERFICIE**

Autores: Manuel Llorente Manso¹ ; Sandra Vilela Serrano¹

¹ Centro Oncológico MD Anderson

Corresponding Author: manuel.llorente@gmail.com

Introducción:

Varios autores han propuesto el uso de cámaras 3D diseñadas como aparatos electrónicos de consumo en la Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT). Un ejemplo de ello es la cámara Kinect (Microsoft). La cámara que ofrece mejor resolución espacial de la imagen 3D es la Astra S (Orbbec) que obtiene imágenes de 1280x1024 píxeles. Hasta ahora, no hay publicado ningún estudio sobre su aplicación a la radioterapia.

Presentamos una evaluación de sus características para uso en SGRT.

Material y métodos:

La cámara Orbbec Astra S emplea luz estructurada en el rango del infrarojo cercano para obtener imágenes tridimensionales. Sus dimensiones son 165x30x40 mm.

Las imágenes se adquieren con la máxima resolución disponible (1280x1024). El rango de distancia estudiado es entre 60 y 200 cm, que es el esperable en aplicaciones de SGRT.

En concreto, se mide exactitud y estabilidad de la distancia medida, la resolución en los tres ejes en función de la distancia y la distorsión geométrica de la misma.

Se adquieren imágenes de un plano perpendicular a la cámara a distancia variable desde 60 a 200 cm. Analizando esas imágenes, se puede estimar la exactitud de la medida en profundidad y la resolución en los 3 ejes. Adquiriendo imágenes separadas en el tiempo se estudia la estabilidad temporal. Colocando sobre el plano objetos de posición y geometría conocida se puede estimar la distorsión geométrica de la imagen.

Para evaluar la capacidad de la cámara para su uso con pacientes, se adquieren imágenes de un maniquí antropomórfico con desplazamientos en el eje z de hasta 5 cm en pasos de 5 mm. Las imágenes adquiridas se fusionan con un algoritmo iterativo de puntos más cercanos (ICP) implementado en Matlab.

Resultados:

En los primeros 10 minutos de funcionamiento de la cámara se observa una deriva en la medida de la profundidad de hasta 6 mm. Después, la lectura permanece estable.

Se aprecia un error sistemático de la profundidad que es función de la profundidad y ajusta a una recta con pendiente 1.03.

La resolución en los ejes X e Y varía linealmente con la distancia y es de 0.9 mm a 1 m de distancia y 1.9 mm a 2 m. La resolución en el eje z varía exponencialmente y es de 3 mm a 1 m y 12 mm a 2 m. No se aprecia distorsión geométrica en ninguna de las direcciones espaciales.

La Gráfica 1 muestra la relación entre los desplazamientos reales en el maniquí antropomórfico y los calculados por Matlab a partir de las imágenes. La Imagen 1 muestra las nubes de puntos fusionadas. El error máximo en la distancia calculada es de 2 mm.

Discusión:

Las reducidas dimensiones de la cámara estudiada hacen posible colocarla a distancias de aproximadamente 1 m del isocentro de un acelerador lineal convencional. En ese rango de distancias, ofrece prestaciones suficientes para su uso en SGRT.

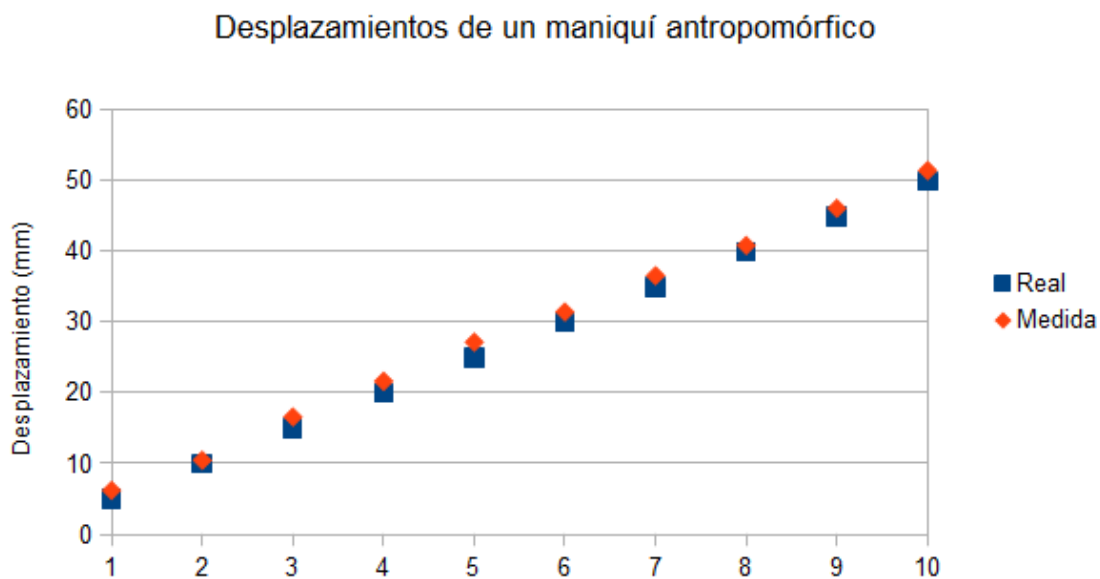


Figure 451: Gráfica 1. Desplazamientos medidos por la cámara junto a los reales

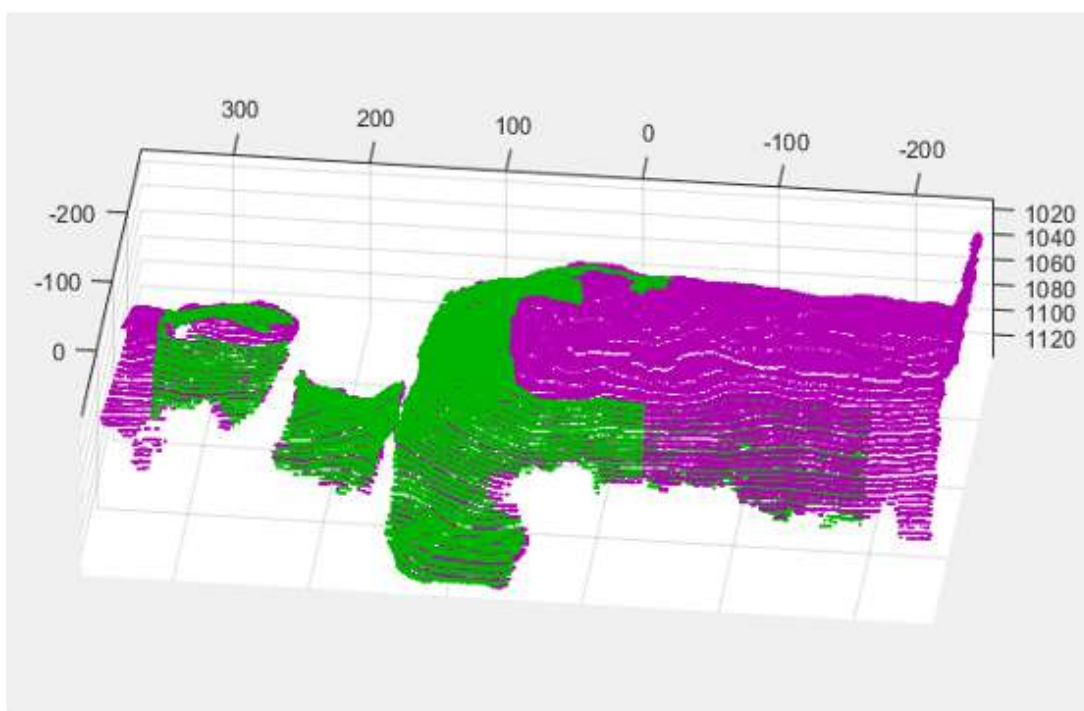


Figure 452: Fusión de dos nubes de puntos adquiridas de un maniquí

Incertidumbre intrafracción en SBRT de hígado

Autores: Juan García Ruiz-Zorrilla¹ ; Miguel Ángel De la Casa De Julián^{None} ; María del Carmen Rubio Rodríguez¹ ; Jaime Marti Asenjo¹ ; Ovidio Hernando Requejo¹ ; Carmen Sanz de la Plaza^{None} ; Paz García de Acilu¹ ; Pedro Fernández Letón¹ ; Daniel Zucca Aparicio² ; Mercedes López González¹ ; Juan María Perez Moreno¹

¹ HM Hospitales

² Hospital Universitario HM Sanchinarro

Corresponding Author: jgruizzorrilla@hmhospitales.com

Introducción

Investigar la frecuencia y la magnitud de la corrección intrafracción necesaria en radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de hígado, así como la incertidumbre intrafracción asociada y su repercusión en el margen de CTV a PTV, utilizando un sistema intrafracción de radioterapia guiado por imagen (IGRT).

Material y métodos

Se estudia el movimiento de tumores en el hígado en 16 pacientes, en un total de 55 sesiones. Los pacientes fueron tratados con SBRT en un acelerador Novalis equipado con el sistema ExacTrac Adaptive Gating®. Este sistema utiliza marcadores externos para monitorizar el ciclo respiratorio y fiduciales internos para localizar el tumor y medir su movimiento. La posición del tumor se mide intermitentemente durante el tratamiento mediante imágenes de rayos x estereoscópicas. Estas imágenes se realizan en una determinada fase del ciclo respiratorio, permitiendo controlar la posible deriva de la posición media del tumor. Por tanto, los desplazamientos acumulados en la posición de la mesa de tratamiento, corresponden a la variación de la posición media del tumor.

Resultados

La variación media de la posición de la mesa de tratamiento durante el tiempo de tratamiento fue 0.2 ± 0.8 mm (media $\pm$ desviación típica), -0.7 ± 2.1 mm, and 2.3 ± 5.3 mm en la dirección lateral (LAT), antero-posterior (AP) y cráneo-caudal (CC), respectivamente. La deriva de la posición media del tumor ocurre predominantemente hacia la dirección posterior y craneal del paciente.

La incidencia (%) de casos en los que ocurre un desplazamiento intrafracción en hígado en función del tiempo de tratamiento se muestra en la siguiente gráfica.

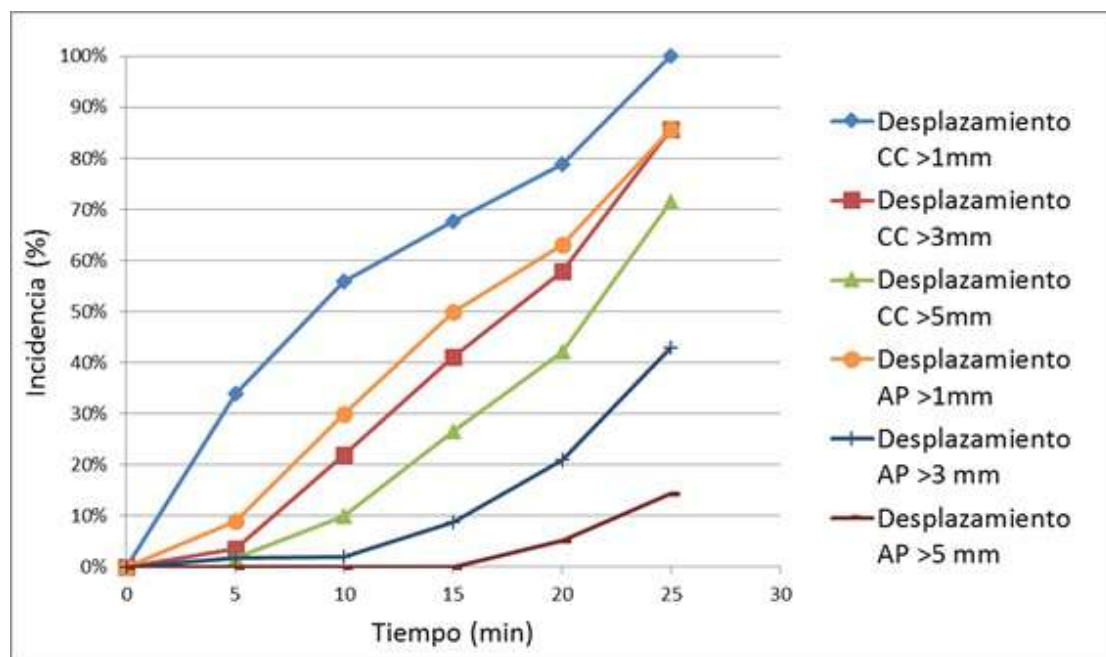


Figure 453: enter image description here

La incertidumbre intrafracción debido a esta deriva de la posición media del tumor en el hígado es:

Dirección	M (mm)	Σ (mm)	σ (mm)
LAT	0.1	0.2	0.4
AP	-0.3	0.6	0.8
CC	1.2	2.2	1.5

M: desviación sistemática poblacional, Σ : dispersión sistemática poblacional,
 σ : dispersión aleatoria poblacional

Figure 454: enter image description here

En tratamientos de SBRT de hígado en ausencia de IGRT intrafracción, la deriva temporal de la posición media del tumor implica aumentar el margen de CTV a PTV hasta 4 mm y 3 mm en la dirección craneal y caudal respectivamente, cuando el resto de incertidumbres son minimizadas. En las direcciones AP y LAT no supondría un aumento de margen.

Discusión

La desviación sistemática poblacional (M) es 1.2 mm, lo que implica que todos los pacientes de media tendrían una desviación media de 1,2 mm hacia cabeza, esto supondría un desplazamiento máximo al final de tratamiento de 2,4 mm en esa dirección. Esta incertidumbre habría que sumarla linealmente en esa dirección, produciendo un margen asimétrico en el hígado.

Debido a la gran dispersión de esta incertidumbre, algunos pacientes no experimentan ningún desplazamiento y otros un gran desplazamiento, convirtiéndose esta incertidumbre en la más importante de todas. Para estos pacientes el margen poblacional sería muy insuficiente.

Conclusiones

La monitorización en tiempo real y las comprobaciones frecuentes del correcto posicionamiento del tumor pueden ser fundamentales para evitar infradosificar el PTV en la dirección CC debido a la deriva temporal observada en tumores en hígado tratados con SBRT.

Pósteres Radioterapia / 633

TRATAMIENTOS DE SBRT ADRENAL EMPLEANDO LA TÉCNICA DE DAMPENING CON EL SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN EX-ACRADLE

Autores: Francisco Clemente Gutiérrez¹ ; Francisco Javier San Miguel Avedillo² ; Pablo Chamorro Serrano² ; Joaquín Navarro Castellón³ ; Marta Domínguez Morcillo³ ; Carmen Ibañez Villoslada³ ; Concepción López Carrizosa³ ; Juan de Dios Saez Garrido³ ; Paula Sáez Bueno³ ; Estefanía Ruiz Alcaide³

¹ Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

² Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

³ Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

Corresponding Author: fclegut@oc.mde.es

1. INTRODUCCIÓN

Las glándulas suprarrenales constituyen un lugar común de metástasis de diferentes tumores primarios. La detección de dichas patologías ha aumentado como consecuencia de una mejora en la calidad de las pruebas diagnósticas y de imagen. El tratamiento tradicional para las metástasis adrenales ha consistido, habitualmente, en alguna de las siguientes alternativas: adrenalectomía, quimioterapia o radiofrecuencia. Los recientes desarrollos de las técnicas de radioterapia externa, específicamente la

irradiación a altas dosis mediante técnicas estereotáxicas extracraneales (SBRT) ha permitido abordar el tratamiento de estas lesiones de forma efectiva. El presente estudio muestra los resultados en el tratamiento de lesiones adrenales desde el punto de vista dosimétrico y de localización del tumor combinando técnicas volumétricas (VMAT) y de compresión diafragmática mediante el dispositivo eXaCradle.

1. MATERIAL Y MÉTODOS

eXaCradle es un Sistema multidampening que permite la combinación de ocho puntos de compresión, lo que posibilita individualizar la acción para cada paciente y localización en tratamientos de SBRT. Se han recopilado datos para cuatro pacientes tratados en localización adrenal, y con tres puntos de compresión: anterior, oblicua anterior y lateral. Para cada uno de ellos, se adquirieron cuatro estudios CT en el proceso de simulación: respiración libre, máxima inspiración y espiración sostenidas y un nuevo estudio CT lento en respiración libre mediante imagen de tomografía cónica (CBCT) en la unidad de tratamiento. Todos los conjuntos de imágenes fueron registrados, generándose un ITV mediante la combinación de los CTVs contorneados en cada estudio. El PTV se definió a partir de la expansión del ITV con un margen de 5 mm. En todos los casos, se prescribieron 37.5 Gy en 5 fracciones. Los tratamientos fueron planificados con Monaco 5.1 (Elekta) y administrados con un acelerador Synergy (Elekta) mediante técnicas volumétricas (VMAT). Durante cada fracción, entre tres y cuatro adquisiciones CBCT fueron realizadas, como técnicas de guiado por imagen (IGRT): pretratamiento (corrección inter-fracción, duplicada si alguna de las correcciones iniciales supera el margen ITV-PTV), durante el tratamiento a mitad de la administración del mismo (corrección intra-fracción) y al finalizar el mismo (evaluación final).

1. RESULTADOS

Los parámetros asociados a la administración del tratamiento (UM, número de segmentos y de arcos), junto con los parámetros dosimétricos (D95(Gy), V107(%) y Dmax(Gy), Dmed(Gy), para volúmenes blanco y órganos de riesgo, respectivamente) y de localización (desviaciones pretratamiento (pret), a mitad de tratamiento (med) y tras el tratamiento (post)) mediante CBCT se encuentran recogidos en la tabla anexa.

1. DISCUSIÓN

Salvo en uno de los casos, donde la cobertura del volumen blanco descendió influenciada por el cumplimiento de los criterios sobre OARs (intestino delgado), los parámetros dosis-volumen cumplieron con las recomendaciones establecidas, tanto en cobertura y homogeneidad en volumen blanco, como en tejido sano. Las desviaciones promedio obtenidas para las correcciones mediante IGRT fueron compatibles con el margen ITV-PTV para dichos tratamientos.

1. CONCLUSIONES

La inmovilización mediante el dispositivo estudiado, junto con la técnica VMAT y la evaluación mediante técnicas de IGRT permitieron administrar los tratamientos de lesiones adrenales de forma segura y efectiva.

Parámetros de administración	Parámetros	Paciente 1		Paciente 2		Paciente 3		Paciente 4	
	UM	2108.3		2011.64		34223.1		1491.18	
	Segmentos	303		324		116		162	
	Nº Arcos	2		2		1		2	
Parámetros dosimétricos	Volúmenes blanco	D95 (Gy)	V107 (%)	D95 (Gy)	V107 (%)	D95 (Gy)	V107 (%)	D95 (Gy)	V107 (%)
	ITV	38.7	11.1	38.6	4.3	33.1	16.4	38	0.94
	PTV	35.6	5	35.6	10	28.1	10.8	38.2	0.45
	OARs	Dmax	Dmed	Dmax	Dmed	Dmax	Dmed	Dmax	Dmed
	Aorta	24.4	7.7	36.2	12.5	42.3	4.9	20.2	6.5
	Cava	38.8	14.5					31.4	16.4
	Riñón afecto	34.7	9	22.1	3.6	41.6	9.3	39	4.5
	Hilio Renal	24.4	5.4	39.5	9.3				
	Hígado	39.5	4.7	11.9	1	34	3.7	41.4	9.9
	Estómago	9.6	3.6	20.4	7.6	32.1	3.2	17.5	5
	Intestino D	1.8	1	32.3	4.2	31.7	1	1.2	0.4
	Intestino G	11.6	2.8	13	5.2	32.4	1.6	5.9	1.2
	Corazón	5.3	0.8			0.8	0.2	1.8	0.4
	Bazo	11.6	4.5			35.1	6.4		
	Médula	10.6	2.4	15.2	4.1	12.2	1.8	12.5	1.8
Parámetros de localización	Xpret (mm)	-3.1 ± 4.1		-2.6 ± 3.1		-1.2 ± 2.1		-1.5 ± 3.1	
	Ypret (mm)	-0.7 ± 4.2		-0.4 ± 1.9		5.7 ± 6.0		-3.1 ± 3.6	
	Zpret (mm)	-1.1 ± 4.1		6.8 ± 1.9		5.8 ± 1.5		1.7 ± 2.0	
	Xmed (mm)	0.0 ± 1.1		0.1 ± 0.4		-2.7 ± 2.7		0.4 ± 1.9	
	Ymed (mm)	0.5 ± 0.7		0.0 ± 0.3		-2.4 ± 6.2		0.1 ± 0.9	
	Zmed (mm)	-0.6 ± 0.6		0.4 ± 0.4		-0.6 ± 3.8		0.0 ± 0.5	
	Xpost (mm)	0.0 ± 0.4		0.5 ± 0.1		-1.8 ± 0.6		0.9 ± 1.4	
	Ypost (mm)	0.1 ± 0.9		0.0 ± 0.4		1.6 ± 0.8		-1.0 ± 1.1	
	Zpost (mm)	-0.2 ± 1.0		0.4 ± 0.4		-0.3 ± 0.5		-0.7 ± 0.2	

Figure 455: Parámetros de tratamiento.

Pósteres Radioterapia / 497

Procedimiento para evaluar rápidamente la necesidad adaptativa de un tratamiento de oncología radioterápica

Autores: Xavier Jordi Juan Senabre¹ ; Juan López-Tarjuelo² ; Noelia de Marco Blancas² ; Juan David Quirós Higuera² ; Jorge Bonaque Alandí² ; María del Carmen Castellet García² ; Carla Manjón García² ; Francisco Javier Ponce Navarro² ; Paula Cayón Flores^{None} ; Agustín Santos Serra²

¹ Consorci Hospitalari Provincial de Castelló

² Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

Corresponding Author: xabyjuan@yahoo.es

Introducción

En nuestra rutina diaria se adquiere una tomografía computarizada volumétrica de kilovoltaje (CBCT) para la colocación de los pacientes antes de su tratamiento de oncología radioterápica de tal forma que hay un registro 3D-3D diario que permite analizar variaciones anatómicas respecto al CT de planificación (CTp). Cuando aparece una alerta que requiere tomar la decisión sobre adaptar, o no, un tratamiento (ART), la decisión debe ser rápida. De esta forma se puede descartar casos en los que la ART es innecesaria y evitar así adquirir un nuevo CTp y el costoso trabajo de la ART.

Material y Métodos

Los pacientes son tratados en dos aceleradores lineales VERSA HD y Synergy-Agility (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia). Se realiza la planificación dosimétrica con RayStation (RaySearch Laboratories AB, Estocolmo, Suecia). Diariamente se adquiere un CBCT y se registra con el CTp para recolocar on-line al paciente.

Para la evaluación rápida de la ART se hace uso del CBCT de la 1ª fracción y de la última disponible. Ambos CBCT se registran rígidamente (RRI) con el CTp, se trasladan las estructuras de interés (volúmenes a tratar y a proteger) y se vuelca el tratamiento radioterápico volumétrico modulado

(VMAT) sobre ambos CBCT. La comparación entre la dosimetría calculada en el CT y los CBCT no es correcta, ya que los estudios son de carácter diferentes; pero sí es útil la comparación dosimétrica entre los dos CBCT (ver fig.).

A este respecto, hay que tener la precaución de que los CBCT estén adquiridos y reconstruidos con el mismo protocolo, así como que se les haya asignado la misma tabla de densidades.

Resultados y Discusión

Nuestro protocolo de IGRT ya advierte de incidencias diarias en los registros de cada paciente. No por ello es necesario realizar una ART en cada caso; pero sí hay que realizar un informe basado en un cálculo. Siguiendo este método con RRI se puede dar una respuesta aproximadamente en una hora, concluyendo si es necesario, o no, realizar una ART.

Con este protocolo se consigue detectar falsos positivos, con lo cual se aligera la carga de trabajo y reducir dosis innecesarias en los pacientes. De un total de 20 peticiones solicitadas al servicio de Radiofísica, fue necesaria la ART en 6 de ellos (30 %).

Conclusiones

El solo uso de la primera y la última fracción disponible de tratamiento permite realizar una evaluación rápida de la necesidad de adaptar tratamientos a lo largo de su curso. Soluciones de este tipo provienen de la experiencia de uso de las herramientas de IGRT y ART. Es imprescindible contar con un protocolo robusto de IGRT para alertar de los casos susceptibles de corrección de forma consistente. Normalmente se impera una respuesta rápida para tomar la decisión y con este protocolo se agiliza el procedimiento.

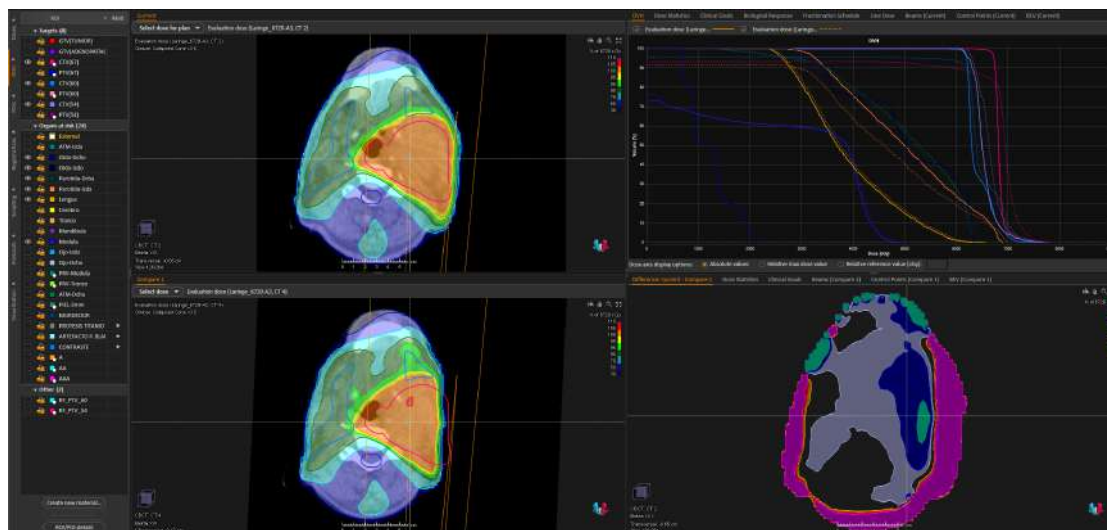


Figure 456: fig.1 Diferencia dosimétrica entre la primera y última fracción administrada, ocasionada por la reducción del CTV y pérdida de peso del paciente

Pósteres Radioterapia / 169

Detección de estructuras en movimiento en estudios pulmonares de MVCT de Tomoterapia

Autores: Paula Lampreave Acebes¹ ; Ruth Rodríguez Romero² ; Alfredo Montes Uruén² ; Javier Martínez Martín¹ ; Patricia Sánchez Rubio² ; Jaime Martínez Ortega² ; Elena Hernando Pérez¹

¹ Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Madrid

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Authors: , rrrromero@gmail.com

Introducción

El posicionamiento del paciente en Tomoterapia se realiza mediante imagen tomográfica computerizada de Megavoltaje (MVCT) obtenida con un TC monocorte helicoidal que adquiere imágenes cada 5 segundos, sin opción de sincronización respiratoria.

El objetivo del trabajo es la delimitación de estructuras a partir de estudios MVCT artefactados por movimiento respiratorio, para la localización de pulmón.

Material y Método

Se utilizó un maniquí QUASAR con un inserto móvil (en dirección cráneo-caudal) de cedro con una esfera acrílica de 15 mm de radio en su interior. Se realizaron adquisiciones de MVCT con el inserto en reposo y describiendo movimientos periódicos (sinusoidales y coseno a la cuarta potencia) para distintos periodos respiratorios T (entre 2 y 10 s) y misma amplitud de movimiento A (15 mm), variando el paso de hélice (4, 8 o 12 mm/vuelta) y la resolución (espaciado entre cortes 2, 4 o 6 mm) del estudio, así como la fase inicial del ciclo en el momento de iniciar la adquisición de imagen (inspiración, media o espiración).

A partir de los ficheros DICOM correspondientes a cada adquisición MVCT, se delimitó la esfera desarrollando un *script* en MATLAB que utiliza el método Otsu de umbralización y calcula el umbral máximo para cada estudio, segmenta de manera semiautomática mediante colocación de semilla y/o generación de máscara, y realiza un procesamiento morfológico y posterior cálculo del volumen.

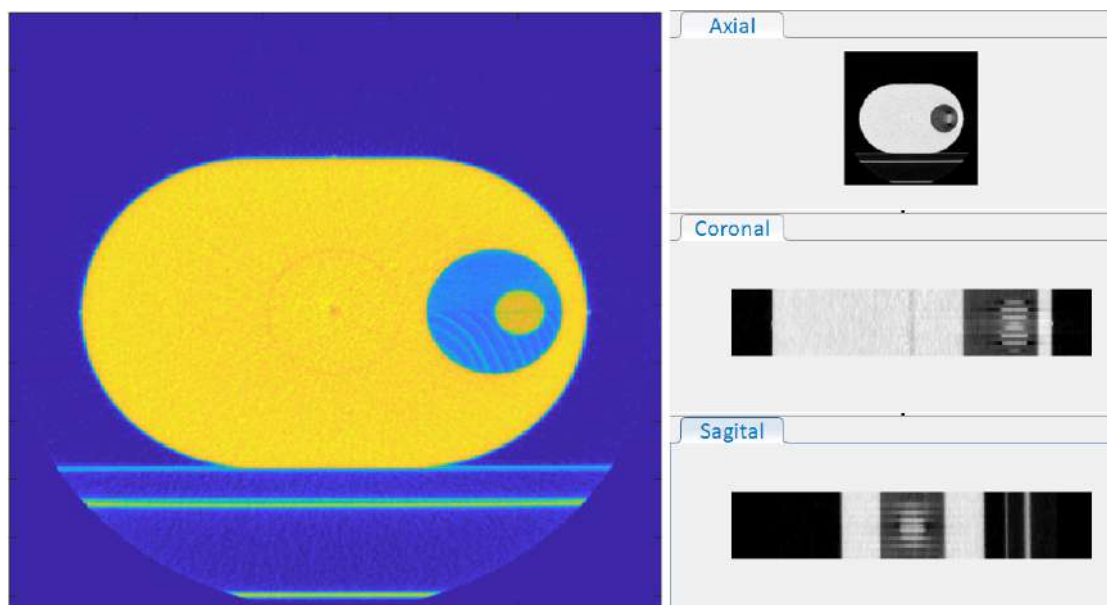


Figure 457: Visualización en MATLAB de un estudio adquirido en movimiento sinusoidal con periodo 10 s.

Resultados

Se observan artefactos de franjas claro-oscuros alternas en dirección cráneo-caudal para las imágenes obtenidas en movimiento con periodo superior o igual al tiempo de adquisición. No obstante, en todos los casos se identifican las posiciones extremas del movimiento de la esfera, correspondientes a la amplitud de movimiento realizado.

Los volúmenes calculados para las adquisiciones en reposo difieren 0.5 cm³ respecto al valor real (14.14 cm³), mientras que los valores obtenidos en movimiento difieren entre -12.8 y -19 cm³, casi la mitad del valor esperado (envolvente 35.34 cm³).

Los resultados obtenidos fueron similares independientemente de la fase respiratoria inicial en la adquisición de la imagen (ver Tabla 1).

			Volumen calculado (cm ³)		
Ciclo respiratorio			Espaciado entre cortes de MVCT		
A (mm)	Patrón	T (s)	2 mm	4 mm	6 mm
15	sen	2	18.1 (0.1)	17.4 (0.0)	16.9 (0.1)
		3	18.7 (0.2)	17.8 (0.2)	17.1 (0.3)
		4	21.8 (0.2)	20.1 (0.5)	18.9 (0.6)
		5	21.7 (0.5)	20.6 (0.3)	19.1 (0.1)
		10	19.9 (0.7)	19.4 (0.4)	19.6 (2.2)
	cos ⁴	2	17.6 (0.2)	16.9 (0.2)	16.4 (0.2)
		4	21.3 (0.3)	19.5 (0.6)	17.8 (1.1)
		6	22.5 (1.5)	19.7 (0.6)	19.5 (1.4)

Figure 458: Valores promedio y desviación estándar del volumen calculado para las adquisiciones iniciadas en fase inspiración, media y espiración.

El volumen calculado aumenta ligeramente con la resolución espacial (menor espaciado entre cortes) y el periodo de respiratorio. Los datos obtenidos para patrones respiratorios cos4 son 0.6 cm³ menores que los correspondientes a ciclos sinusoidales.

Discusión

La metodología seguida permite delimitar contornos de estructuras con artefacto de movimiento, pero subestima el volumen de las mismas. Atendiendo a las reconstrucciones coronales y sagitales de los estudios analizados, la estructura observada se asemeja a dos esferas yuxtapuestas más que a la envolvente teórica. Esto explica en parte el defecto de volumen (28.28 vs 35.34 cm³ de valor esperado), reduciendo las discrepancias a un rango de -5.8 y -11.9 cm³. Otra contribución puede deberse a la dificultad para determinar el valor umbral de la esfera en las adquisiciones en movimiento, en las que el efecto de emborronamiento difumina los contornos reduciendo el contraste entre la esfera y las vetas de la madera de cedro.

Conclusiones

El sistema MVCT de Tomoterapia permite localizar correctamente lesiones pulmonares en movimiento, puesto que se identifican las posiciones extremas del tumor independientemente del periodo respiratorio y aparición de artefactos de movimiento en las imágenes. Sin embargo, el uso de estos estudios para la delimitación exacta del volumen tumoral requiere un procesamiento más complejo del realizado en este trabajo.

Pósteres Radioterapia / 518

Análisis de márgenes ITV-PTV en SBRT de pulmón y su influencia en la cobertura del GTV en cada fracción de tratamiento

Autor: Ana García Pérez^{None}

Co-autores: Cristina Casares Merino¹; Julio Vázquez Rodríguez¹; Antonio Teijeiro¹; Antonio López Medina¹

¹ Hospital do Meixoeiro

Corresponding Author: ana.garcia.perez@sergas.es

Introducción

En la radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de pulmón se imparten dosis de radiación ablativas, por lo que los márgenes deben reducirse lo máximo posible para no comprometer los órganos de riesgo, siempre que se garantice la cobertura de la lesión durante todo el tratamiento. Hacemos un análisis de la dosimetría y la cobertura del GTV en cada fracción en función del margen asignado al ITV para generar el PTV.

Material y métodos

En los tratamientos de SBRT de pulmón se utiliza para el cálculo dosimétrico el CT promedio obtenido de un CT4D. El oncólogo radioterápico contornea el GTV en las 10 fases de la respiración y con la unión de los mismos se delimita el ITV. Se definen tres PTVs distintos asignando un margen simétrico al ITV de 5 mm, 3 mm y 2 mm.

Se prescribe el 100% de la dosis al 95% del volumen del PTV. Las restricciones de dosis en los órganos de riesgo son los establecidos en el TG-101 (Pulmones: D1000cc<13,5Gy D1500cc<12,5Gy. Corazón: D_{máx}<38Gy; V32<15cc. Esófago: D_{máx}<35Gy; V19.5<5cc. Médula: D_{máx}<30Gy; V23<0,35cc; V14.5<1,2cc).

Se calculan tres planes para cada paciente, con el mismo número de arcos y geometría, prescribiendo a los tres PTVs.

Se ha calculado una curva de calibración para el CBCT usando un maniquí de densidad electrónica de CIRS (modelo 062M).

Tras finalizar el tratamiento, el oncólogo radioterápico contornea el GTV en cada uno de los CBCTs adquiridos en cada fracción. Los tres planes calculados se trasladan a los CBCTs haciendo una transformación geométrica basada en el registro hecho en cada sesión del CBCT con el CT. Se recalculan los planes sobre el CBCT y se compara la cobertura del GTV en cada fracción de tratamiento según el margen ITV-PTV.

Resultados

Se han analizado 10 pacientes tratados con SBRT de pulmón. Todos los pacientes han recibido 50Gy en 5 fracciones de 10Gy. Siete pacientes se han tratado con arcoterapia dinámica y tres pacientes con VMAT. En la Tabla 1 se presentan las medias de dosis en GTV en los tres planes calculados sobre el CT y sobre los CBCTs.

	Margen ITV-PTV	5 mm	3 mm	2 mm
V100% (%)	CT	99,98±0,04	99,89±0,19	99,87±0,25
	CBCT	99,4±1,4	96,1±6,9	95,7±7,0
D50% (%)	CT	117,1±6,0	112,3±5,4	112,7±5,3
	CBCT	116,0±3,4	109±19	119±19

Figure 459: Medias de dosis en el GTV calculando sobre CT y CBCTs.

En la Tabla 2 se presentan las medias de dosis recibidas en órganos de riesgo para los planes calculados sobre el PTV de 5 mm y 3 mm, y la media de las diferencias relativas entre ambos planes.

	Margen ITV-PTV	5 mm	3 mm	Diferencia relativa (%)
Pulmones	D1000cc (Gy)	2,2±1,6	1,8±1,3	19
	D1500cc (Gy)	1,01±0,82	0,69±0,58	25
Esófago	V19,5 (cc)	1,0±1,2	0,55±0,77	30
	D _{máx} (Gy)	22±10	18,2±9,5	12
Corazón	V32 (cc)	0,0±0,0	0,0±0,0	0
	D _{máx} (Gy)	6,4±9,1	7±10	12
Médula	V23 (cc)	0,28±0,88	0,22±0,62	5
	V14,5 (cc)	1,1±2,0	0,5±1,4	23
	D _{máx} (Gy)	14,8±8,9	12,4±8,5	10

Figure 460: Medias de dosis en órganos de riesgo.

Discusión

Se deben evaluar en cada hospital los márgenes para estos tratamientos considerando los sistemas de inmovilización y tratamiento utilizados. En nuestro hospital consideramos óptimo el uso de 5 mm de margen, siendo posible reducirlos con otros sistemas de inmovilización o con el uso de *gating* y *tracking*.

Conclusiones

La definición del PTV asignando un margen de 5 mm al ITV en los tratamientos de SBRT permite cumplir con las restricciones de dosis en órganos de riesgo en los pacientes analizados y asegura una buena cobertura del GTV en todas las sesiones de tratamiento.

Pósteres Radioterapia / 347**Cuantificación del efecto interplay en cáncer de pulmón.**

Autor: Carlos Huesa Berral¹

Co-autores: Juan Diego Azcona²; Marta Moreno Jiménez³; Javier Burguete⁴

¹ *Departamento de Física y Matemática Aplicada de la Universidad de Navarra. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra.*

² *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra*

³ *Departamento de Oncología Radioterápica. Clínica Universidad de Navarra.*

⁴ *Departamento de Física y Matemática Aplicada. Universidad de Navarra.*

Corresponding Author: chuesa.1@alumni.unav.es

INTRODUCCIÓN

Las incertidumbres dosimétricas que podemos apreciar en cáncer de pulmón se deben, en gran medida, al movimiento y a la deformación del tumor inducido por la respiración. En tratamientos dinámicos como IMRT y VMAT, puede ocurrir que el movimiento simultáneo del tumor y del campo de radiación generen un “interplay” entre el tumor y las multiláminas del colimador que definen dicho campo. Por tanto, este efecto puede causar variaciones en la dosimetría que pueden ser relevantes clínicamente y que son complejas de cuantificar, ya que dependen de parámetros específicos relativos al paciente y al acelerador lineal.

El objetivo de este trabajo ha sido desarrollar un método que cuantifica las incertidumbres dosimétricas que pueden producirse como consecuencia del efecto interplay.

MATERIAL Y MÉTODOS

Cinco pacientes que se trataron con IMRT fueron analizados de manera retrospectiva. Cada punto de control del tratamiento fue sincronizado con sus correspondientes fases del ciclo respiratorio. Esta sincronización se realizó con los puntos de control que produjeron su máximo y mínimo efecto sobre el tumor. De esta manera, en cada fase del ciclo respiratorio, se obtuvieron dos matrices de dosis, una máxima y otra mínima, que fueron acumuladas en la fase de referencia utilizando registro deformable de imágenes. Así, una matriz de dosis máxima y mínima fueron calculadas para evaluar la cobertura tumoral.

RESULTADOS

Los indicadores dosimétricos $\overline{D}$, D_{95} y $D_{0.3cc}$ fueron calculados en las matrices de dosis máxima y mínima; en la dosis de planificación y en la dosis acumulada sin tener en cuenta el efecto interplay. A partir de ellos, se calcularon las incertidumbres dosimétricas generadas en la dosis de planificación y en la dosis acumulada sin interplay. Además, se realizó un estudio de la dependencia de las incertidumbres dosimétricas con la frecuencia de respiración y con el tamaño del campo de radiación.

DISCUSIÓN

El efecto interplay en la cobertura tumoral del GTV fue despreciable, con unas incertidumbres dosimétricas irrelevantes en la dosis de planificación y en la dosis acumulada sin interplay. Sin embargo, el PTV se mostró muy sensible al efecto interplay: se observaron incertidumbres dosimétricas significativas en la dosis de planificación, que disminuyeron considerablemente al ser calculadas en la dosis acumulada sin interplay. Esta infradosificación que sufre el PTV nos hace plantear la necesidad de construir un nuevo volumen de evaluación en la planificación del tratamiento, con el fin de detectar cuando las diferencias dosimétricas en PTV debidas al efecto interplay son clínicamente relevantes.

Además, este estudio reafirma dos aspectos clínicamente relevantes: (1) largos períodos en el ciclo respiratorio de un paciente pueden generar incertidumbres dosimétricas relevantes y (2) pequeños campos de radiación pueden aumentar las desviaciones dosimétricas en el tumor.

CONCLUSIÓN

Se ha diseñado un método que cuantifica las incertidumbres dosimétricas causadas por el efecto interplay. Dicho método puede entenderse como un paso intermedio en el flujo de trabajo en radioterapia, ya que se podría obtener una estimación de las incertidumbres dosimétricas una vez terminada la planificación del tratamiento.

Pósteres Radioterapia / 490

Variabilidad de la amplitud respiratoria en tratamientos de SBRT

Autores: Juan García Ruiz-Zorrilla¹ ; Miguel Ángel De la Casa De Julián^{None} ; María del Carmen Rubio Rodríguez¹ ; Jaime Martí Asenjo¹ ; Ovidio Hernando Requejo¹ ; Carmen Sanz de la Plaza^{None} ; Paz García de Acilu¹ ; Pedro Fernández Letón¹ ; Daniel Zucca Aparicio² ; Juan María Pérez Moreno¹ ; Raquel Ciérvide Jurio¹ ; Jeannette Valero Albarrán¹

¹ HM Hospitales

² Hospital Universitario HM Sanchinarro

Corresponding Author: jgruizzorrilla@hmhospitales.com

Introducción

Cuantificar la amplitud respiratoria en tratamientos de SBRT para hígado, pulmón, páncreas y mama. Así como la variabilidad de la amplitud de un paciente a lo largo de una sesión de tratamiento (intrafracción), variabilidad entre sesiones de tratamiento (interfracción) de un mismo paciente y la variabilidad de la amplitud media entre distintos pacientes.

Material y método

Se estudia el movimiento respiratorio en tumores en hígado (55 sesiones de tratamiento, 15000 ciclos respiratorios), pulmón lóbulo superior (41 sesiones, 14000 ciclos), páncreas (76 sesiones, 34000 ciclos) y mama (70 sesiones, 14000 ciclos). Todos los pacientes fueron tratados con SBRT en un acelerador Novalis equipado con el sistema ExacTrac Adaptive Gating®. Este sistema utiliza marcadores externos para monitorizar el ciclo respiratorio y fiduciales internos para localizar el tumor y medir su movimiento.

La amplitud del movimiento respiratorio del tumor fue analizada a través de una regresión lineal entre el movimiento de los marcadores externos y el fiducial interno (como estructura subrogada al tumor).

Para cuantificar la variabilidad de la amplitud a lo largo de una sesión de tratamiento (variabilidad intrafracción) de cada localización, se utiliza la media cuadrática de las desviaciones típicas de la amplitud de cada sesión de tratamiento. La variabilidad entre sesiones de un mismo paciente (variabilidad interfracción) se cuantifica como la media cuadrática de las desviaciones típicas de las amplitudes medias de cada sesión de tratamiento. La variabilidad interpaciente se cuantifica como la desviación típica de las amplitudes medias de cada paciente.

Resultados

En la siguiente tabla se muestra el valor medio de la amplitud respiratoria para cada localización, en

la dirección lateral (LAT), antero-posterior (AP) y supero-inferior (SI).

	Amplitud		
	LAT (mm)	AP (mm)	SI (mm)
Hígado	1.6	4.0	9.7
Páncreas	2.1	2.6	7.7
Pulmón	1.7	2.0	3.9
Mama	1,1	1.7	1,5

Figure 461: enter image description here

En la siguiente tabla se presentan los distintos tipos de variabilidad de la amplitud respiratoria para cada localización.

	Variabilidad de la Amplitud (mm)								
	Intrafracción			[interpaciente]			{interfracción}		
	LAT			AP			SI		
Hígado	1,3	[0,9]	{1,0}	2,5	[1,6]	{1,9}	5,1	[3,2]	{2,7}
Páncreas	1,4	[1,1]	{1,4}	2,3	[1,1]	{2,2}	4,6	[2,7]	{2,5}
Pulmón	2,1	[1,1]	{1,6}	1,8	[1,3]	{1,5}	3,7	[2,1]	{1,5}
Mama	0,7	[0,3]	{1,0}	1,0	[0,6]	{1,1}	0,9	[0,5]	{1,3}

Figure 462: enter image description here

Discusión

En hígado, páncreas y pulmón la dirección de mayor amplitud es la dirección SI ($p<0.001$). La amplitud en la dirección AP es mayor que en LAT en hígado, páncreas y pulmón, siendo significativo en hígado ($p<0.001$).

Si se compara la amplitud entre diferentes localizaciones anatómicas, el orden de mayor a menor amplitud en las direcciones SI y AP es: hígado>páncreas>pulmón>mama. Existiendo diferencia significativa ($p<0.001$) en la dirección SI.

En hígado, páncreas y pulmón en la dirección de mayor amplitud (SI), la variabilidad intrafracción es mayor de forma estadísticamente significativa ($p<0.05$) que la variabilidad interfracción e interpaciente. Por otro lado la variabilidad interpaciente es mayor que la interfracción pero sin ser muy significativo.

Conclusiones

La amplitud respiratoria en la dirección SI en abdomen (hígado y páncreas) es mayor que la amplitud en el lóbulo superior del pulmón. En cambio la amplitud respiratoria en mama es pequeña y menor en todas las direcciones que el resto de localizaciones.

En hígado, páncreas y pulmón en la dirección SI la variabilidad de la amplitud dentro de una sesión de tratamiento es mayor que la variabilidad entre sesiones de tratamiento y mayor que la variabilidad entre amplitudes medias de distintos pacientes.

Pósteres Radioterapia / 608**Repercusión de movimientos longitudinales no cíclicos en SBRT vertebral con Tomoterapia.**

Autores: Ruth Rodríguez Romero¹ ; Patricia Sánchez Rubio¹ ; Alfredo Montes Uruén¹ ; Mónica Hernández Hernández² ; Christopher Padilla Vaz³ ; María Ángeles Arroyo de la Cruz⁴ ; Nuria Gómez González¹ ; María Pinto Monedero¹ ; Jaime Martínez Ortega¹ ; Juan Carlos Medrano González de Prado⁵

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

³ Hospital Puerta de Hierro Majadahonda

⁴ Hospital Universitario Puerta de Hierro

⁵ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: rrromero@gmail.com

Introducción

La unidad de Tomoterapia no permite la adquisición de imágenes tomográficas de megavoltaje del paciente durante su tratamiento, ya que requiere menor energía y periodo de rotación que los propios del tratamiento. Aunque recientemente se ha diseñado un nuevo modelo que incorpora sistemas de imagen extras para posibilitar el control intrafracción, esta opción no está disponible en la mayoría de los centros, con la incertidumbre que ello conlleva, especialmente en tratamientos de estereotaxia extracraneal (SBRT) administrados en una única sesión.

El objetivo del trabajo es determinar la influencia de movimientos longitudinales de pacientes de SBRT vertebral en Tomoterapia, dada la geometría helicoidal de la irradiación.

Material y método

Se calcularon dos distribuciones dosimétricas con el sistema de planificación de Tomoterapia, sobre un estudio TC del detector MatriXX en el que se delimitaron los volúmenes de una vértebra y canal medular, simulando un paciente en prono (ver Figura 1) para poder medir planos coronales correspondiente a la vértebra y protección medular mediante películas radiocrómicas EBT3.

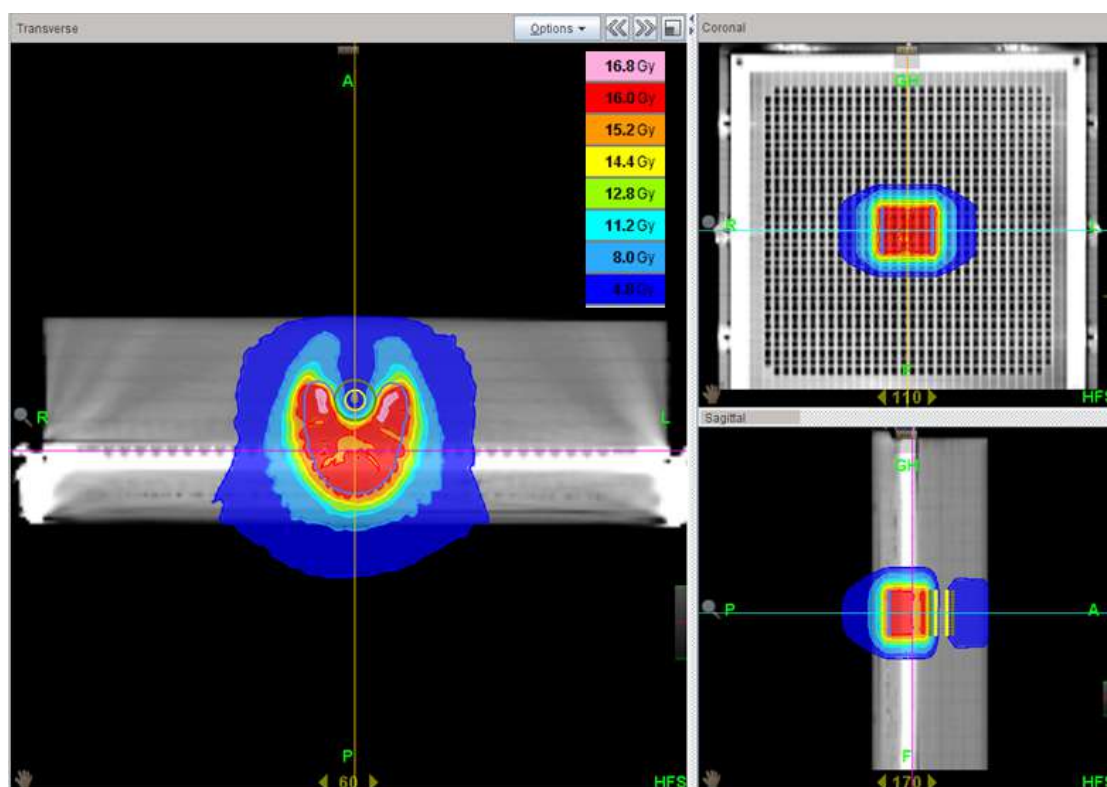


Figure 463: Montaje experimental utilizado.

Los tratamientos fueron diseñados para impartir 16 Gy en dos sesiones consecutivas, permitiendo así adquirir imagen intrafracción, siguiendo el protocolo establecido en el centro. Además de los parámetros de planificación habituales para este tipo de tratamiento (apertura de mordaza de 2.5 cm, factor de modulación menor que 2, y paso de hélice 0.066) se utilizó un paso de hélice de 0.287, propio de fraccionamientos convencionales, para evaluar su posible influencia.

Se simularon desplazamientos longitudinales de 1 y 2 mm en sentido craneal y caudal, interrumpiendo los tratamientos tras impartir la mitad del mismo, y reanudándolos a partir de la posición longitudinal de mesa modificada a tal efecto. Asimismo, se realizaron las irradiaciones completas en cada caso.

Las películas se procesaron con un escáner Epson 10000XL y un programa de desarrollo propio, utilizando el canal verde para obtener la dosis. Se analizaron los correspondientes perfiles longitudinales.

Resultados y Discusión

Los perfiles longitudinales muestran un aumento o disminución de su extensión acorde a la cuantía y sentido del desplazamiento realizado (craneal o caudal, respectivamente). Además, presentan incremento o reducción de la dosis curvando los perfiles de forma convexa o cóncava dependiendo del sentido del movimiento (caudal o craneal, respectivamente), registrándose variaciones del orden del 10% en ambos casos.



Figure 464: Perfiles de dosis longitudinales medidas con película radiocrómica.

Las mayores variaciones de dosis se obtuvieron para los desplazamientos y paso de hélice máximos analizados, siendo menor su efecto en la protección medular con incrementos inferiores a 12 cGy y reducciones de hasta 48 cGy.

Las medidas realizadas con MatriXX concuerdan con las obtenidas mediante película en la extensión cráneo-caudal y forma aproximada del perfil, si bien discrepa en la magnitud de las variaciones requiriendo escalado diferentes en cada caso.

Conclusiones

Desplazamientos longitudinales del orden de milímetros implica variaciones de dosis del orden de 10% en el PTV e incrementos menores del 5% en médula. Por ello debe realizarse control intra-fracción que garantice el correcto posicionamiento en tratamientos de SBRT vertebral con Tomoterapia.

Pósteres Radioterapia / 230

OPTIMIZACIÓN DEL POSICIONAMIENTO PRONO EN EL CARCINOMA DE MAMA

Autores: David Hernández González¹; Cristina Ansón Marcos²; Maria Roch Gonzalez³; PAULA GARCÍA CASTAÑÓN⁴; Alberto Viñals⁵; Sara Martín Juárez⁶; Aránzazu Valiente González⁶; Maria Sol Talaya Alarcón⁶; María Teresa Murillo González⁶; Pablo Castro Tejero²

¹ H.U.LA PRINCESA

² Hospital Universitario de La Princesa

³ Hospital Universitario de la Princesa

⁴ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA

⁵ H.U. la Princesa

⁶ H.U.La Princesa

Corresponding Author: carreras53@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

La supervivencia a 5 años en pacientes con cáncer de mama ha aumentado considerablemente en los últimos años, llegando hasta el 82,8% en nuestro país, por encima de la media europea. Esto se debe no sólo a la detección precoz, sino a la mejora en los tratamientos. Existen numerosos estudios para intentar disminuir los efectos adversos del tratamiento de radioterapia en los carcinomas de mama, la mayoría centrados en el cambio de fraccionamiento. Sin embargo, existen otras posibilidades como es el cambio de posicionamiento, de decúbito supino a decúbito prono, que permite separar el tejido glandular de la pared costal, disminuyendo los efectos secundarios en los órganos críticos en estos tratamientos.

Este estudio analiza la influencia del posicionamiento prono en los tratamientos de carcinoma de mama y el posterior seguimiento clínico de las pacientes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han analizado un total de 405 imágenes de pacientes situadas en posición prono. Todas las pacientes fueron tratadas según esquema hipofraccionado, con 15 sesiones a 2,67 Gy/sesión en todo el volumen a irradiar, y boost concomitante a 0,3 Gy/sesión sobre la región de tumorectomía, hasta alcanzar una dosis total de 45 Gy.

Se establecieron dos protocolos de tratamiento diferentes en cuanto a posicionamiento.

En el protocolo 1 (Prot1) se colocan 5 marcas de referencia, situando tres a lo largo de la columna dorsal en línea media y dos en los laterales, que permiten alinear con la marca central de la línea media. En el protocolo 2 (Prot2) se colocan dos marcas laterales, análogas a las de Prot1, y tres marcas posteriores, desplazadas lateralmente en la zona escapular (a 5-7 cm desde la columna) en línea media de la mama a tratar. Se coloca una marca radiopaca en la mama afecta, en la mitad superior hacia pared costal, que ayudará a localizar el isocentro de tratamiento (Figura1).

En el Prot2, la colocación de la cabeza de la paciente es hacia la mama afecta para conseguir una incidencia del haz más óptima.

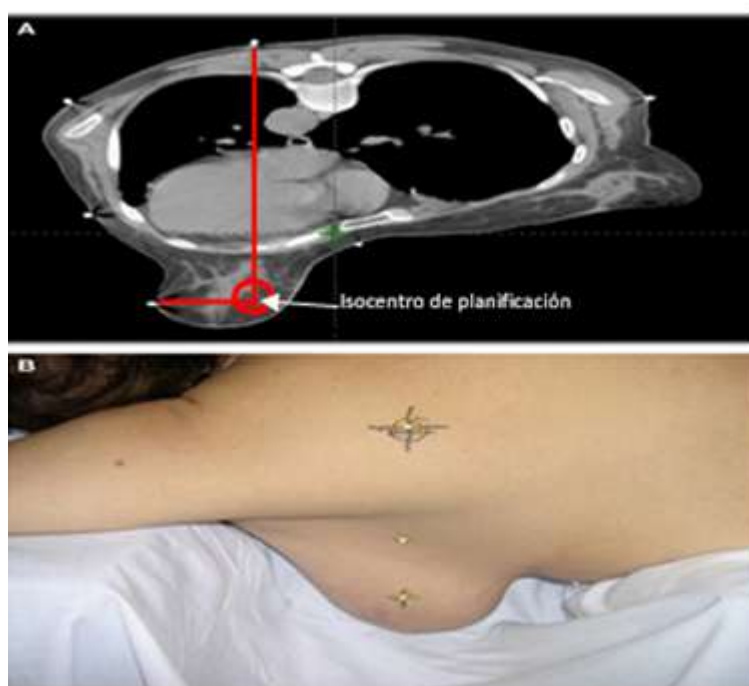


Figura 1. Colocación de las marcas de referencia en el protocolo 2.

Figure 465: enter image description here

Adicionalmente, se ha analizado la influencia de ambos protocolos en el control de la enfermedad mediante el seguimiento clínico de 54 pacientes (28 mama derecha y 26 mama izquierda).

RESULTADOS

De las 405 imágenes analizadas, las pacientes tratadas en prono con el Prot2 reflejan una disminución del error sistemático con respecto al Prot1, de 0,14 cm en la componente vertical, 0,05 cm en la componente longitudinal y 0,15 cm en la componente lateral (Tabla1). Los errores aleatorios también se ven reducidos, y consecuentemente los márgenes también disminuyen en 0,42 cm en la componente vertical, 0,18 cm en la componente longitudinal y 0,41 cm en la componente lateral respecto al Prot1.

	Vertical (cm)			Longitudinal (cm)			Lateral (cm)		
	Prot1	Prot2	Diferencia	Prot1	Prot2	Diferencia	Prot1	Prot2	Diferencia
Σ	0,398	0,259	-0,139	0,351	0,309	-0,042	0,346	0,195	-0,151
σ	0,322	0,226	-0,096	0,448	0,347	-0,101	0,183	0,140	-0,042
Margen	1,220	0,804	-0,416	1,192	1,015	-0,177	0,993	0,585	-0,408

Tabla 1. Error sistemático, error aleatorio y márgenes Van Herk de las diferentes componentes del protocolo 1 y del protocolo 2.

Figure 466: enter image description here

En el seguimiento clínico, de las 54 pacientes analizadas, el 15% de las pacientes no sufrieron ningún efecto adverso significativo, con excelente tolerancia al tratamiento. La única toxicidad aguda objetivada fue dermatitis en diferentes grados, siendo casi el 50 % de grado 1, y no observando ninguna superior a grado 3. La toxicidad fue muy similar entre ambas lateralidades (mama derecha y mama izquierda) e independiente del protocolo.

Todas las pacientes mantienen control tumoral sin signos de progresión local o a distancia.

CONCLUSIONES

La reproducibilidad en el posicionamiento de las pacientes es fundamental en los tratamientos radioterápicos. El Prot2 permite reducir los errores de posicionamiento sistemático y aleatorio de forma significativa, mejorando la reproducibilidad de los tratamientos.

Estudios prospectivos con mayor tiempo de seguimiento, podrán verificar que el Prot2 es una medida útil, que disminuye de forma significativa los efectos adversos del tratamiento, sin comprometer el control tumoral.

Pósteres Radioterapia / 306

EFICACIA DEL SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN DE SBRT DE PULMÓN USANDO EN EL H.U 12 DE OCTUBRE

Autor: Marta Manzano Rodríguez¹

Co-autores: Ángel Gaitán Simón¹ ; Mario Leonor Yuste¹ ; Eduardo Cabello Murillo¹ ; Raúl Díaz Fuentes¹ ; Gustavo Pozo Rodríguez¹ ; Ana Milanés Gaillet¹ ; Alejandro Ferrando Sánchez¹

¹ Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H.U. 12 de Octubre

Corresponding Author: martamanzano.91@gmail.com

INTRODUCCIÓN

En el Hospital 12 de Octubre se realizan tratamientos de radioterapia estereotáxica guiada (SBRT) de pulmón. Las altas dosis involucradas requieren gran exactitud y precisión en su administración. En este trabajo se hace un estudio retrospectivo del movimiento interfacción de pacientes tratados entre marzo de 2016 y diciembre de 2018 y se evalúa la eficacia del sistema de inmovilización y del sistema de imagen para corregir este movimiento.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se trataron 49 pacientes en el acelerador *CLINAC®IX* (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) con dosis de hasta 54 Gy en 3-8 sesiones en días alternos. En la simulación se siguió el movimiento respiratorio del paciente con un TC-4D (*Philips Brilliance Big Bore* de 16 cortes) en respiración libre, minimizándose este movimiento mediante compresión abdominal (puente tipo 1B Ref. MTSBRT039 y plato respiratorio Ref. MTSBRT003 de *CIVCO® Medical Solutions, Body Pro-Lok™*). Para inmovilizar a los pacientes se usó un colchón de vacío de 75 cm x 100cm, de 28 litros, acabado en nylon y con indexación (Ref. MTVLPLV01FC, *Vac-Lok™ Cushions, CIVCO® Medical Solutions*).

Se posicionó a los pacientes corrigiendo “online” con CBCT de kV diario. Se realizó un CBCT pretratamiento y se movió la mesa de tratamiento para que, comparando con el TC-4D Untagg, el tumor quedase dentro del ITV contorneado. Cuando $CBCT-TC4D < 3mm$ en todas las direcciones se trató al paciente. En caso contrario se reposicionó y se repitió el CBCT pretratamiento hasta conseguir reducir el movimiento interfacción para estar dentro de tolerancias.

Se analiza el porcentaje de pacientes reposicionados y el número de veces que fue necesario recolocar al paciente.

Se cuantifica el movimiento interfacción (313 datos) a partir de:

$$\Delta_{inter} = (x,y,z)_{CBCT\{Sesión\ i\}} - (x,y,z)_{CBCT\{Sesión\ n\}}$$

con $i=1,2,3,...n$, siendo n el n^o total de sesiones.

En el movimiento interfacción hay errores sistemáticos (Σ) y aleatorios (σ) asociados, que se calculan como:

$$\Sigma_{Inter,n} = SD(\overline{\Delta_{Inter}}_n)$$

$$\sigma_{Inter,n} = RMS(SD_{inter,n})$$

con SD la desviación típica, RMS la raíz cuadrática media y n el paciente n -ésimo.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Con el sistema de guiado utilizado se reposicionó a los pacientes en un 70,1 % de los casos (1 vez el 64,8%, 2 veces el 4,7%, 3 veces el 0,4% y 4 veces el 0,4%). Por tanto el sistema de CBCT diario con correcciones “online” permite detectar errores de posicionamiento y reducirlos, situándonos en tolerancia para realizar tratamientos de SBRT de pulmón con exactitud.

En la tabla 1 se muestran los resultados obtenidos de los errores sistemáticos y aleatorios debido al movimiento interfacción en las direcciones anteroposterior, cráneo-caudal, derecha-izquierda y rotacional:

ERROR (cm)	AP. Sist.	AP. Al.	CC. Sist.	CC. Al.	DI. Sist.	DI. Al.	Rot. Sist.	Rot. Al.
Mov.Interfacción	0.199	0.159	0.185	0.166	0.166	0.137	0.013	0.005

Figure 467: Tabla 1.

CONCLUSIONES

El sistema de TC-4D de simulación y el CBCT de kV pre-tratamiento han posibilitado detectar errores de posicionamiento interfacción y corregirlos diariamente. Por otra parte, los sistemas de inmovilización de colchón de vacío y compresión abdominal de *CIVCO® Medical Solutions* han permitido tener un error sistemático tolerable del movimiento interfacción.

Se concluye que los sistemas de inmovilización y posicionamiento utilizados en los tratamientos de SBRT de pulmón en el H.U 12 de Octubre son eficaces para minimizar el movimiento interfacción.

Pósteres Radioterapia / 614**Comparación de la precisión del posicionamiento para SBRT pulmonar usando dos sistemas de inmovilización diferentes**

Autores: JOSE MARIA PENEDO COBOS¹ ; Javier Luna Tirado¹ ; Maria Angeles Garcia Castejón¹ ; Magnolia Rincón Pérez¹ ; Sylvia Gomez Tejedor¹ ; Miguel Alarcia Noci¹ ; Jesús Olivera Vegas¹ ; Escarlata Lopez Ramirez¹

¹ Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz

Corresponding Authors: jmpenedo@fjd.es,

INTRODUCCIÓN:

En la técnica SBRT es fundamental el correcto posicionamiento e inmovilización del paciente, debido a que se administran dosis elevadas en pocas sesiones de tratamiento. El objeto de este trabajo es determinar la exactitud del posicionamiento y la estabilidad de los movimientos intrafracción de pacientes con cáncer de pulmón tratados con SBRT usando 2 sistemas de inmovilización diferentes; así como calcular el margen del Internal Target Volume (ITV) en ambos casos teniendo en cuenta los errores de posicionamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS:

19 pacientes con un único tumor periférico de pulmón, fueron incluidos en este estudio. Se usaron dos sistemas de inmovilización diferentes: 9 pacientes fueron inmovilizados usando el sistema WINSTEP de Elekta (sistema1) y 10 pacientes usando el sistema Qfix Arm Shuttle con la bolsa de vacío Vac-Qfix (sistema2). Para cada paciente se adquirió un 4D-CT en un escáner Philips Brilliance Big Bore.

En total, 35 sesiones fueron administradas en el sistema1 y 32 en el sistema2. Se usaron dos esquemas de fraccionamiento: 3 sesiones de 18 Gy y 5 sesiones de 10 Gy. Para cada sesión se adquirieron tres 4D-Cone Beam CT (4D-CBCT): antes del tratamiento para medir y corregir la posición media del tumor (set-up inicial), después de la corrección para validar la corrección aplicada y después del tratamiento para estimar la estabilidad intrafracción.

Estos escáneres fueron fusionados con el CT de localización en el software XVI de Elekta. Se registraron los valores de los desplazamientos para determinar los errores de posicionamiento sistemáticos (Σ) y aleatorios (σ), para el set-up inicial, para después de la corrección y para después del tratamiento en las direcciones lateral (X), craneocaudal (Y) y anteroposterior (Z). Además se calculó el margen del ITV (M) para después de la corrección y después del tratamiento, usando la fórmula de Van Herk: $M=2.5\Sigma + 0.7\sigma$

Finalmente, se combinaron los desplazamientos medios post-tratamiento, en las tres direcciones ortogonales, en un vector desplazamiento $V=(\text{valor medio} \pm \text{desviación estadística})$ para los 2 sistemas estudiados.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN:

En la Tabla I se muestran los resultados obtenidos para los errores de posicionamiento, la estabilidad intrafracción y los márgenes del ITV para las tres direcciones ortogonales.

Tabla I. Sumario de los errores de posicionamiento y márgenes del ITV

Sistema de inmovilización	Direcciones	4D-CBCT set-up inicial (mm)		4D-CBCT después de la corrección (mm)			4D-CBCT después del tratamiento (mm)		
		Σ	σ	Σ	σ	M	Σ	σ	M
WingSTEP	X	2.1	2.2	0.7	1.0	2.5	1.1	1.5	3.8
	Y	5.4	3.6	1.3	1.2	4.0	1.5	1.4	4.6
	Z	2.6	2.7	0.3	0.8	1.4	1.0	1.2	3.3
Vac-Qfix	X	3.4	2.9	---	---	---	0.8	0.8	2.5
	Y	3.9	2.0	---	---	---	1.0	0.7	3.0
	Z	2.3	3.8	---	---	---	1.0	0.7	3.0

Figure 468: TablaI

Para el sistema1 se obtuvo $V=1.3 \pm 2.9$ mm y para el sistema2 $V=1.1 \pm 2.1$ mm. Hubo una diferencia significativa ($p<0.05$) entre los valores obtenidos para V en ambos sistemas, esto era lo esperado ya que en el sistema2 los movimientos intrafracción del paciente son menores debido al colchón de vacío.

Los márgenes calculados no tienen en cuenta las incertidumbres en la delineación del target y movimientos internos de órganos y es consistente con el margen que se aplica en nuestro servicio de 7 mm en todas direcciones.

CONCLUSIONES:

Los pacientes tratados con SBRT están bien inmovilizados en ambos sistemas estudiados. Por tanto esta técnica puede ser administrada con seguridad usando 4D-CBCT.

Los márgenes del ITV son menores y la estabilidad intrafracción mejora usando el sistema de inmovilización Vac-Qfix comparado con el sistema WingSTEP.

El sistema Vac-Qfix se recomienda en pacientes con determinadas condiciones clínicas.

Pósteres Radioterapia / 539

VARIACIÓN DEL VOLUMEN DE LAS GLÁNDULAS PARÓTIDAS DURANTE LA RADIOTERAPIA

Autores: José Fernando Pérez Azorín¹ ; Luis Isaac Ramos García² ; Agustín Valgoma Solanas³ ; Ariane Montejo Arteche³ ; Nicolás Ferreiros Vázquez⁴ ; Itziar Trueba Garayo⁵ ; Jose Javier Celeiro González⁶ ; Manuel Fernández Montes³ ; Enrique Marqués Fragueta⁴ ; Alba González López⁷ ; Olga del Hoyo Álvarez⁷ ; Jon Cacicedo Fernández de Bobadilla⁷

¹ Unidad de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Universitario de Cruces, Barakaldo, Bizkaia

² Departamento de Radioterapia. Clínica Universidad de Navarra, Universidad de Navarra, Pamplona, Navarra

³ Servicio de Radioterapia y Medicina Nuclear. Hospital Universitario de Basurto, Bilbao, Bizkaia.

⁴ Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Santander, Cantabria

⁵ Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario de Álava, Vitoria-Gasteiz, Araba

⁶ Unidad de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Universitario de Cruces, Barakaldo, Bizkaia.

⁷ Servicio de Radioterapia. Hospital Universitario de Cruces, Barakaldo, Bizkaia.

Corresponding Authors: josefernando.perezazorin@osakidetza.eus, ,

Introducción

La radioterapia es una técnica de tratamiento usada frecuentemente en casos de cáncer de cabeza y

cuello (ORL) y que lleva aparejada una irradiación del tejido sano, entre otros las glándulas parótidas. Además, este tipo de pacientes son susceptibles de cambiar morfológicamente a lo largo del tratamiento.

El objetivo del presente trabajo es estudiar la variación del volumen de las glándulas parótidas a lo largo del tratamiento de radioterapia e intentar relacionar esta variación con algún indicador dosimétrico.

Material y métodos

De forma retrospectiva, se han estudiado 11 pacientes de ORL planificados todos ellos con VMAT a los que diariamente se les realiza un CBCT. En este CBCT diario se realiza un registro deformable con el CT de planificación y se trasladan las estructuras de interés a la imagen de CBCT aplicando la matriz de deformación obtenida. Para cada CBCT se obtiene el volumen de parótida de la fracción N generándose curvas temporales de la variación del volumen relativo de parótida respecto al CBCT del primer día de tratamiento. Sobre la planificación original en el CT, se obtienen los indicadores dosimétricos: Dmedia, D60%, D40% y D25%.

Por otro lado, en cada CBCT diario se traslada el tratamiento original planificado en el CT con el fin de calcular la variación de la distribución dosimétrica respecto a la planificación original motivada por los cambios morfológicos en el paciente.

Resultados

En la siguiente gráfica se representa la variación relativa del volumen de la parótida derecha para cuatro pacientes:

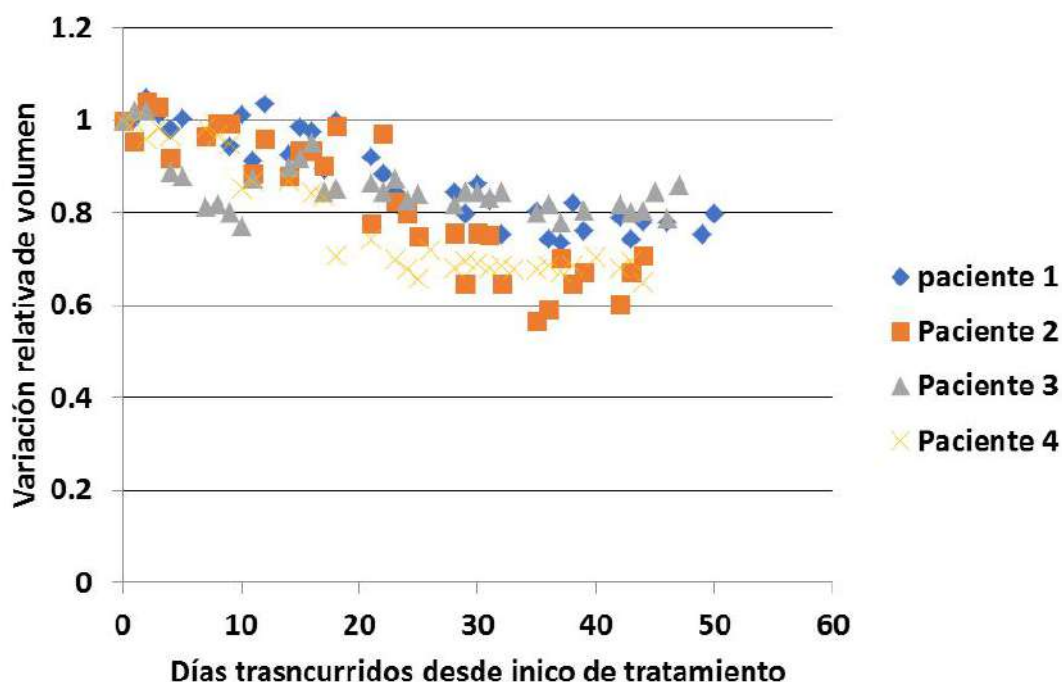


Figure 469: Variación relativa del volumen de parótida en función de los días transcurridos desde el inicio del tratamiento.

Como se puede observar, al final del tratamiento el volumen de parótida se estabiliza, teniendo todas las curvas un plateau al final del tratamiento.

Al comparar la variación relativa del volumen de parótida perdido frente a los indicadores dosimétricos anteriores, obtenemos que para el indicador D25% existe una mayor correlación que para el resto.

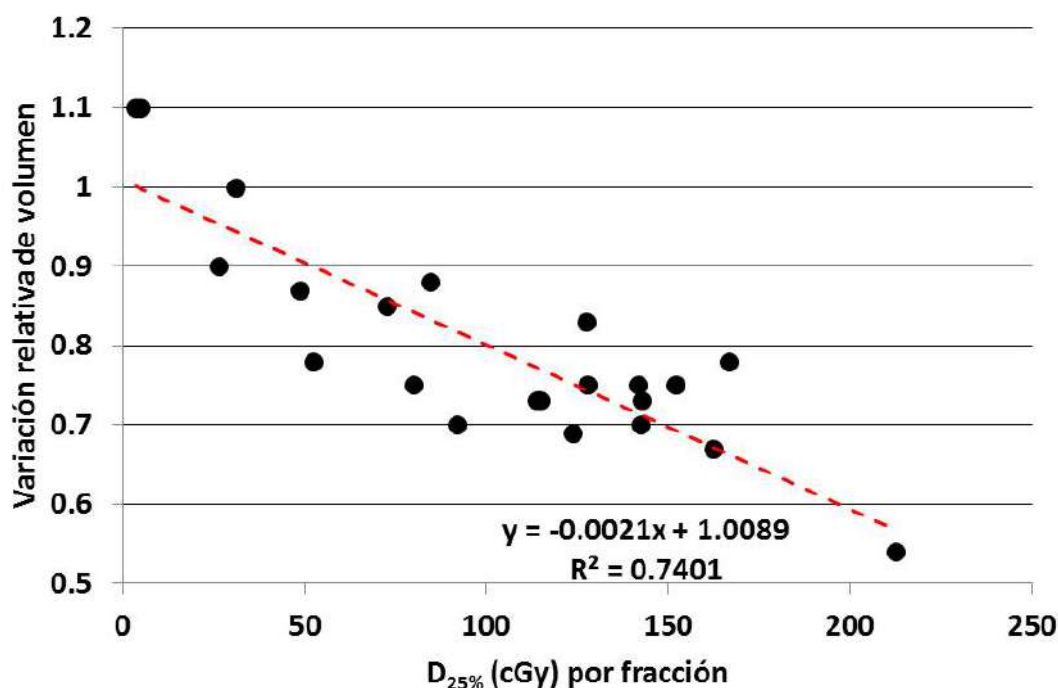


Figure 470: Relación entre el indicador dosimétrico D25% por fracción y la variación relativa del volumen de parótida.

En relación con la variación de la dosis planificada en las glándulas parótidas, se encuentra en término medio un aumento del 13% respecto a la dosis planificada.

Discusión y conclusiones

Con una muestra de 11 pacientes de ORL se obtiene que el indicador dosimétrico que mejor correlaciona con la pérdida de volumen de las glándulas parótidas es el D25%.

Esta pérdida de volumen lleva asociada también un aumento de la dosis respecto al CT original. Este hecho debe tenerse en cuenta a la hora de valorar cuando un paciente ha de ser replanificado.

Pósteres Radioterapia / 567

Protocolo de IGRT en tratamientos de SBRT Pulmonar

Autores: Cristina Ansón Marcos¹; DAVID HERNÁNDEZ GONZÁLEZ²; Pablo Castro Tejero¹; Maria Roch Gonzalez³; Aránzazu Valiente González⁴; PAULA GARCÍA CASTAÑÓN⁵; Alberto Viñals⁶; Roser Fayos-Solà Capilla⁴; Leopoldo Perez Gonzalez³; María Teresa Murillo González⁴

¹ Hospital Universitario de La Princesa

² H.U.LA PRINCESA

³ Hospital Universitario de la Princesa

⁴ H.U.La Princesa

⁵ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA

⁶ H.U. la Princesa

Corresponding Authors: anson.cristina@gmail.com, carreras53@hotmail.com

Introducción

La radioterapia estereotáxica corporal (SBRT) deposita altas dosis de radiación en volúmenes de tratamiento muy pequeños. Es fundamental tener un protocolo de imagen guiada para radioterapia (IGRT) para poder realizar estos tratamientos con la precisión adecuada.

Debido a las elevadas dosis por fracción y el movimiento respiratorio de las lesiones, el control de movimientos intrafracción resulta crítico en la SBRT pulmonar. El objetivo del trabajo es describir el protocolo de IGRT para tratamientos de SBRT pulmonar en este servicio.

Material y Métodos

Se han analizado 31 pacientes, y más de 800 imágenes, que han sido tratados con la técnica SBRT para carcinoma de pulmón.

Se dispone de un TC Toshiba AquilionLB que permite realizar estudios TC4D(Real_Time_Position_Manager,Varian) y un acelerador Varian Clinac 2300 iX que incorpora dos modalidades de imagen: Cone Beam Computed Tomography(CBCT) e imagen de fluoroscopia(On_Board_Image,Varian).

En la fase de simulación, el paciente es sometido a un TC4D en respiración libre. Se reconstruyen diez fases del ciclo respiratorio, contorneando el CTV en cada una de ellas y generando la envoltente (Internal Target Volume, ITV) que tiene en cuenta el movimiento de la lesión durante el ciclo respiratorio. El ITV se extiende 5 mm para crear el PTV.

El tratamiento consiste en tres semiarcos coplanares impartidos mediante la técnica RapidArc. Antes del tratamiento se realiza un CBCT(pre-CBCT) para posicionamiento del paciente. Entre la activación de cada semiarco se realiza imagen de fluoroscopia en la proyección lateral (el máximo desplazamiento del tumor se realiza en dirección cráneo-caudal), en la que se comprueba la correcta posición del tumor así como que el PTV comprende el movimiento de la lesión. Si la lesión no se puede identificar en la imagen de fluoroscopia se realiza un CBCT. Finalmente, se realiza un CBCT(post-CBCT) al terminar la sesión de tratamiento.

Resultados

De los 31 pacientes analizados, el 84% llevan asociados imagen de fluoroscopia intrafracción. En el 16% de los pacientes la fluoroscopia no permitió una correcta visualización de la lesión, lo que obligó a realizar CBCT. Del resto de pacientes de la serie donde se realizó fluoroscopia, el 73% verifica el correcto posicionamiento de la lesión durante el tratamiento, mientras que el 27% restante tuvo que ser recolocado(figura 1).

Los desplazamientos aplicados en los pre-CBCT y post-CBCT están definidos para cada una de las direcciones lateral(LAT),anterior-posterior(AP) y cráneo-caudal(CC). La media y la desviación estándar de dichos desplazamientos se muestran en la tabla 1.

El pre-CBCT presenta mayores desplazamientos que el post-CBCT, ya que la posición del tumor se verifica durante el tratamiento mediante imagen fluoroscopia y se corrige en caso de necesidad con CBCT.

IGRT en SBRT Pulmonar

- No posible realizar fluoroscopia
- Verificación correcta del posicionamiento con fluoroscopia
- Recolocación del paciente después de fluoroscopia

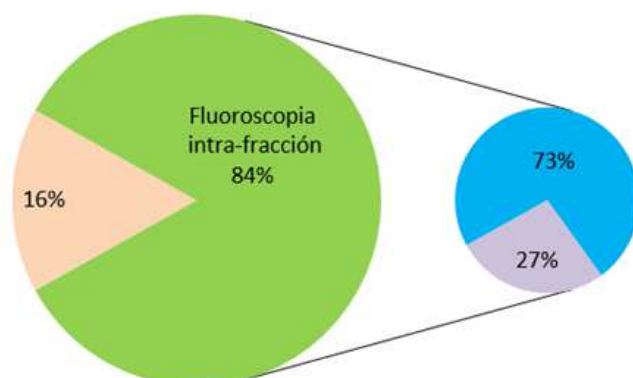


Figura 1. Fluoroscopia intrafracción para verificar el correcto posicionamiento de la lesión.

Figure 471:

	Registro IGRT					
	pre-CBCT			post-CBCT		
	LAT (cm)	AP (cm)	CC (cm)	LAT (cm)	AP (cm)	Z (cm)
Media	-0,03	-0,18	0,01	-0,01	-0,07	-0,02
SD	0,39	0,42	0,44	0,11	0,15	0,14

Tabla 1. Errores de posicionamiento CBCT pre y post fracción.

Figure 472:

Conclusiones

La IGRT es fundamental en los tratamientos de radioterapia, en particular la SBRT debe realizarse con una imagen que verifique el correcto posicionamiento del paciente.

El uso de fluoroscopia permite reducir el tiempo de tratamiento y minimizar la dosis al paciente, localizando la lesión con precisión análoga al CBCT.

La fluoroscopia, dependiente del contraste de visualización, junto con el CBCT es una herramienta potente para localizar la lesión durante el tratamiento.

Pósteres Radioterapia / 153

Desplazamientos de mesa con el protocolo NAL ¿Cuál es el umbral óptimo a partir del cual realizar desplazamientos?

Autor: Albert Camarasa¹

Co-autor: Víctor Hernández Masgrau¹

¹ Hospital Universitari Sant Joan de Reus

Corresponding Author: albert.camarasa@gmail.com

Introducción

Los protocolos NAL aplicados a los desplazamientos del paciente en tratamientos con CBCT utilizan un umbral respecto a los desplazamientos propuestos. Si este umbral se supera el paciente debe moverse, mientras que si no se supera no, quedando los desplazamientos propuestos como errores residuales. Los objetivos de este estudio son: (1) determinar la relación entre la incertidumbre de posicionamiento del tratamiento y la carga de trabajo correspondiente, y (2) obtener el umbral óptimo para los desplazamientos de mesa en los tratamientos de próstata.

Material y métodos

Se ha calculado la suma cuadrática de las incertidumbres parciales asociadas con la posición del paciente. Si los desplazamientos propuestos permanecen por debajo del umbral, las incertidumbres se deberán al *matching* del CBCT y a los errores residuales. Si superan umbral, se deberán a la precisión del movimiento de la mesa y, de nuevo, al *matching* del CBCT. Se ha optimizado la relación entre la incertidumbre de posicionamiento del tratamiento y la carga de trabajo utilizando el umbral para los desplazamientos de mesa como una variable independiente. Las incertidumbres parciales se han calculado en base a 811 casos clínicos de CBCT, junto con los resultados históricos de controles de calidad tanto del OBI como de la precisión de los desplazamientos de la mesa Varian. La incertidumbre total de posicionamiento con $K = 2$ se calculó para tratamientos de VMAT de 28 sesiones con CBCT diaria. La carga de trabajo se ha vinculado, a partir de las estadísticas de los 811 casos clínicos, con la probabilidad de realizar desplazamientos de mesa.

Resultados

La incertidumbre total de posicionamiento y la probabilidad de desplazamientos de mesa en función del umbral elegido se muestran en la Figura 1. Tal como se esperaba, si se usa un umbral alto (mayor que 12 mm), la carga de trabajo se minimiza pero la incertidumbre se estabiliza en un valor excesivo. Por el contrario, si se usa un umbral muy bajo, es decir, entre 0 y 2 mm, la probabilidad de desplazar la mesa es muy alta (entre 97% y 100%). En este caso, curiosamente, la incertidumbre total no se reduce significativamente debido a la contribución de las incertidumbres remanentes. Por lo tanto, el umbral elegido debe estar entre 2 y 12 mm. Las derivadas de ambas funciones se muestran en la Figura 2 para facilitar la determinación del umbral óptimo. Se puede observar que la incertidumbre tiene un aumento máximo cuando el umbral se eleva de 5 a 8 mm. La derivada de la probabilidad de los desplazamientos de mesa muestra que la disminución máxima tiene lugar para un umbral entre 4 y 5 mm.

Discusión

El método de análisis empleado en este estudio puede ser usado por cualquier centro para decidir en sus protocolos el umbral de desplazamiento de mesa en cualquier localización de tratamiento.

Conclusión

Se necesita llegar a un compromiso entre la incertidumbre de posición del paciente y la carga de trabajo asociada. La optimización del umbral utilizado para los desplazamientos de mesa es subjetiva y depende de la importancia dada a ambos factores. Se ha mostrado que usar un umbral <2 mm no reduce efectivamente la incertidumbre total. Creemos que un umbral de 3 o 4 mm es adecuado, manteniendo la incertidumbre de posicionamiento por debajo de 1 mm y una carga de trabajo clínica razonable.

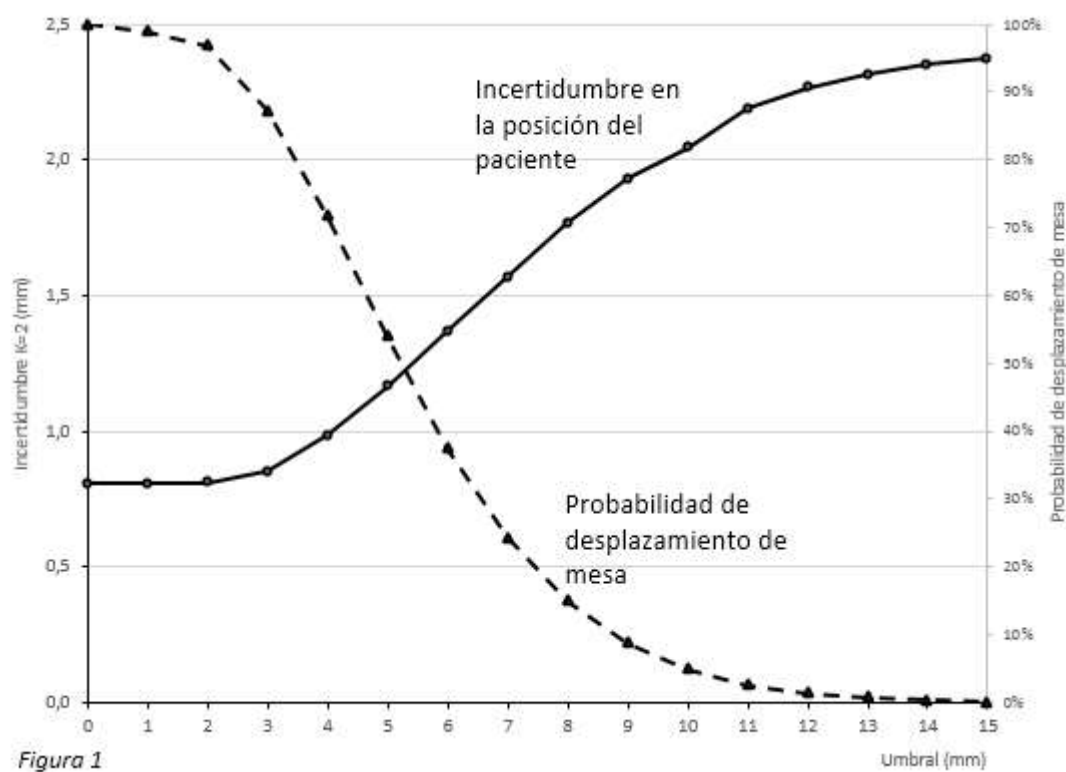


Figura 1

Figure 473: Figura 1

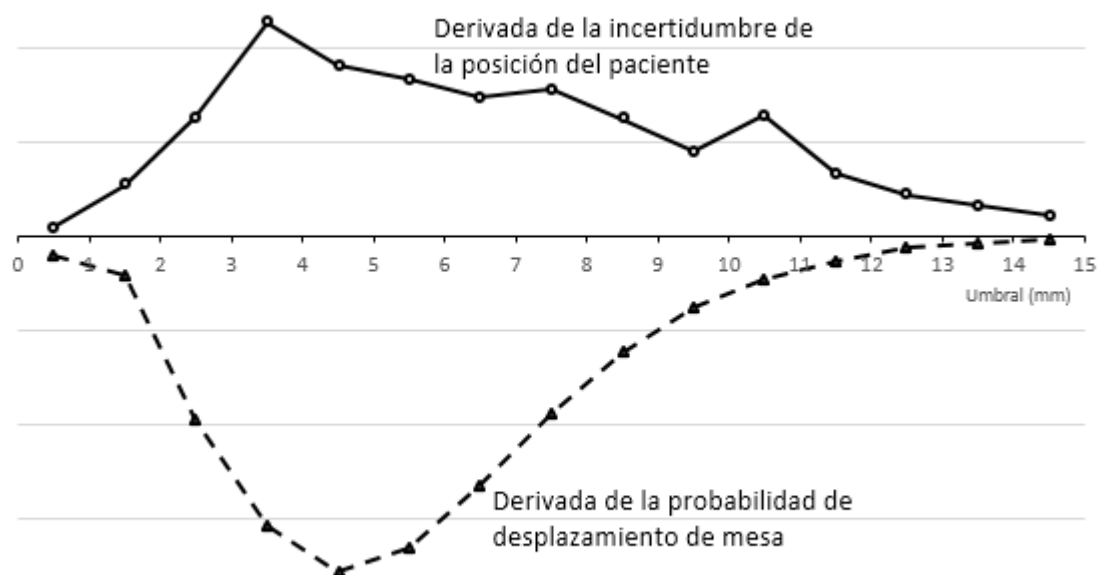


Figura 2

Figure 474: Figura 2

Movimiento respiratorio en tumores de páncreas tratados con SBRT

Autores: Juan García Ruiz-Zorrilla¹ ; Miguel Ángel De la Casa De Julián^{None} ; Jaime Marti Asenjo¹ ; María del Carmen Rubio Rodríguez¹ ; Carmen Sanz de la Plaza^{None} ; Pedro Fernández Letón¹ ; Paz García de Acilu¹ ; Daniel Zucca Aparicio² ; Juan María Pérez Moreno¹ ; Xin Chen¹ ; Ovidio Hernando Requejo¹

¹ HM Hospitales

² Hospital Universitario HM Sanchinarro

Corresponding Author: jgruizzorrilla@hmhospitales.com

Introducción

Cuantificar la amplitud respiratoria en tumores de páncreas tratados con SBRT y evaluar posibles diferencias de amplitud de movimiento las distintas partes del páncreas: cola, cuerpo y cabeza.

Material y método

Se estudia el movimiento respiratorio en tumores de páncreas (15 pacientes, 77 sesiones de tratamiento, 34000 ciclos respiratorios). Los pacientes fueron tratados con SBRT en un acelerador Novalis equipado con el sistema ExacTrac Adaptive Gating®. Este sistema utiliza marcadores externos para monitorizar el ciclo respiratorio y fiduciales internos para localizar el tumor y medir su movimiento.

La amplitud del movimiento respiratorio del tumor fue analizada a través de una regresión lineal entre el movimiento de los marcadores externos y el fiducial interno (como estructura subrogada al tumor).

Resultados

En la siguiente tabla se muestra el valor medio de la amplitud respiratoria para cada parte del páncreas, en la dirección lateral (LAT), antero-posterior (AP) y supero-inferior (SI).

	Nº sesiones	Amplitud media (Desviación típica)			
		3D	LAT	AP	SI
Cabeza de páncreas	31	8,5 (5,6)	2,1 (1,2)	2,3 (2,0)	7,3 (4,7)
Cola de páncreas	16	8,8 (6,7)	2,3 (2,1)	3,0 (3,4)	7,0 (4,7)
Cuerpo de páncreas	20	9,8 (4,6)	1,8 (1,0)	3,0 (2,2)	8,6 (4,3)

Figure 475: enter image description here

Discusión

La dirección de mayor amplitud es la dirección SI ($p < 0.001$). La amplitud en la dirección AP es mayor que en LAT, pero sin ser significativo.

En la dirección SI y el vector 3D la parte del páncreas más móvil es el cuerpo del páncreas, seguida de la cabeza y la menos móvil la cola, aunque estas dos últimas tienen una amplitud media muy parecida. Estos resultados parecen estar en desacuerdo con Mori y cols1 que observaron en la dirección SI y el vector 3D, mayor amplitud en la cola del páncreas, seguida del cuerpo del páncreas y la menos móvil la cabeza del páncreas. De nuestros datos el cuerpo del páncreas parece la parte más móvil en la dirección SI ($p = 0.08$), aunque no podemos asegurarlo por no ser del todo estadísticamente significativo, al igual que le pasaba a Mori y cols1 que tampoco aportaron significatividad a sus resultados.

Conclusiones

La amplitud respiratoria en tumores de páncreas en la dirección SI es mayor que en LAT, AP, siendo esta amplitud mayor a 5 mm y por tanto recomendable utilizar algún tipo de control respiratorio.

La parte más móvil del páncreas parece ser el cuerpo del páncreas, aunque no podemos asegurarlo al estar al borde de la significatividad estadística.

Bibliografía

1. Mori S, Hara R, Yanagi T, et al. Four-dimensional measurement of intrafractional respiratory motion of pancreatic tumors using a 256 multi-slice CT scanner. *Radiother Oncol.* 2009;92(2):231-237. doi:10.1016/j.radonc.2008.12.015

Pósteres Radioterapia / 229

Simulación del Movimiento Respiratorio para SBRT de pulmón tratado con la técnica de VMAT

Autores: Mario Leonor Yuste¹ ; Raúl Díaz Fuentes² ; Alejandro Prado Barragán³ ; Eduardo Cabello Gómez⁴ ; Gustavo Pozo² ; Ana I Milanés¹ ; Marta Manzano Rodríguez⁴ ; Ángel Gaitán Simón⁴ ; Alejandro Ferrando Sánchez⁴

¹ HU 12 de Octubre

² Hospital Universitario 12 de Octubre

³ HU HM Sanchinarro

⁴ H.U. 12 de Octubre

Corresponding Author: mariete.ley@gmail.com

Introducción.

En nuestro servicio se utiliza una técnica SBRT mediante VMAT para tratamientos de pulmón. Es necesario investigar cómo afecta el movimiento respiratorio (MR) al cálculo de la distribución real de dosis en el GTV, puesto que la optimización y cálculo se hace sobre una imagen estática (UNTAGG). El objetivo es estudiar la eventual discrepancia y qué margen adicional habría que dar al ITV para generar el PTV para asegurar cubrir totalmente el GTV con la dosis de prescripción.

Material y métodos.

Para el cálculo se utilizó el planificador Varian Medical Systems Eclipse (Versión 11.0), con el algoritmo de cálculo AAA. Las planificaciones han sido generadas para un acelerador lineal Varian Clinac IX Silhouette, 6MV y MLC 120 Millenium.

Por conveniencia, por ser el proceso muy laborioso y la conclusión a la que llegamos es cualitativa, para este estudio se han seleccionado sólo 4 pacientes que presentan diversas amplitudes de MR. Utilizando un colchón de vacío CIVCO® indexado a PROLOCK® para la inmovilización y un compresor abdominal CIVCO® para reducir la amplitud del MR, se les ha realizado un TAC-4D, Philips "Big Bore" de 16 cortes, de modo que en la reconstrucción podemos registrar 10 posiciones del ciclo respiratorio (CR) teniendo así los datos para simular el movimiento real del paciente.

El ITV se ha generado a partir de la suma de los GTV's sobre la serie UNTAGG en cada una de las fases del ciclo respiratorio, y el PTV dando un margen externo de 5 mm al ITV.

La simulación del MR la hemos hecho dividiendo el plan original (de un solo arco) en planes parciales, ver figura 1. Cada uno estos, está limitado por un punto de control inicial y otro final que representa un sector del arco de tratamiento. A cada uno de los planes parciales les hemos asignado como isocentro de tratamiento cada una de las posiciones por las que pasa el centro geométrico del GTV en cada una de las 10 fases del CR.

A causa de la limitación en el número de puntos de control por arco (unos 50 puntos) hemos podido simular un máximo de 5 CR por arco de tratamiento. Hemos simulado para un ciclo y para 5 CR para así comprobar en qué grado puede hacerse la hipótesis de considerar 5 ciclos respiratorios a lo largo del arco de tratamiento, equivalente a considerar el número de ciclos real.

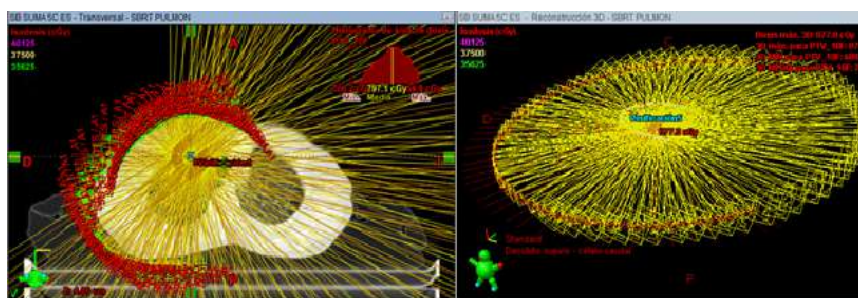


Figure 476: Figura 1. Aspecto del arco de tratamiento creado a partir de la suma de 50 segmentos de arco

Resultados

Se lleva a cabo un análisis dosimétrico del plan de tratamiento generado obteniendo, ver tabla 1:

SIN MOVIMIENTO RESPIRATORIO (GTV)											
Paciente	A (mm)	D pr (cGy)	V100s(cm³)	V100v(cm³)	D95s (cGy)	D95v (cGy)	D95s (cGy)	SUBITTO	SOBRETTO	IC	Margen extra ITV-PTV (mm)
1	3,2	750	11,02	1,6	874	813	838	1,00	0,15	0,15	-0,5
2	9,3	1100	56,2	10,91	1287	1159	1248	1,00	0,19	0,19	-4,4
3	9,9	1000	37,97	8,3	1192	1066	1142	1,00	0,22	0,22	-1,8
4	10,6	1100	46,75	11,8	1303	1204	1257	1,00	0,25	0,25	-1
SIMULACIÓN 1 CICLO RESPIRATORIO (GTV)											
Paciente	A (mm)	D pr (cGy)	V100s(cm³)	V100v(cm³)	D95s (cGy)	D95v (cGy)	D95s (cGy)	SUBITTO	SOBRETTO	IC	Margen extra ITV-PTV (mm)
1	3,2	750	10,18	1,6	1195	635	1089	1,00	0,16	0,16	1,7
2	9,3	1100	54,59	10,91	1338	1131	1261	0,99	0,20	0,20	6,5
3	9,9	1000	30,29	8,3	1232	934	1086	0,92	0,25	0,23	16,3
4	10,6	1100	42,02	11,8	1329	1157	1254	1,00	0,28	0,28	4
SIMULACIÓN 5 CICLOS RESPIRATORIOS (GTV)											
Paciente	A (mm)	D pr (cGy)	V100s(cm³)	V100v(cm³)	D95s (cGy)	D95v (cGy)	D95s (cGy)	SUBITTO	SOBRETTO	IC	Margen extra ITV-PTV (mm)
1	3,2	750	10,16	1,6	1206	699	1092	1,0000	0,16	0,16	3,66
2	9,3	1100	52,91	10,91	1360	1175	1257	0,9991	0,21	0,21	3,94
3	9,9	1000	34,49	8,3	1224	1071	1141	0,9988	0,24	0,24	4,3
4	10,6	1100	39,51	11,8	1324	1158	1247	1,0000	0,30	0,30	3,87

Figure 477: Tabla 1. Resultados del análisis dosimétrico

Siendo el índice de conformación IC el de Paddick, |A| la amplitud del MR en las tres dimensiones y Margen extra ITV-PTV el margen añadido que hay que dar al ITV para asegurar un cubrimiento total del GTV por la isodosis de prescripción.

Discusión

Bajo la hipótesis de equivalencia entre nuestra simulación de 5 CR y el MR real parece que es necesaria una expansión añadida de unos 4 mm sobre el ITV para asegurar una cobertura total del GTV por la isodosis de prescripción. No obstante, se observa que la falta de cobertura del GTV cuando consideramos el MR es mínima, apenas llega al 0,1%.

Conclusión

Los resultados obtenidos muestran que no se precisa de una modificación en el procedimiento actual de contorno tanto del ITV como del PTV por causa del efecto de cálculo debido al MR.

Pósteres Radioterapia / 87

EVALUACIÓN INICIAL DE UN NUEVO SISTEMA DE INMOVILIZACIÓN PARA SBRT PULMONAR

Autores: Francisco Javier Conejo Monasterio¹ ; Ariane Montejó Arteché¹ ; Manuel Fernández Montes¹ ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Agustín Válgoma Solanas¹ ; Miguel Castanedo Álvarez²

¹ Hospital Universitario Basurto

² Hospital de Jerez

Corresponding Author: arianemontejo@gmail.com

Introducción:

Los tratamientos en los que se administran dosis elevadas en pocas sesiones (SBRT y SRS) requieren de una gran precisión. El movimiento que se produce debido a la respiración genera un inconveniente a la hora de reproducir esa precisión requerida. Para reducir el efecto del movimiento respiratorio se suelen emplear distintas técnicas como son gating, tracking o dampening. En nuestro servicio hemos optado por utilizar esta última para los tratamientos de SBRT. Para ello disponemos de un sistema diseñado para reducir el movimiento tanto de las lesiones como de los órganos adyacentes en regiones torácico-abdominales. En este trabajo pretendemos evaluar la precisión de nuestro sistema de inmovilización en el posicionamiento inicial del paciente y durante el tratamiento utilizando imágenes de CBCT antes y durante el tratamiento.

Material y métodos:

A partir de nuestra base de datos se han analizado 12 pacientes tratados con SBRT pulmonar con un total de 40 sesiones. Para poder aumentar la precisión y minimizar el movimiento, en el momento de realizar el TC de simulación y en cada sesión de tratamiento, se ha empleado el compresor eX-acradle (AnatGe), que consta de tres módulos diferenciados: de apoyo, de compresión abdominal y de compresión diafragmática. Se comprime en una zona cercana a la lesión para reducir todo lo posible el movimiento respiratorio, sin que el compresor en forma de arco interfiera en los campos de tratamiento.

En cada sesión de tratamiento, se comprime al paciente de la misma manera que en el TC. Se realizan 4 CBCT: dos antes del tratamiento, uno intra fracción y el último post fracción (al finalizar el tratamiento). Comparamos el CBCT con nuestro TC de simulación permitiendo unos desplazamientos (realizados por nuestra mesa robótica) como máximo de 3 mm para movimientos de traslación y 3 grados para movimientos rotacionales. Si se supera esa tolerancia se reposiciona el paciente y se realiza un nuevo CBCT. Si el desplazamiento necesario es menor a la tolerancia indicada anteriormente, se aplica y se administra el tratamiento. Se analizan los movimientos requeridos en cada CBCT.



Figure 478: Paciente inmovilizado mediante técnica de dampening

Resultados:

Se ha realizado una media de los desplazamientos exigidos para las 40 sesiones de tratamiento, para los cuatro CBCT realizados. Tal y como se muestra en la tabla 1, el CBCT que más desplazamientos ha

requerido es el CBCT de posicionamiento. El resto de CBCT requiere movimientos ínfimos.

	Movimientos de traslación (cm)			Movimientos rotacionales (°)		
	Vertical	Longitudinal	Lateral	Cabeceo	Balaneo	Rotación
CBCT posicionamiento	0.20 ± 0.30	0.37 ± 0.38	0.35 ± 0.32	0.57 ± 0.61	0.57 ± 0.78	0.45 ± 0.57
CBCT inicio	0.04 ± 0.03	0.07 ± 0.09	0.04 ± 0.04	0.12 ± 0.19	0.14 ± 0.23	0.04 ± 0.26
CBCT intra fracción	0.04 ± 0.03	0.06 ± 0.07	0.03 ± 0.04	0.09 ± 0.14	0.13 ± 0.15	0.16 ± 0.23
CBCT post fracción	0.04 ± 0.03	0.08 ± 0.07	0.05 ± 0.06	0.16 ± 0.26	0.11 ± 0.15	0.17 ± 0.28

Figure 479: Desplazamientos exigidos

Conclusiones:

Analizando los resultados consideramos que el Exacradle (AnatGe) es un sistema apropiado para los tratamientos de SBRT pulmonar. Dada la reproducibilidad demostrada, tras estos primeros pacientes decidimos reducir el número de CBCT realizados, primeramente a dos (el CBCT de posicionamiento y el CBCT intra fracción), y recientemente a sólo el de posicionamiento, reduciéndose así de forma significativa el tiempo total de tratamiento y la dosis administrada a los pacientes.

Pósteres Radioterapia / 480

Aplicaciones de la radioterapia adaptada en la rutina clínica

Autores: Xavier Jordi Juan Senabre¹; María del Carmen Castellet García²; Carla Manjón García²; Francisco Javier Ponce Navarro²; Juan López Tarjuelo²; Noelia de Marco Blancas²; Jorge Bonaque Alandí²; Juan David Quirós Higuera²; Paula Cayón Flores^{None}; Agustín Santos Serra²

¹ Consorci Hospitalari Provincial de Castelló

² Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

Corresponding Author: xabyjuan@yahoo.es

Introducción

Hace pocos años que la radioterapia adaptada se aplica en la rutina clínica de los tratamientos de oncología radioterápica. Hay casos frecuentes, como la aparición de una atelectasia, variación de peso y cambio del volumen tumoral, que requieren una respuesta rápida a fin de evaluar y adaptar las variaciones dosimétricas ocurridas de manera que se minimice su impacto en el tratamiento.

Material y Métodos

El cálculo dosimétrico del tratamiento se realiza con el planificador RayStation (RaySearch Laboratories AB, Estocolmo, Suecia) y se administra con un acelerador lineal de electrones VERSA HD (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia). Diariamente se adquiere una imagen volumétrica de tomografía computarizada en la misma sala de tratamiento (CBCT) y se registra con la tomografía usada en la planificación dosimétrica (CT). La herramienta empleada para la evaluación dosimétrica y posterior cálculo de una dosimetría adaptada (radioterapia adaptada, ART) es el registro deformable de imágenes (RDI)

Se evalúa qué beneficio supone aplicar la ART, teniendo en cuenta los recursos necesarios. Se centra el estudio en tres casos, muy comunes en la rutina práctica;

- (1) cáncer pulmonar con aparición de atelectasia,
- (2) cáncer de recto con pérdida de peso y
- (3) cáncer pulmonar con regresión tumoral.

Resultados

Se muestra en la fig. 1 el registro CT-CBCT con la fx indicada. El caso (1) presenta una evolución característica de aparición y absorción de la anomalía con una duración temporal concreta, que produce modificaciones anatómicas del paciente. Dicha atelectasia se detectó en la fx 1. Para el caso (2) se advierte desde la fx 1 una disminución del contorno externo, que fue en aumento a lo largo de las fx sucesivas. En el caso (3) la reducción del volumen de tratamiento (CTV) se registró progresivamente,

hasta un máximo de 1.8 cm.

En la tabla 1 se resume los datos dosimétricos agrupados en tres columnas: resultados según la planificación inicial, según lo que se hubiese tratado sin ART y tras aplicar ART. Para el caso (1) se realizaron tres ART. En el caso (2) se hicieron dos ART. Para el caso (3) no se realizó ninguna ART.

En (1) la estructura comprometida son los pulmones, que de haberse hecho una ART sobrepasaría un 4.17%. Tras aplicar ART se sigue incumpliendo el objetivo, pero sólo se pasa un 1.88%.

En el caso (2) tras ART se consigue mejorar todos los valores de los HDV, pero en algunos de ellos no es posible lograrlo debido a la complejidad del tratamiento.

En caso (3) la dosimetría ya queda muy justa desde el inicio al incumplirse el V30 de los pulmones. Finalmente se decidió no adaptar el tratamiento porque no se iba a conseguir satisfacer las restricciones.

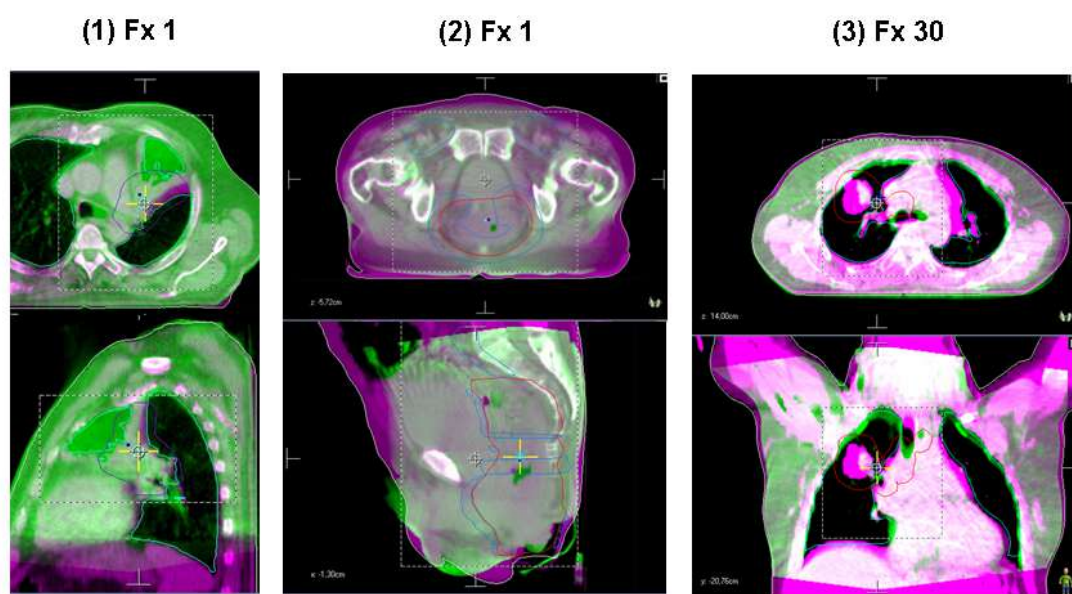


Figure 480: fig.1

	Planificación inicial			Planificación sin ART			Planificación con ART		
	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)	(1)	(2)	(3)
CTV1 D95 (%)	101.12	100.93	102.05	101.95	100.44	104.45	101.33	103.19	
CTV2 D95 (%)		100.94			102.59			102.63	
Corazón V25<10%	9.08		0	3.64		0	3.39		
Esófago V40<50%	21.53		17.60	22.12		19.30	13.76		
Esófago V50<50%	7.57		13.54	6.16		13.64	5.25		
Médula V44<1 cm ³ (Gy)	0	33.6	0	0	36.36	0	0	33.84	
Pulmones V30>10%	9.74		11.98	14.17		12.27	11.88		
Pulmones V20<25%	15.14		24.60	20.69		25.99	17.37		
Vejiga V35<50%		31.55			33.96			34.07	
Vejiga V40<35%		34.45			37.76			37.21	
Vejiga V50<5%		49.86			54.39			49.77	
C.F.Dcha V30<50% (Gy)		27.19			28.30			28.04	
C.F.Dcha V40<35% (Gy)		30.59			32.00			30.65	
C.F.Dcha V44<5% (Gy)		40.67			42.49			39.63	
C.F.Izq V30<50% (Gy)		23.48			23.51			25.82	
C.F.Izq V40<35% (Gy)		27.92			27.79			29.26	
C.F.Izq V44<5% (Gy)		42.17			41.25			39.34	
Pene V20<50% (Gy)		13.80			29.6			22.91	
Pene V30<35% (Gy)		15.73			32.60			26.29	
Pene V40<5% (Gy)		28.25			40.07			37.25	
Testículos V20<50% (Gy)		7.21			21.24			17.91	
Testículos V30<35% (Gy)		9.30			27.12			22.32	
Testículos V40<5% (Gy)		38.95			57.30			42.64	
Intestino V30<186 cm ³ (Gy)		8.44			28.73			26.54	
Intestino V35<150 cm ³ (Gy)		19.24			32.12			29.48	
Intestino V44<0.1 cm ³ (Gy)		49.92			59.03			55.26	
Intestino V50<0.1% (Gy)		33.76			36.36			33.84	

Tabla 1. Se muestran los valores para cada restricción de HDV representándose en verde y rojo si las cumplen, o no.

Figure 481: tabla 1

Conclusiones

La ART consigue evaluar dichos cambios y permite efectuar una variación del plan para minimizar su impacto global. Estas herramientas se pueden aplicar a una amplia variedad de tratamientos de la rutina clínica; aunque su uso exhaustivo e inmediato requiere una dotación de recursos humanos específica para obtener una respuesta rápida.

Pósteres Radioterapia / 298**Control de calidad, dosimetría física y clínica realizada en un acelerador de electrones móvil para radioterapia intraoperatoria MOBETRON****Autor:** José Padilla Peinado¹**Co-autores:** Rafael Padilla Muelas²; Francisco Javier De Luis¹; Rosa Cañón¹; Raquel Mengual¹; Rosalyn Sanchez³; Amelia Sanz¹; Santiago Vilar¹; Antonio Brugarolas¹¹ Quirónsalud Torrevieja² Hospital Quirón Salud Torrevieja³ Quirónsalud Torrevieja**Corresponding Author:** jopape1969@hotmail.com**Introducción:**

Desde el 2004 se practica radioterapia intraoperatoria (RIO) en el Hospital Quirónsalud Torrevieja con el acelerador móvil de electrones MOBETRON (Intraop medical inc®). Actualmente solamente existe este modelo en España, su distribución en el mundo son 58 unidades: 22 en Europa, 16 en EEUU, 19 en Asia y 1 en Sudamérica. El objetivo del presente trabajo es describir el control de calidad (QA) que se realiza para garantizar su buen funcionamiento y comportamiento dosimétrico así como un pequeño resumen de las energías y localizaciones más comunes en los tratamientos de RIO desde su implantación.

Material y métodos:**Material**

Maniquí de Control de Calidad de PMMA de IntraOP

Juego de insertos Dmax y D50 para cada energía

Cámara Farmer 30013 n/s 41

Electrómetro UNIDOS E

Método

Para la realización del QA se aplica la norma TG72 AAPM y se siguen las recomendaciones del fabricante. El rango de funcionamiento es de 6 a 48 horas posteriores al encendido (normalmente se opera en la horquilla de 12 a 24 horas). Para el QA se monta el maniquí y el inserto correspondiente a la medida, se introduce la cámara de ionización en el inserto y se conecta al electrómetro, se calienta el MOBETRON con varios disparos largos y posteriormente se realizan las medidas con 3 disparos de 200 MU y tasa de dosis 1000 MU/min para energías de 6,9 y 12 MeV a Dmax y D50. Se corrigen los datos por presión y temperatura y se registran para verificar y controlar la estabilidad y el comportamiento dosimétrico y energético. La periodicidad de los QA son quincenales y los días de tratamiento.

Resultados:

Los datos del estudio de la estabilidad dosimétrica adquiridos en los QA se centran en el periodo de abril a julio del 2017 tras 3 años de parada. Los promedios de estos QA para energías de 6, 9 y 12 MeV comparados con las medidas de referencia arrojan las siguientes variaciones: -0.01% para energía de 6MeV, 0.03% para energía de 9 MeV y 0.05% para energía de 12 MeV (grafico I); los coeficientes de variación fueron para 6, 9 y 12 MeV de 0,26%, 0.55% y 0.52% respectivamente. Las energías que se utilizan para la administración de las dosis en los tratamientos son de 6, 9 y 12 MeV con 14%, 66% y 20% de los tratamientos respectivamente (grafico II), la energía de 4 MeV no se utiliza en la actualidad. Se realizan tratamientos en múltiples localizaciones, siendo las frecuentes: mama 34% y pelvis 21%; administrando en una sesión durante la intervención, dosis radical (21 Gy) o de sobreimpresión de lecho quirúrgico tras radioterapia preoperatoria (10-14 Gy).

Conclusiones:

Los QA muestran una muy buena estabilidad en el comportamiento del acelerador móvil de electrones MOBETRON para todas sus energías; la energía más utilizada es de 9MeV y su utilización más común es para tratamientos de mama.

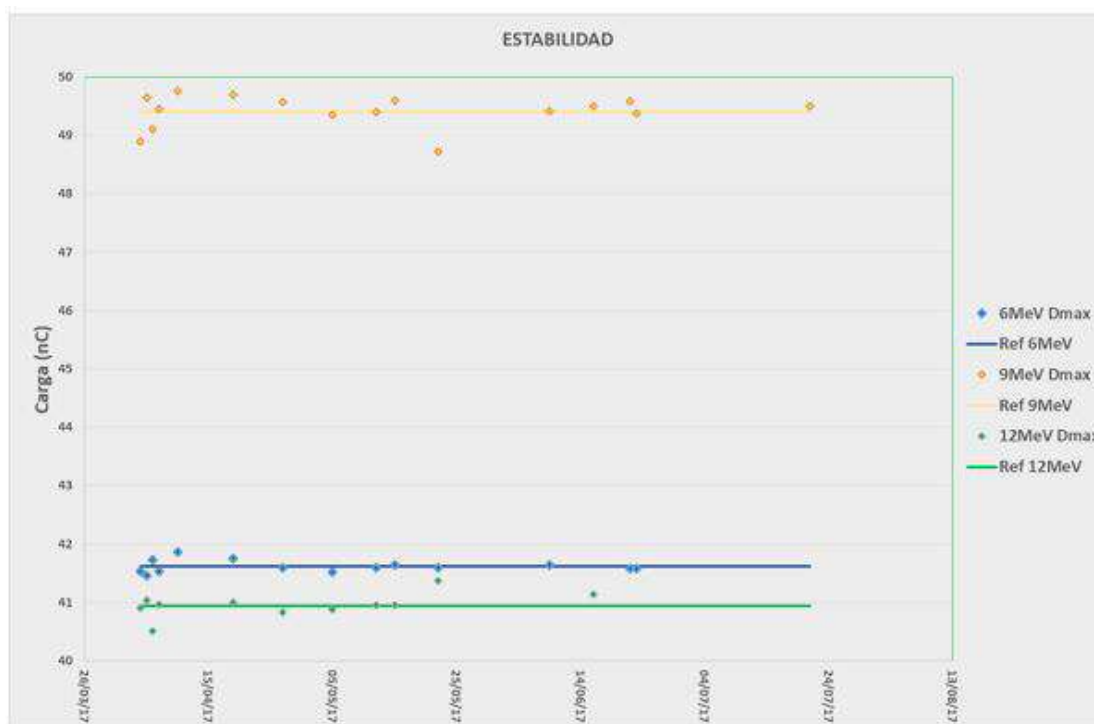


Grafico I: Estabilidad del acelerador móvil MOBETRON para energías de 6, 9 y 12 MeV.

Figure 482: enter image description here

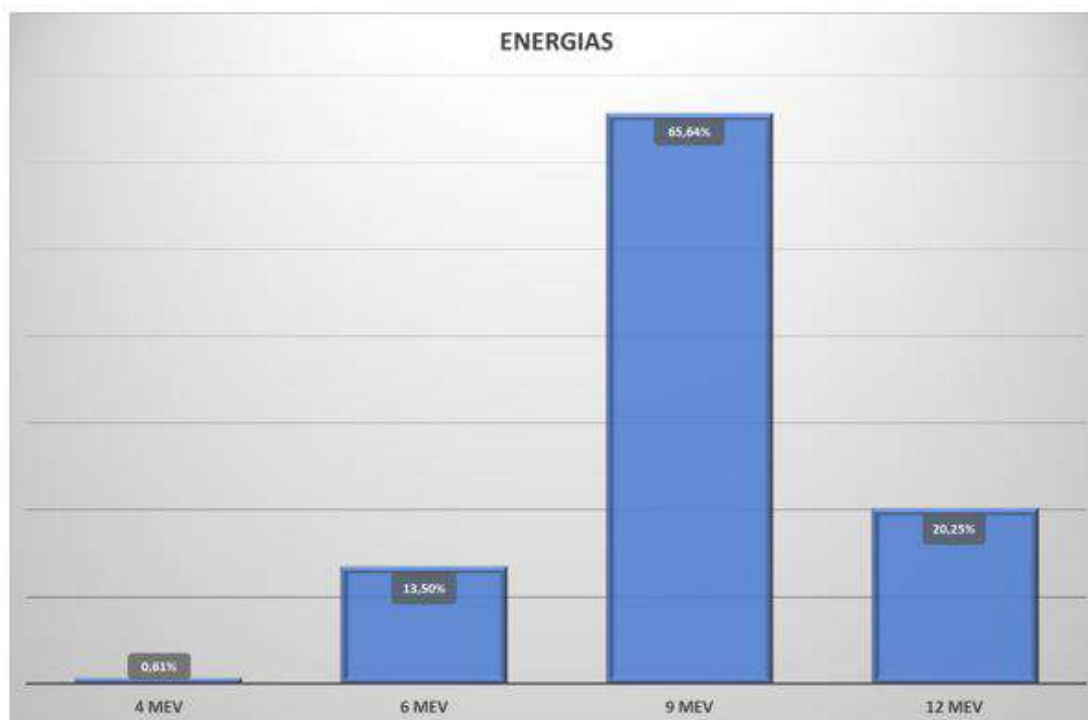


Grafico II: Energías más utilizadas en tratamientos de radioterapia intraoperatoria en el Hospital Quirónsalud Torre Vieja.

Figure 483: enter image description here

Pósteres Radioterapia / 198**ADAPTACIÓN DE UN MANIQUÍ COMERCIAL DE CONTROL DE CALIDAD TC PARA SU USO EN SIMULACIÓN VIRTUAL DE RADIOTERAPIA**

Autores: Manuel Ángel Benito Bejarano¹ ; Francisco Sáez Beltrán¹

¹ *Complejo Asistencial de Zamora, Hospital Provincial, Servicio de Radiofísica*

Corresponding Author:**INTRODUCCIÓN:**

Siemens Healthcare S.L. suministra con sus equipos de tomografía computerizada (TC) un maniquí de control de calidad de imagen. Su diseño presenta limitaciones a la hora de realizar el control de calidad de simulación en Radioterapia. Proponemos un sistema adaptador que permite la utilización de dicho maniquí para esa finalidad.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Se ha diseñado una plataforma niveladora que permite posicionar el maniquí con un nivel de precisión superior al del sistema de fijación suministrado por el fabricante. La plataforma está situada sobre un plano de 40x40 cm con escalas y líneas guía (fig 1). Las escalas del plano junto con las marcas de alineación del maniquí permiten la verificación de los láseres externos e internos. El plano dispone de cuatro dispositivos microposicionadores de diseño propio, uno en cada esquina. Estos incorporan unas hendiduras en cruz de 45°, que permiten determinar la posición del plano de imagen en la dirección longitudinal y la posición lateral del dispositivo (fig. 2). La posición vertical se determina mediante marcas laterales. Usando la plataforma niveladora, se alinea el maniquí proporcionado por Siemens con el láser del plano de corte. El maniquí Siemens permite determinar la coincidencia del plano de imagen con el láser axial, mientras que la imagen de los microposicionadores determinan cuatro puntos del espacio que conforman un plano paralelo al tablero del TC. Esto permite determinar la perpendicularidad de ambos planos y la del movimiento del tablero respecto al plano de imagen. También permite medir las escalas de la imagen en las tres dimensiones. La precisión del sistema se ha verificado tomando imágenes de los microposicionadores en distintas posiciones separadas en incrementos de 0.3 mm, aplicados mediante un sistema de desplazamiento micrométrico.

RESULTADOS:

Utilizando reconstrucciones adicionales con un filtro de alta resolución sobre la zona de cada microposicionador (FOV 50x50 mm, tamaño de píxel 0.1 mm) y el tamaño de corte mínimo disponible (0.7 mm), se puede determinar la posición de su punto central con al menos 0.5 mm en las direcciones lateral y vertical, y 0.6 mm en la dirección del plano de corte. Para una reconstrucción del volumen general del maniquí con los parámetros típicos utilizados en simulación de Radioterapia, la precisión geométrica alcanzable está limitada por el tamaño de píxel en el plano de la imagen (1 mm) y el ancho de corte, aunque aplicando técnicas de interpolación puede aumentarse la precisión longitudinal a valores inferiores a la mitad del ancho de corte.

DISCUSIÓN:

Se ha comprobado que nuestro sistema de plataforma+microposicionadores posibilita la verificación de la geometría del TC simulador con una precisión superior a la de los métodos habituales. Una verificación completa de la geometría del simulador requiere unos veinte minutos, entre montaje del dispositivo y adquisición de imágenes.

CONCLUSIONES:

Este sistema permite aumentar las capacidades del maniquí Siemens para el control de calidad de la simulación en Radioterapia con precisión submilimétrica, realizándose un control geométrico completo en un tiempo reducido.

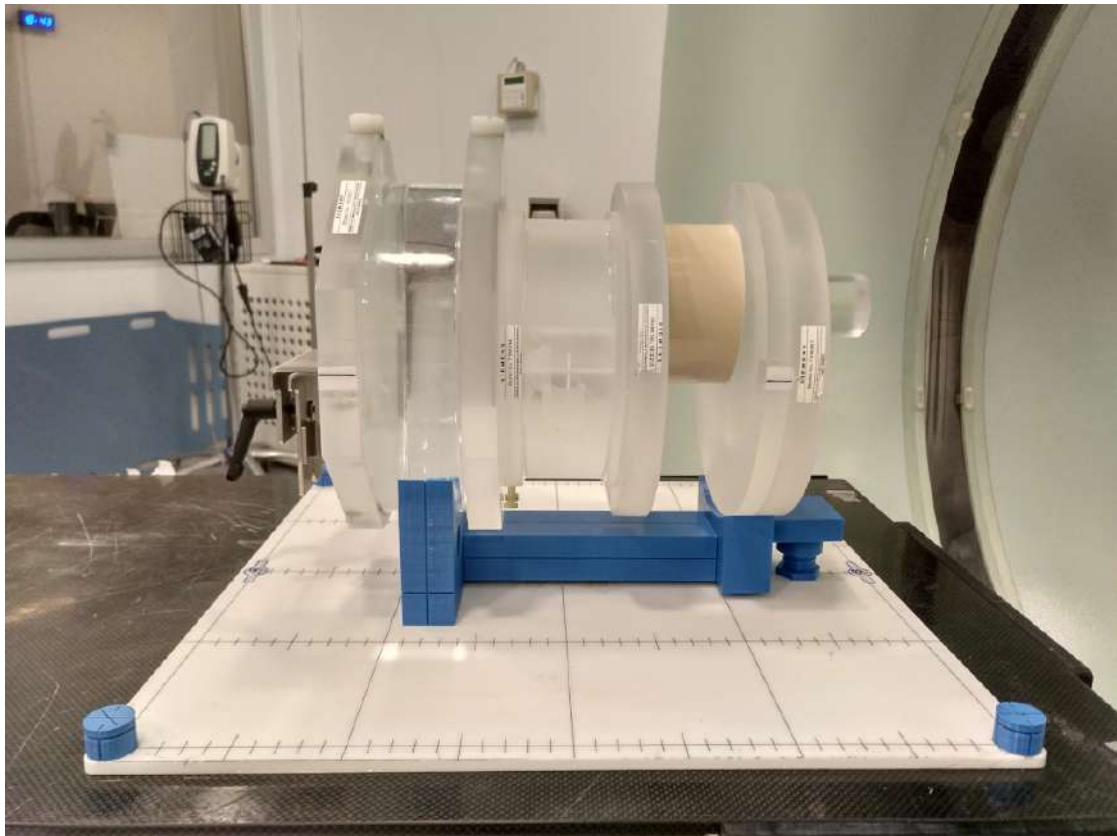


Figure 484: Maniquí de Siemens situado sobre la plataforma niveladora y el plano. Los elementos microposicionadores (azul) están situados en las cuatro esquinas).

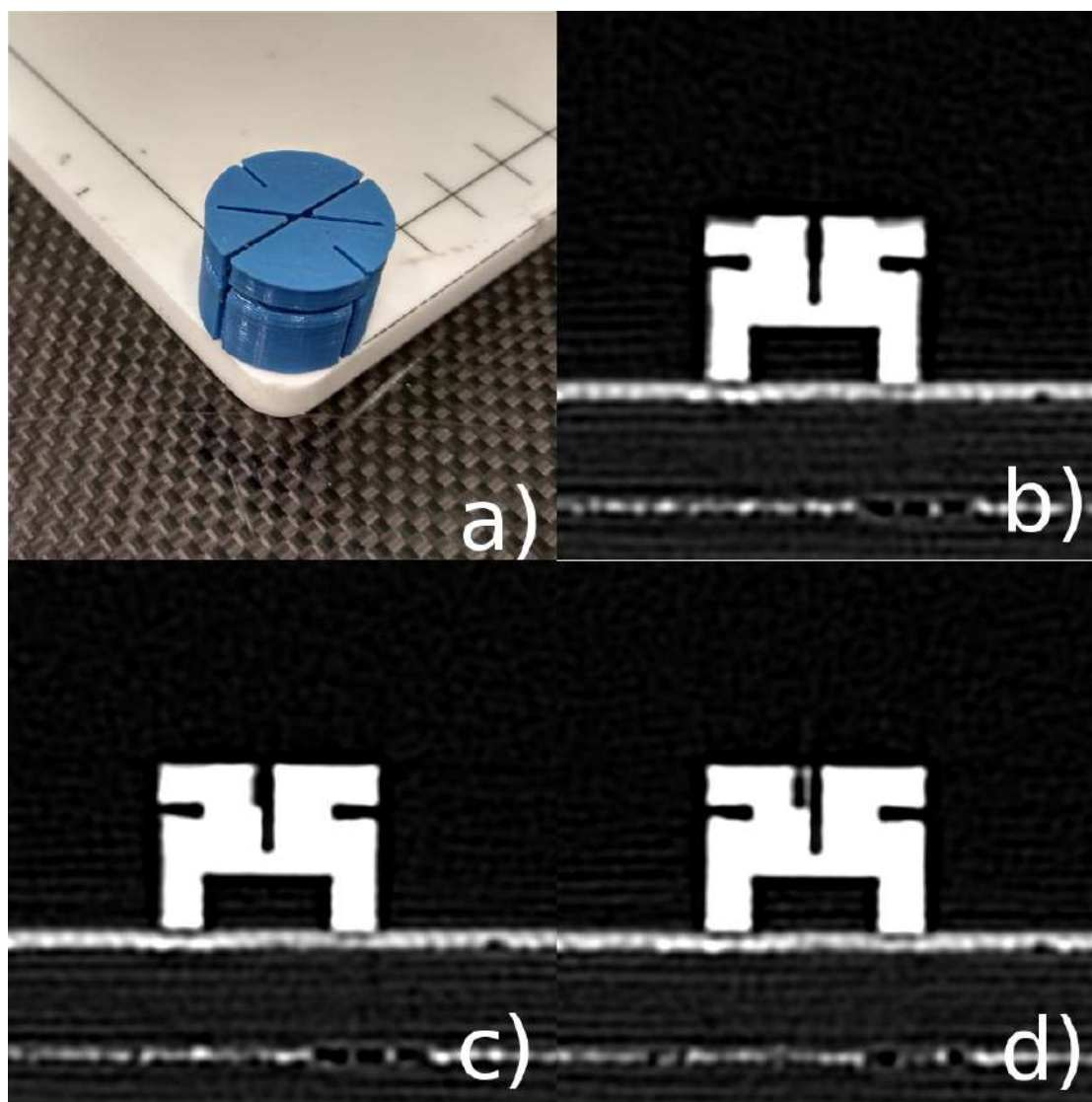


Figure 485: Detalle del elemento microposicionador (a). Imágenes CT de ancho de corte 0,7mm, centradas en el microposicionador en los cortes 0.0 mm (b), 0.7 mm (c), y 1.4 mm (d).

Pósteres Radioterapia / 271

Exactitud de posicionamiento de los MLC Agility y Millenium en función del ángulo de gantry

Autores: Fernando Fernández Belmonte¹ ; Fernando Tato de las Cuevas¹ ; Fernando Cerrón Compoó¹

¹ Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: fernando01975@gmail.com

Objetivos

Las nuevas técnicas de tratamiento requieren de una elevada precisión en los sistemas de colimación multiláminas (MLC) de los aceleradores lineales de electrones (ALE). Para poder evaluar la influencia de la gravedad y diferentes imprecisiones mecánicas, los controles de calidad de dichos sistemas se deben realizar a diferentes ángulos de gantry. En este trabajo se evalúa la exactitud del posi-

cionamiento de los MLC Agility y Millenium en función del ángulo de gantry, para campos estáticos y empleando un test de bandas.

Material y Métodos

Los ALEs empleados son dos Varian CLINAC 2100 con MLC Millenium y un Elekta Synergy con MLC Agility. El EPID de los CLINAC 2100 tiene una resolución de 512x512 píxeles, el del Elekta 1024 x 1024 píxeles.

Cada mes se realizan dos test de bandas, uno a gantry 0° y otro a 90° (mes impar) o 270° (mes par). El test de bandas está constituido por 10 segmentos step-and-shoot con un gap de 2,4 mm entre ellos.

Las imágenes se adquieren con el EPID y se analizan con un programa de elaboración propia desarrollado en Matlab. El programa traza un perfil horizontal en cada lámina. Se ajusta la parte del perfil cercano a cada uno de los gaps a una gaussiana. Se obtiene el VP (valor de píxel) máximo de la gaussiana. La posición y valor de cada VP máximo es el empleado en el cálculo del ancho y posición de cada gap.

Los resultados de la exactitud del posicionamiento de las láminas en todos los gaps son exportados a un libro de cálculo.

Se evalúan las desviaciones máximas y promedio de las dos bancadas del MLC en cada gap.

Resultados y discusión

En la Fig. 1 se representan los desplazamientos medios de cada bancada en los tres ALEs, a gantry 0°. Todos los desplazamientos son significativamente distintos de cero en todos los casos excepto en la bancada derecha del ALE-1. Todos los desplazamientos son menores de 0,5 mm.

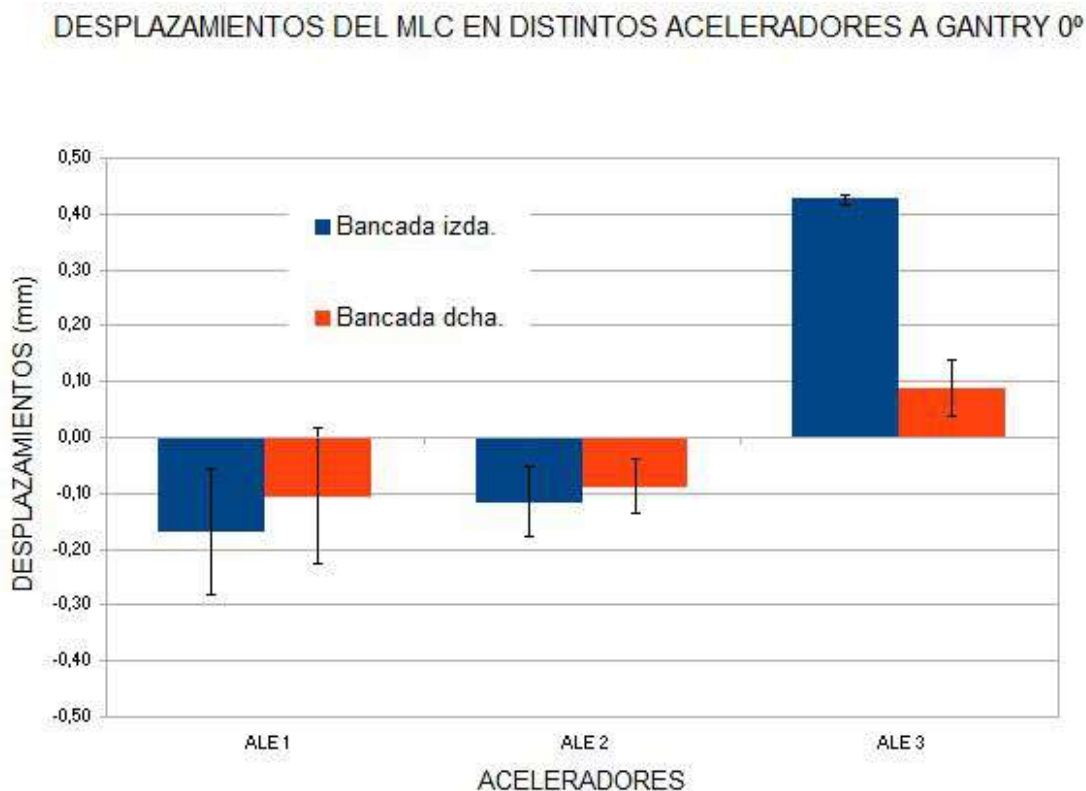


Figure 486: Desplazamientos medios de cada bancada en los tres ALEs, gantry 0°

En la Fig. 2 se representan las diferencias medias entre los desplazamientos de cada bancada a gantry 90° y gantry 270° respecto de gantry 0°. Se encuentra que alguna de las difetencias no son significativas. Las diferencias de desplazamientos entre distintos ángulos de gantry son < 1,02 mm en el ALE-1, < 0,52 mm en el ALE-2 y < 0,45 mm en el ALE-3 ($p < 0,05$).

En ambas figuras las barras de error indican la incertidumbre para una significación del 95 %.

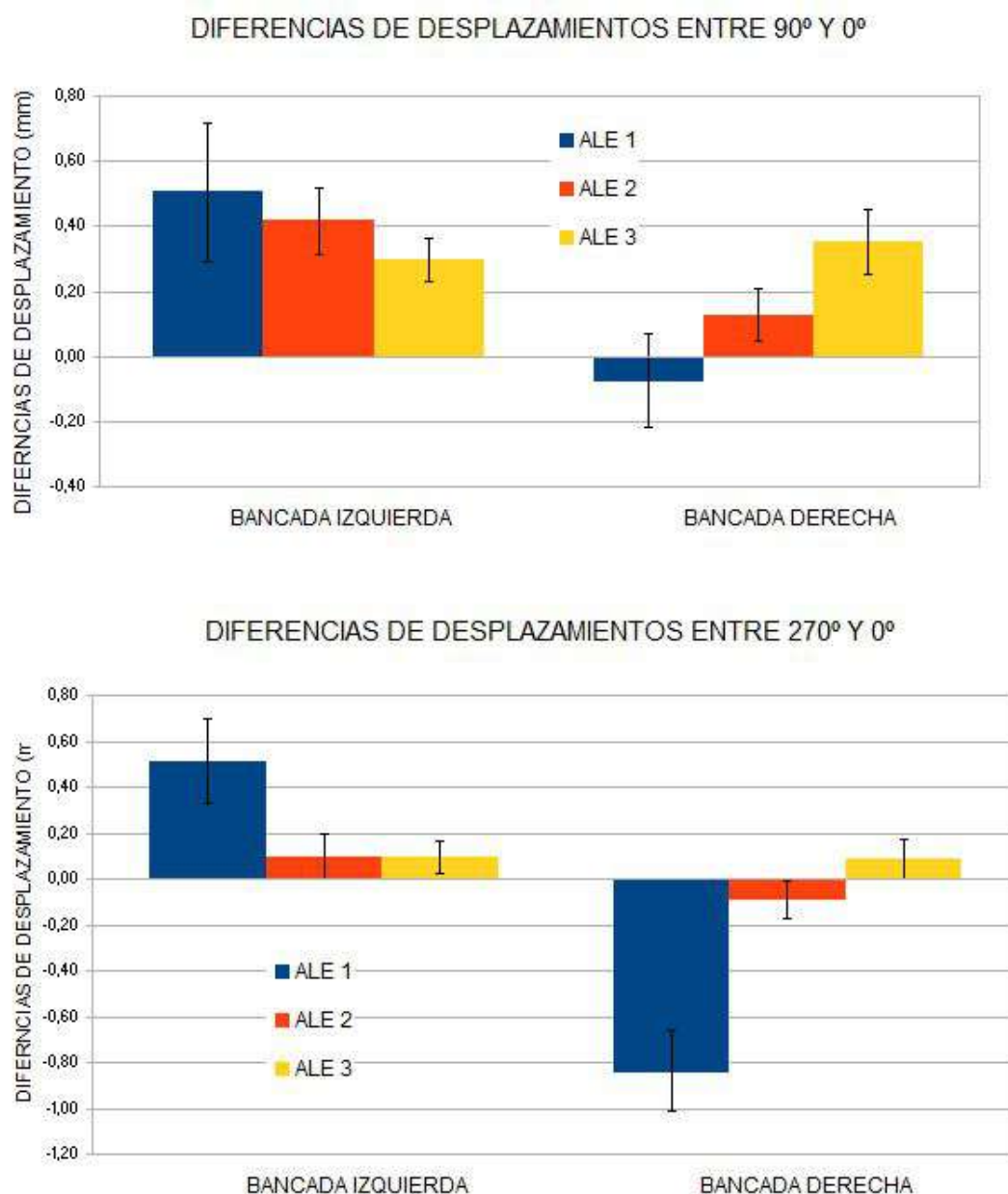


Figure 487: Diferencias medias entre los desplazamientos de cada bancada a gantry 90° y gantry 270° respecto de gantry 0°.

Conclusiones

El análisis estadístico de los datos permite decir que la exactitud de los 3 MLC está dentro de tolerancia para las 3 posiciones del gantry. No se permite concluir que un modelo u otro de MLC vea más afectada su precisión al variar el ángulo de gantry.

Pósteres Radioterapia / 661

Desarrollo de una aplicación para el análisis de contraste-resolución del EPID

Autores: Noelia Suarez Alvarez¹ ; Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Sofia García Repiso¹ ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Raúl Sánchez López¹ ; Alvaro Antonio Fernandez Lara² ; Carlos Martín Rincón¹

¹ *Complejo Asistencial Universitario de Salamanca*² *Hospital Universitario de Salamanca***Corresponding Author:** noeliasuarez@saludcastillayleon.es

Introducción

La estabilidad de la calidad de imagen de los sistemas de imagen portal (EPID) es fundamental en la verificación geométrica y de posicionamiento del paciente previa a su tratamiento, por lo que puede resultar útil que su valoración se realice de forma automatizada, minimizando variaciones dependientes del observador. Hasta el momento, en el Complejo Asistencial de Salamanca, la prueba de contraste-resolución del EPID mediante el uso del maniquí Las Vegas se realizaba visualmente. El objetivo de este trabajo ha sido desarrollar una aplicación mediante la interfaz gráfica de usuario (GUI) de Matlab R2016a que automatice la prueba y permita llevar un registro histórico de resultados de la misma.

Material y Métodos

La evaluación de la calidad de imagen se realiza mensualmente en dos aceleradores lineales Varian (Clinac DHX y 2100CD). Su sistema de imagen portal de aSi, cuya resolución es de 0.392 y 0.784 mm/pixel, respectivamente. Se emplea el maniquí de aluminio Las Vegas Phantom que dispone de 28 hendiduras circulares de distintos diámetros y profundidades cuya visualización permite evaluar la resolución espacial y el contraste, respectivamente.

Se ha seguido el protocolo indicado en el TG58 de la AAPM. El maniquí se coloca sobre el propio detector portal y, mediante el software AM Maintenance de Varian, se adquiere una imagen de SUM con energía 6MV, tamaño de campo 14x14cm y en modo de adquisición High Quality.

La aplicación desarrollada permite seleccionar la imagen y el acelerador en el que se ha realizado. Posteriormente, ajusta los niveles de ventana para la visualización óptima y solicita al usuario la selección de la hendidura de mayor contraste.

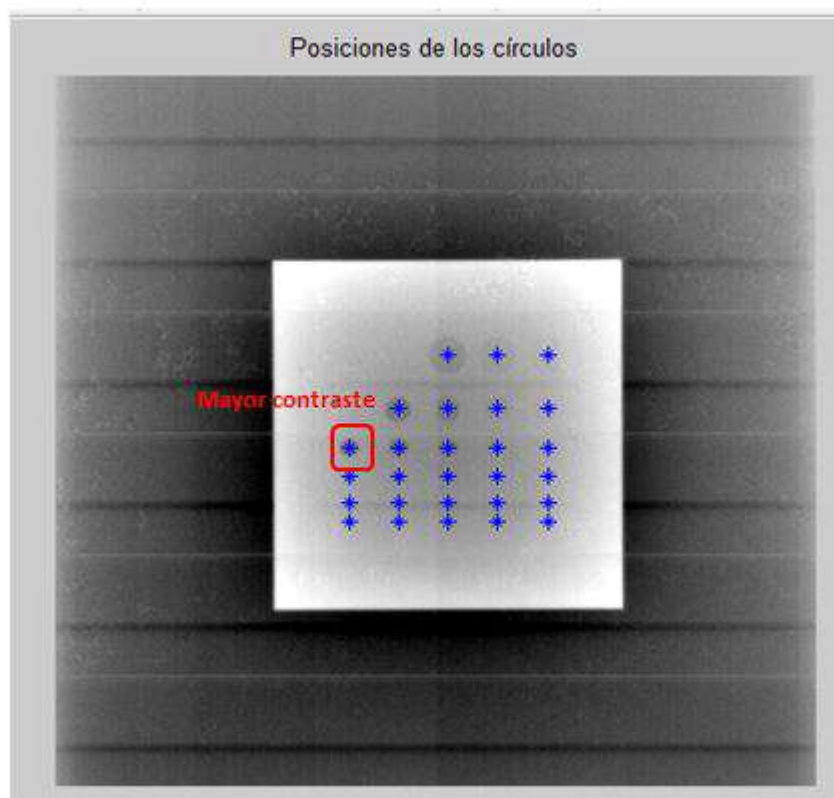


Figura1

Figure 488: fig1

A partir del cálculo del centroide de dicha hendidura, que utiliza como referencia, ubica las posiciones esperadas del resto de centroides (Figura 1).

Para calcular la relación señal-ruido (RSR) de los valores medios de pixel (VMP) de los círculos, adquiere el VMP y su desviación estándar (STD) en 4 regiones de interés (ROIs) de zonas uniformes en el maniquí.

El programa devuelve la imagen del maniquí con los centroides en verde/rojo dependiendo de si su valor de la RSR se desvía menos de un 3% del valor de la adquisición de referencia o más, respectivamente.

Por último, se exportan automáticamente los valores de la RSR, así como del VMP y la STD a un archivo de Excel.

Resultados

En la figura 2 se muestra como ejemplo el resultado de una de las adquisiciones.

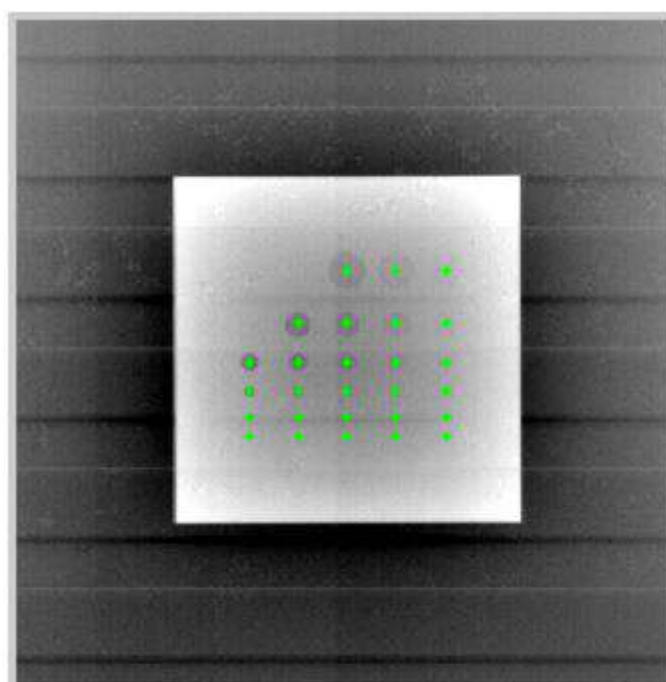


Figura 2

Figure 489: fig2

Discusión

En la imagen de referencia se visualizaban 20 círculos, superando ampliamente la tolerancia establecida en el TG58 de 17 círculos.

Por ello, en adquisiciones sucesivas se hace uso de la RSR para analizar la evolución de la calidad de imagen aun cuando se cumplan las tolerancias.

Conclusiones

La aplicación desarrollada ha demostrado ser de utilidad, permitiendo un análisis automático y reproducible de la calidad de imagen del EPID acorde a los valores de referencia establecidos en nuestros detectores.

Estabilidad y Precisión del sistema OBI respecto al giro de Gantry

Autores: Lara Núñez Martínez¹ ; Javier Sánchez Jiménez¹ ; María Luisa Martín Albina¹ ; Juan Morillas Ruiz¹ ; Fernando Pizarro Trigo¹ ; Diego Bengoechea Álvaro¹ ; Teresa Cepas Arroyo¹ ; Susana Crespo Mesa¹ ; Ignacio Agustín Pérez Urbón¹ ; Sandra Zaballos Carrera¹

¹ Hospital Universitario de Burgos

Corresponding Author: lara_n_m@yahoo.es

Introducción

En los tratamientos de radioterapia es fundamental una correcta localización del tumor y los órganos de riesgo (OAR) durante el tratamiento. Eso exige verificar la posición exacta de los volúmenes debido a las incertidumbres de posicionamiento y movimiento interno de los órganos.

Esto es especialmente importante en tratamientos con escalada de dosis donde es preciso verificar la posición del blanco con imagen diaria. Para ello los aceleradores lineales cuentan con una fuente de rayos x de kilovoltaje y un detector que permite adquirir imágenes 2D o 3D (CBCT).

El objetivo de este trabajo es evaluar la dependencia de la estabilidad del isocentro del sistema de kilovoltaje con el giro de Gantry.

Material y Método

Analizamos un acelerador Varian Clinac IX con sistema de imagen (OBI) con brazos robóticos ExactArm. El OBI consta de una fuente de kilovoltaje (kVS) un panel detector (kVD) montados perpendicularmente al gantry del acelerador lineal.

Para asegurar la exactitud de la localización del blanco se debe verificar la posición del isocentro del OBI respecto al isocentro de tratamiento.

Para llevar a cabo las medidas de verificación del OBI se utiliza un maniquí que contiene una esfera radiopaca de diámetro 5mm que posicionaremos en el isocentro mecánico. Para el posicionamiento del maniquí se hace uso de los láseres, que deben estar adecuadamente calibrados, y se verifica también con la luz de campo del acelerador.

Se toman imágenes planares de kilovoltaje cada giro de gantry de 30°. Se evalúan los desplazamientos transversales (coordenada x) y axiales (coordenada y).

Para garantizar la reproducibilidad de la posición de la fuente y el detector recogemos y sacamos el brazo del OBI después de cada giro.

Resultados

Se observa un error sistemático en la posición transversal del isocentro del OBI respecto al isocentro de tratamiento. Los desplazamientos en la dirección longitudinal son menores que los transversales lo que revela una mejor estabilidad de los brazos del OBI frente al cabeceo (pitch).

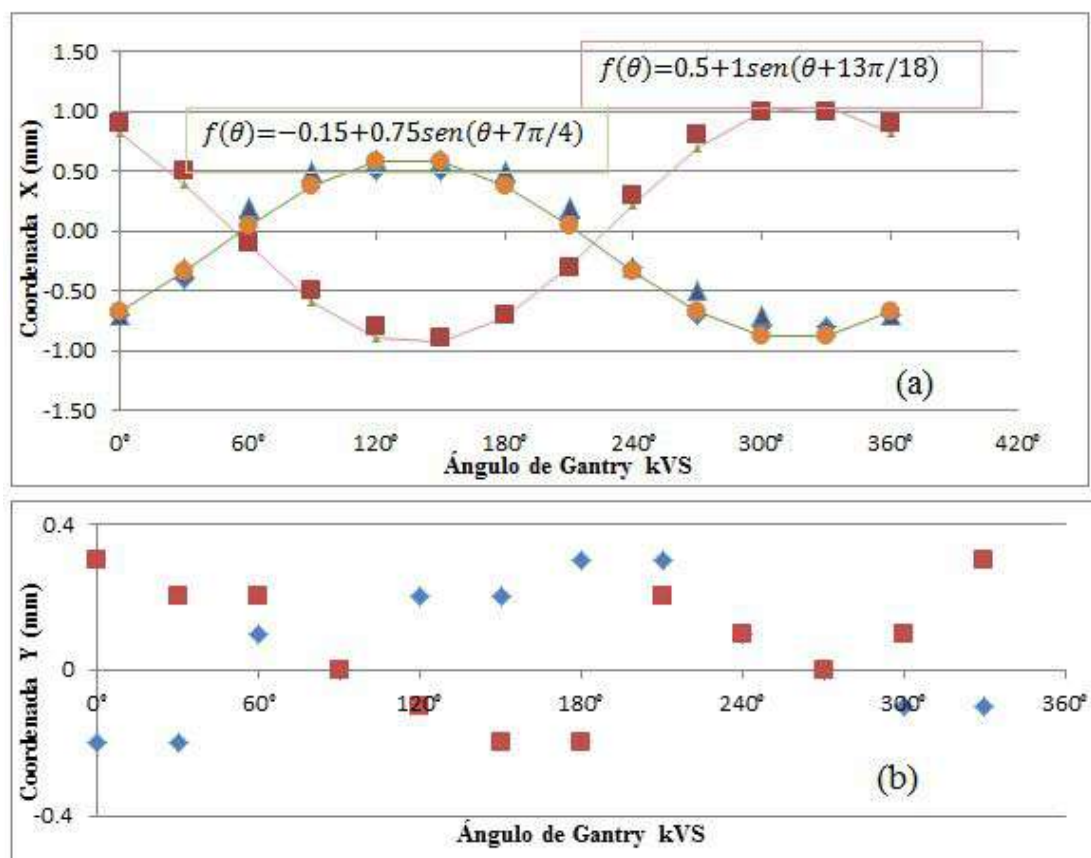


Figure 490: (a) Desplazamiento transversal (b) Desplazamiento axial

La figura 2 muestra el desplazamiento de la componente x en función del ángulo de posición de kVS con DFD 150cm.

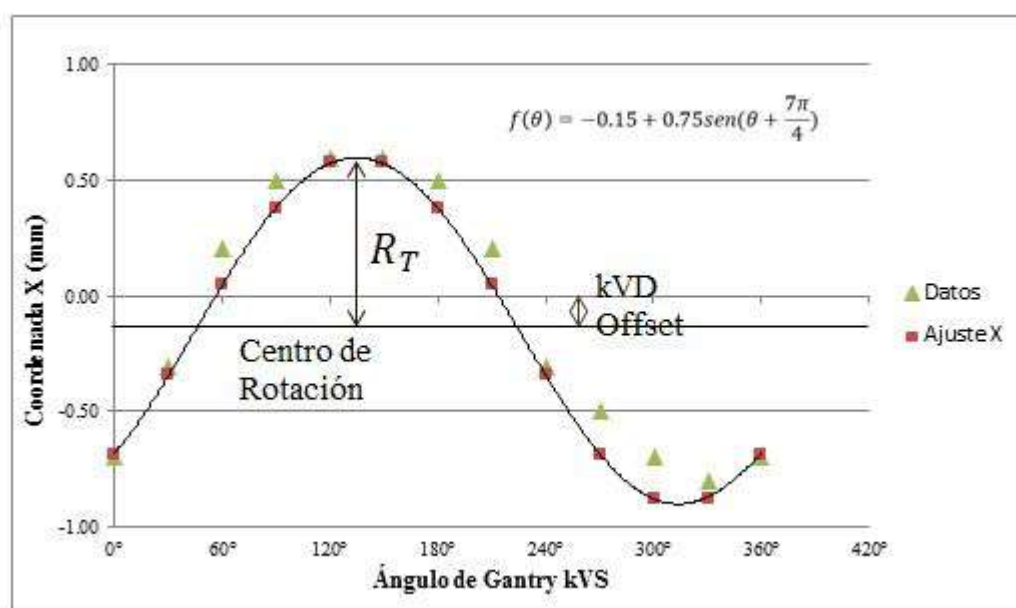


Figure 491: Desplazamiento transversal frente al ángulo de gantry

La desviación en la dirección transversal describe una curva sinusoidal que permite calcular un offset de -0.15 mm.

El vector desplazamiento transversal se estima a través de la amplitud de la curva siendo la media 0.75mm.

Este valor representa el desplazamiento transversal del isocentro de KV respecto al isocentro de tratamiento.

El desplazamiento del isocentro de KV no puede ser estimado con una única medida debido a la incertidumbre de posición del maniquí. Para su estimación es necesario realizar una serie de medidas. Por ello en la rutina mensual de control de calidad se verifica la posición a 0°, 90°, 180° y 270°, con una tolerancia de $\pm 1.5\text{mm}$ y NA: $\pm 2\text{mm}$.

Conclusiones

Es necesario realizar una verificación periódica de la exactitud del isocentro del OBI y sus resultados deben tenerse en cuenta en los márgenes de planificación.

Pósteres Radioterapia / 173

Herramienta Web para el control de calidad de un ALE TrueBeam

Autores: Manuel Fernández Montes¹ ; Agustín Válgoma Solanas¹ ; Ariane Montejo Arteche¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Miguel Castanedo Álvarez² ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

² Hospital de Jerez

Corresponding Author:

Introducción:

La incorporación de un TrueBeam STX nos ha permitido ofrecer tratamientos con VMAT donde toman relevancia nuevos parámetros dinámicos de operación: velocidad de gantry, tasa de dosis y velocidad del multiláminas además de los habituales como las posiciones del gantry, colimadores, multiláminas, mesa, paneles de imagen, etc.

Este nuevo escenario nos ha llevado a considerar nuevas medidas para tener un control adecuado y hemos valorado las distintas soluciones comerciales existentes.

Nos hemos decantado por SNC Machine, una aplicación de la plataforma web SunCHECK (Sun Nuclear) que permite realizar y analizar las medidas recomendadas en el TG-142 de la AAPM. Entre sus características destacan su integración con la red ARIA, facilidad de uso, herramientas de análisis y explotación de datos, así como un sistema de alertas por email.

Material y métodos:

SNC Machine permite generar una serie de tareas de control de calidad (QA Tasks) que se configuran al mismo tiempo que se preparan los planes correspondientes en Eclipse. Junto con el programa se suministran un conjunto de maniqués para realizar las distintas medidas: MV QA phantom (Steel), Winston-Lutz QA phantom, kV QA phantom, FS-QA- Radiation/Light Field QA phantom y Varian Catphan 604.

Las tareas creadas son: "CBCT Imaging", "Field Size/Flatness & Symmetry", "MLC - Position & Leaf Speed", "MLC Picket Fence Imaging", "MV, kV", "VMAT Dose Rate and Gantry Speed", "VMAT MLC Leaf Speed", "Star Shot Imaging", "Winston-Lutz".

Para cada tarea hemos realizado una medida de referencia inicial (base), estableciendo sobre ella los rangos de tolerancia. A partir de ahí se realiza la medida con la periodicidad establecida, automáticamente se compara con la medida base y un email indica cuándo estamos fuera de tolerancia.

La transferencia primera de las imágenes es manual, pero las medidas posteriores se transfieren de manera automática facilitando así el trabajo de revisión.

Resultados:

Realizamos los controles con una periodicidad diaria y/o semanal dependiendo de la prueba y, tras la medida, los datos son procesados por SunCHECK. Existen alertas visuales que nos indican si cada una de las medidas están dentro de la tolerancia establecida. El programa permite además generar gráficas de tendencias.

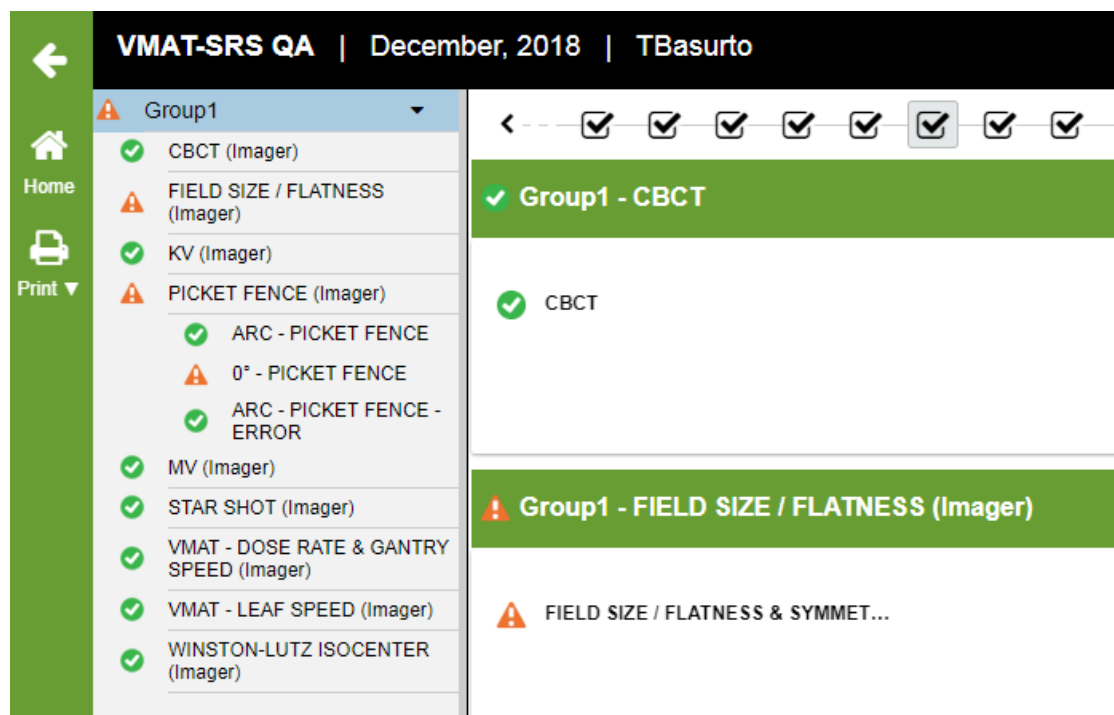


Figure 492: Alertas visuales de los resultados

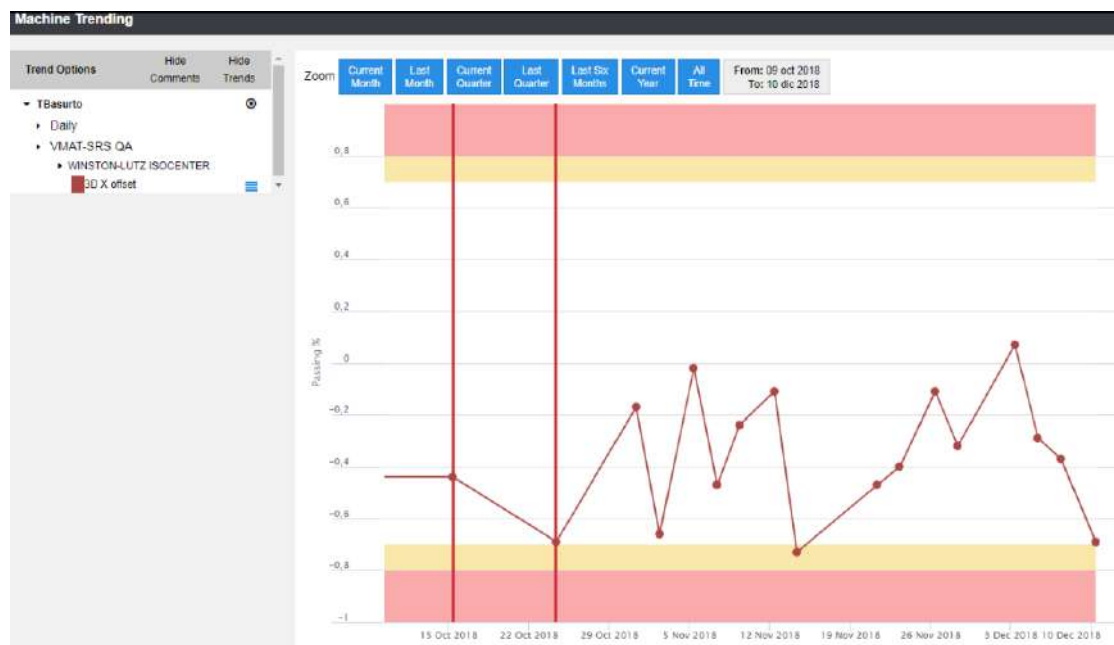


Figure 493: Tendencia de la prueba con el maniquí Winston-Lutz

Conclusiones:

SNC Machine ofrece un sistema capaz de realizar el control de calidad en un ALE TrueBeam. Es sencillo de poner en marcha, automático y fácil de supervisar, totalmente integrado en el flujo de

trabajo en ARIA, y accesible por diferentes usuarios desde una plataforma web. También puede configurarse para que envíe alertas por email de los resultados y permite explotarlos mediante estadísticas, gráficos de tendencias, etc.

La plataforma SunCHECK está en proceso de desarrollo, mejora e integración con otros productos de Sun Nuclear. Desde nuestro punto de vista, aunque la versión actual de SNC Machine es totalmente funcional, la presentación y explotación de los resultados aún tiene mucho margen de mejora.

Pósteres Radioterapia / 175

EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL MLC DEL TRUE-BEAM UTILIZANDO LA INFORMACIÓN RECOGIDA DIARIAMENTE EN LOS TRAJECTORY LOGS

Autores: Juan Agustín Calama Santiago¹ ; José Carlos Belloso Castrillo² ; Miguel Ángel Infante Utrilla¹ ; María Elisa Lavado Rodríguez¹

¹ Hospital La Luz

² Varian Medical Systems

Corresponding Author: jcalama@quironsalud.es

INTRODUCCIÓN:

En este trabajo intentamos determinar si se puede predecir el comportamiento del colimador multilaminas (MLC) a partir de la información recogida en los trajectory logs, y optimizar los tiempos de parada no programados que ralentizan el funcionamiento asistencial de un servicio de radioterapia.

MÉTODO:

Se ha diseñado una prueba diaria consistente en la administración de un campo dinámico (gap desplazándose de manera uniforme) para cuatro diferentes angulaciones de cabezal (0°, 90°, 180° y 270°). Se han recogido durante cuatro meses los archivos generados por el Truebeam en estas pruebas, conocidos como trajectory logs (TL), y se han procesado mediante una aplicación Matlab para estudiar el comportamiento individual de cada lámina. A su vez, se han evaluado los diferentes enclavamientos relativos al MLC aparecidos durante los tratamientos diarios.

RESULTADOS:

En la figura 1 se muestran los errores posicionales recogidos en el TL para un campo de tratamiento en el que se produce un enclavamiento. Este aparece cuando el error de la lámina A56 supera la tolerancia de 2 mm.

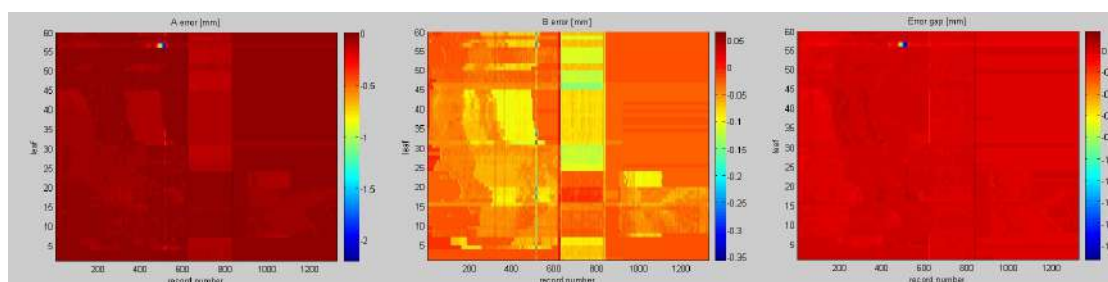


Figure 494:

En la figura 2 se muestran los resultados de las pruebas diarias para el banco A antes y después de realizar la intervención para corregir el enclavamiento. Se observa el posicionamiento anómalo de

la lámina A56 y su corrección posterior.

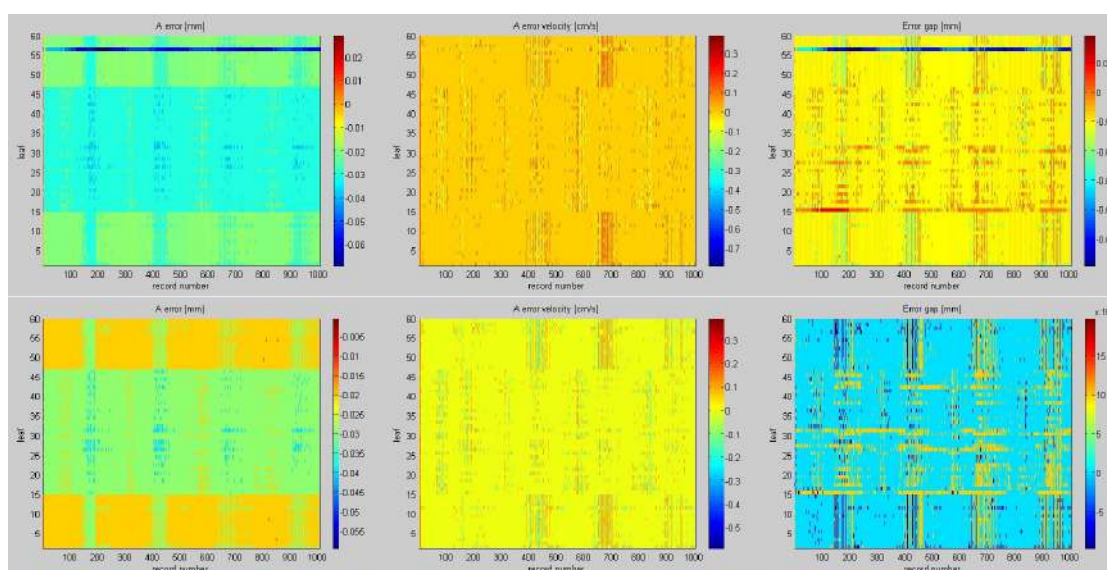


Figure 495:

DISCUSIÓN:

Agnew et al., utilizando información recogida en los TL durante un año de pruebas, no detectó errores en el funcionamiento del MLC originados por el deterioro del motor o del husillo. Neal et al. también observó en un caso, que el error posicional de una lámina no quedaba recogido en estos archivos.

A diferencia de estos trabajos previos, durante el desarrollo inicial del estudio se vio que una de las láminas tenía un comportamiento anómalo que aparecía recogido fielmente en el archivo TL de tratamiento (Fig. 1.), por lo que se planteó su evaluación diaria (Fig. 2.). La desviación era más acusada en el campo de prueba próximo a la angulación del campo de tratamiento en el que aparecía el enclavamiento, y solamente en el posicionamiento de la lámina, pero no en su velocidad. El error fue agravándose con el tiempo y generando enclavamientos por fallo de MLC en el TrueBeam, hasta que fue necesario cambiar el motor y el husillo de la lámina. Por lo tanto, en este tipo de error, parece posible determinar valores de desviación posicional en las láminas a partir de los cuales es recomendable la intervención del servicio técnico.

Los enclavamientos del MLC pueden originarse tanto por desviaciones en la lectura del primario (cuentas del encoder del motor), como por la diferencia de esta lectura con la del secundario (posición absoluta). Los enclavamientos predecibles estarán correlacionados con los errores detectados por el primario, al provenir la información de los TL también de las cuentas del encoder, pero no con los debidos a la diferencia primario/secundario, pues la tolerancia en esta diferencia es 2.5 mm, y los errores derivados del deterioro del primario o del husillo pueden ser elevados sin ser detectados, como ponen en evidencia los trabajos previos. En el futuro sería conveniente estudiar más casos y buscar correlaciones con el tipo de enclavamiento.

CONCLUSIÓN:

Dada la naturaleza de la información recogida en los TL, este trabajo no parece un buen método general para predecir el comportamiento del MLC. Sin embargo, en el caso de estar bien calibrado y funcionando correctamente, la degradación en el comportamiento de las láminas queda recogida en los archivos, y su evaluación debería permitir conocer la causa de las desviaciones y programar las intervenciones para sustitución de componentes del MLC, optimizando los tiempos de parada.

DE IMÁGENES DEL TEST DE WINSTON-LUTZ EN ImageJ

Autores: Pedro Javier Mancha Mateos¹ ; Javier Sánchez Ruipérez¹ ; Mónica Gómez Incio¹ ; Pedro Almendral Manzano¹ ; Juan Miguel Delgado Aparicio¹

Co-autores: Daniel Roberto Domínguez¹ ; Jesús Carbajo Chávez¹

¹ Hospital Universitario de Badajoz

Corresponding Author: pedrojmancha@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El test de Winston Lutz permite la comprobación de la coincidencia del isocentro que marcan los láseres, con el isocentro de radiación de un acelerador lineal o el isocentro de un dispositivo de imagen asociado al mismo. Es un método ampliamente utilizado y existen programas comerciales que realizan automáticamente el análisis de las imágenes, aunque también es habitual que cada centro desarrolle una solución propia. Al no disponer de solución comercial, en nuestro centro se ha desarrollado un programa propio para automatizar los análisis.

MATERIAL Y MÉTODO

En nuestro centro, disponemos de un maniquí *Elekta Ball-Bearing Phantom* para la realización del test. Mediante el EPID del acelerador, *Elekta VersaHD*, obtendremos imágenes para distintas angulaciones del gantry, que después procesaremos para obtener las diferencias entre el centro de la “bola” del maniquí y el centro del campo irradiado. Para el procesado de la imagen, se ha creado una macro en *ImageJ* (v1.52a) que permite analizar grupos de imágenes y que los resultados aparezcan en un único fichero de texto con las diferencias obtenidas.

Para procesar cada una de las imágenes, se utilizarán métodos de segmentación de imágenes mediante las funciones “*Threshold*” y “*Create Mask*” de *ImageJ*, que nos permitirán encontrar los contornos tanto del círculo central como del cuadrado irradiado, usando como referencia el 50% del valor de píxel del círculo respecto al cuadro irradiado y del cuadro irradiado respecto al fondo sin irradiar, respectivamente. Hallando el centroide de las figuras definidas por los dos contornos y restando las coordenadas podremos obtener de forma sencilla la diferencia entre ambos isocentros.

El programa se ha confrontado con el cálculo manual mediante perfiles que se estaba realizando hasta ahora, con el objetivo de validar el algoritmo.

RESULTADOS

Los siguientes resultados se han obtenido mediante el análisis de 4 imágenes con diferentes angulaciones de gantry (0, 180, 270 y 90°), con la “bola” del test en el isocentro marcado por los láseres y con el colimador a 0°. Se usó un campo de 10 cm x 10 cm en isocentro. Se presentan los resultados para energías con filtro aplanador (6 y 10 MV) y energías sin filtro aplanador (6 y 10 MV FFF).

Desviación centro radiación vs. centro bola (todas las medidas en mm)

Energía	Método	Dirección	Ángulo de gantry			
			0	180	270	90
6 MV	Manual	G-T	0,32	-0,82	-0,08	-0,50
		Transversal	0,57	0,13	0,17	0,42
	Macro	G-T	0,24	-0,90	-0,33	-0,38
		Transversal	0,57	0,19	0,23	0,51
	Diferencia Macro vs. Manual	G-T	-0,08	-0,08	-0,25	0,13
		Transversal	0,00	0,06	0,06	0,09
10 MV	Manual	G-T	0,13	-0,95	-0,34	-0,32
		Transversal	0,82	0,25	0,42	0,63
	Macro	G-T	0,16	-0,98	-0,36	-0,39
		Transversal	0,84	0,26	0,44	0,61
	Diferencia Macro vs. Manual	G-T	0,03	-0,04	-0,02	-0,08
		Transversal	0,02	0,01	0,02	-0,02
6 MV FFF	Manual	G-T	0,19	-1,09	-0,50	-0,34
		Transversal	0,82	0,59	0,50	0,84
	Macro	G-T	0,21	-0,95	-0,34	-0,33
		Transversal	0,88	0,56	0,75	0,77
	Diferencia Macro vs. Manual	G-T	0,02	0,14	0,17	0,00
		Transversal	0,06	-0,03	0,24	-0,07
10 MV FFF	Manual	G-T	0,67	-0,50	0,17	0,08
		Transversal	0,76	0,25	0,25	0,34
	Macro	G-T	0,67	-0,44	0,19	0,10
		Transversal	0,64	0,26	0,19	0,55
	Diferencia Macro vs. Manual	G-T	0,00	0,06	0,02	0,02
		Transversal	-0,12	0,01	-0,06	0,21

Figure 496: Desviación centro de radiación vs. centro bola

DISCUSIÓN

Como puede verse en los resultados, las diferencias entre ambos métodos son siempre inferiores a 0,25 mm, y por lo tanto están dentro de la incertidumbre esperada en este tipo de medidas y que viene limitada, entre otros factores, por el tamaño de píxel de la imagen generada.

CONCLUSIONES

El algoritmo propuesto en forma de macro, es una forma sencilla y rápida de analizar grupos de imágenes mediante el software ImageJ, libre y de amplia difusión en los servicios de radiofísica hospitalaria. La macro es fácilmente modificable para adaptarla a las peculiaridades propias de cada centro y permite obtener resultados similares a otros métodos o programas.

Pósteres Radioterapia / 112

DOS AÑOS DE RESULTADOS EN LA VERIFICACIÓN DE LOS EQUIPOS DE RADIOTERAPIA GUIADA CON LA IMAGEN MEDIANTE EL MANIQUÍ ACRÍLICO DE RADIATION PRODUCTS DESIGN

Autores: Francisco Clemente Gutiérrez¹ ; Francisco Javier San Miguel Avedillo¹ ; Pablo Chamorro Serrano¹ ; Juan de Dios Sáez Garrido² ; Concepción López Carrizosa² ; Carmen Ibañez Villoslada² ; Joaquín Navarro Castellón² ; Marta Dominguez Morcillo² ; Eliseo Carrasco Esteban² ; Paula Sáez Bueno² ; Estefanía Ruiz Alcaide²

¹ Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

² Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

Corresponding Author: pclementegutierrez@gmail.com

1. INTRODUCCIÓN

Tal y como establecen las recomendaciones de la AAPM y la SEFM respecto del control de calidad en radioterapia guiada por la imagen (IGRT), es necesario realizar verificaciones periódicas de los equipos de imagen involucrados en dichas técnicas. En particular, se recomienda la verificación de la coincidencia entre los isocentros del acelerador y tales sistemas, así como las correcciones propuestas por éstos y, en su caso, los desplazamientos automáticos realizados por la mesa para implementarlas. Este estudio muestra el procedimiento y resultados para tales verificaciones empleando un maniquí acrílico.

1. MATERIAL Y MÉTODOS

El maniquí empleado (Radiation Products Design) consiste en un cubo acrílico de 73 mm de arista, con tres marcadores de tungsteno de 2 mm de diámetro, situados en las coordenadas ((x,y,z), cm) (0,0,0), (-2,-2,2), (2,1,-1) respecto del centro del cubo. Los equipos de imagen sobre los que se implementaron las verificaciones fueron dos paneles de MV (PortalView, Varian y iViewGT, Elekta), así como un tercer panel de kV (XVI, Elekta) empleado para la obtención de imágenes cone beam (CBCT). La coincidencia entre isocentros se comprobó con una periodicidad diaria (tolerancia de 1 mm). Asimismo, semanalmente se realizaron desplazamientos fuera del isocentro a la posición del tercer marcador de tungsteno, con el fin de comprobar que la corrección propuesta por los sistemas de imagen es correcta respecto de la referencia ((-20,-10,10) mm), así el correcto posicionamiento de la mesa tras dicha corrección (tolerancia de 1 mm en los dos casos). Ambos procedimientos se aplicaron sobre los tres sistemas de imagen, a excepción de la evaluación de la corrección automática de la mesa, solo valorada sobre el sistema XVI. Se recogieron los datos correspondientes al periodo de implementación de dicho maniquí (2 años).

1. RESULTADOS

Las desviaciones promedio (mm) obtenidas para la comparación de isocentros fueron de $(0.29 \pm 0.27, 0.33 \pm 0.18, 0.40 \pm 0.24, 0.32 \pm 0.22, 0.38 \pm 0.25, 0.45 \pm 0.23)$ y $(0.12 \pm 0.22, 0.16 \pm 0.24, 0.58 \pm 0.29)$ para el PortalView, iView y XVI, respectivamente. Las correcciones promedio (mm) propuestas por los sistemas de imagen a los desplazamientos realizados fueron de $(-20.27 \pm 0.33, -10.26 \pm 0.31, 9.99 \pm 0.33)$, $(-19.84 \pm 0.38, -10.38 \pm 0.33, 9.89 \pm 0.44)$ y $(-19.77 \pm 0.25, -9.83 \pm 0.31, 10.48 \pm 0.28)$ para el PortalView, iView y XVI, respectivamente. Tras la implementación automática de los desplazamientos en la mesa, los errores promedio (mm) respecto de la posición del centro del cubo fueron de $(0.12 \pm 0.09, 0.17 \pm 0.17, 0.09 \pm 0.10)$.

1. DISCUSIÓN

Las desviaciones promedio obtenidas fueron compatibles con las tolerancias establecidas, tanto para las desviaciones respecto de la coincidencia de isocentros, como en las correcciones propuestas. Los errores promedio obtenidos para el reposicionamiento automático del maniquí con la mesa de tratamiento fueron, en promedio para las adquisiciones CBCT, inferiores a 0.2 mm. En todos los casos se cumplieron las recomendaciones tanto de la AAPM como de la SEFM

1. CONCLUSIONES

Las funcionalidades de los paneles de MV en el caso de imagen portal, como en el caso de kV con las adquisiciones CBCT quedaron correctamente confirmadas en lo referido al posicionamiento y correcciones ofrecidas por ambos sistemas, gracias al empleo del maniquí estudiado.

DESARROLLO DE UN PROGRAMA INFORMÁTICO PARA PREDECIR COLISIONES EN RADIOTERAPIA EXTERNA CON ACCELERADOR LINEAL

Autores: Manuel Llorente Manso¹ ; Sandra Vilela Serrano¹

¹ *Centro Oncológico MD Anderson*

Corresponding Author: manuel.llorente@gmail.com

En los tratamientos de Radioterapia Externa, no es inusual que se deba modificar un plan porque el brazo del acelerador colisiona con la mesa de tratamiento o con el paciente. Presentamos una herramienta informática que permite predecir las colisiones antes de colocar al paciente en la máquina de tratamiento.

Material y métodos:

La planificación de Radioterapia se hace sobre imágenes de TAC (modelo VCT64 de GE) con un campo de visión de 50 cm de diámetro. El sistema de planificación (SP) empleado es Pinnacle3 v16.2 (Philips). En el SP existe una librería de órganos que incluye la mesa de tratamiento del acelerador (Trilogy TX, Varian Medical Systems) y los distintos dispositivos de inmovilización empleados en el servicio. Los contornos correspondientes a la mesa y los inmovilizadores, junto con el contorno externo del paciente y las coordenadas del isocentro, se exportan en un fichero de texto. El programa que presentamos, escrito en lenguaje Processing, hace una reconstrucción tridimensional de las estructuras y de la cabeza del acelerador. El usuario puede girar el cabezal y comprobar si hay potenciales colisiones con la mesa o el paciente.

Resultados:

La Imágen 1 muestra un ejemplo de la visualización de los contornos de paciente y mesa, junto con una representación del cabezal del acelerador. Cambiando la orientación de la imagen se puede apreciar si hay riesgo de colisión.

Discusión:

La herramienta que presentamos permite predecir las posibles colisiones de cabezal con mesa y paciente, reduciendo el riesgo de errores en los tratamientos.

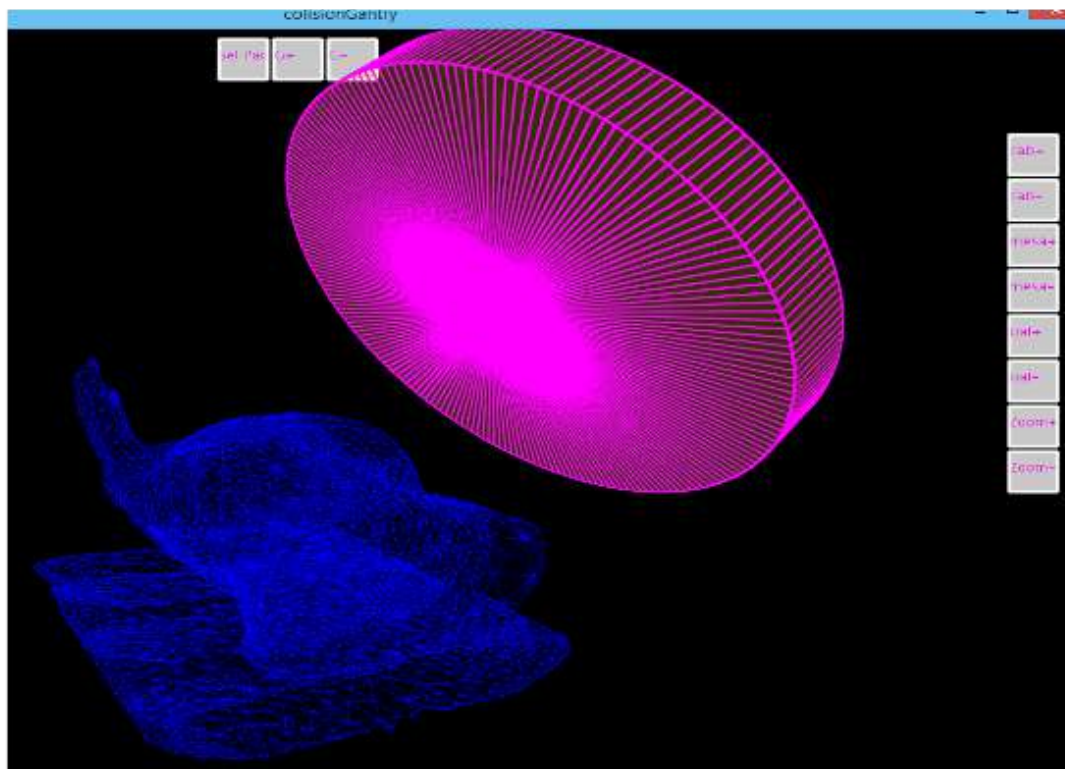


Figure 497: Vista de los contornos de un paciente, mesa de tratamiento y gantry del acelerador

Pósteres Radioterapia / 256

Adaptación del IAEA-TECDOC-1583 a la puesta en marcha de técnicas moduladas

Autor: Javier Díez Chamarro¹

Co-autores: Alejandro Barranco López¹ ; FRANCISCO JAVIER JIMÉNEZ ALBERICIO² ; Beatriz Chover Díaz¹ ; Alejandro García Romero¹ ; Araceli Hernández Vitoria¹ ; Esther Millán Cebrián¹ ; Pablo Ortega Pardina¹ ; Sonia Serrano Zabaleta ; Miguel Canellas Anoz¹

¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

² HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO "LOZANO Blesa"

Corresponding Author: jdchamarro@gmail.com

1. Introducción

El objetivo de este trabajo es validar los modelos de cálculo de dosis de fotones: Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) y Acuros® XB (AXB) del planificador Elipse™ para implementar las técnicas radioterápicas de intensidad modulada (IMRT) y de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT). Esta labor es un proceso necesario dentro de las tareas que conlleva el comisionado de un sistema de planificación.

Los haces estudiados son los de un acelerador TrueBeam® de energías de 6 y 10 MV, ambas con o sin filtro aplanador (respectivamente X o FFF).

2. Materiales y métodos

Tras un resultado satisfactorio de los test del IAEA-TECDOC-1583 y siguiendo su metodología,

se crean dos nuevos casos sobre el maniquí CIRS THORAX 002LFC que se observan en la figura 1.

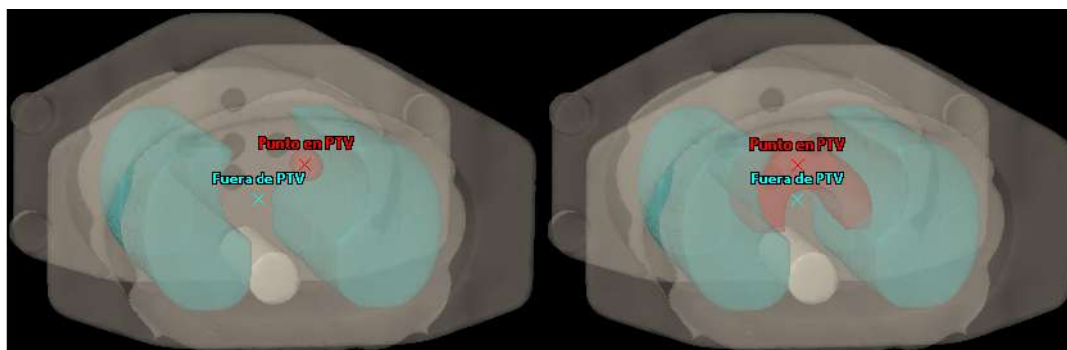


Figure 498: Caso 1 (izquierda): PTV (en rojo) cilíndrico (diámetro y altura de 2.5 cm) a 5 mm de pulmón (en azul). Caso 2 (derecha): PTV semicilíndrico hueco (altura 15 cm, radio hueco 3 cm, radio exterior 5 cm) en zona mediastínica. Se representan los puntos de medida, siendo el de referencia el contenido en el PTV.

Se diseñan planificaciones de IMRT y VMAT para cada energía y caso y se calculan las matrices de dosis con los algoritmos a evaluar. Se irradian esos planes sobre el maniquí midiendo la dosis en los puntos de interés.

El conjunto de medida incluye el electrómetro PC Electrometer™, la cámara de ionización CC01 de Scanditronix/Wellhofer y el inserto del maniquí correspondiente al punto de medida.

Los cálculos AAA y AXB se realizan con una malla cúbica de 2.5 mm de lado. La dosis en AXB se reporta en dosis medio.

El grado de concordancia entre cálculos y medidas se cuantifica según:

$$\text{Error}[\%] = 100 \times (D_{\text{calc}} - D_{\text{med}}) / D_{\text{med, ref}}$$

El error absoluto se hace relativo a $D_{\text{med, ref}}$, dosis medida en el punto de referencia de cada caso (normalización global).

Con respecto a las unidades de tratamiento en Eclipse, se introdujeron inicialmente los valores de *dosimetric leaf gap* (DLG) y transmisión medidos de acuerdo al procedimiento del fabricante con objeto de realizar un ajuste posterior si era necesario.

3. Resultados

Los resultados pueden visualizarse en la figura 2.

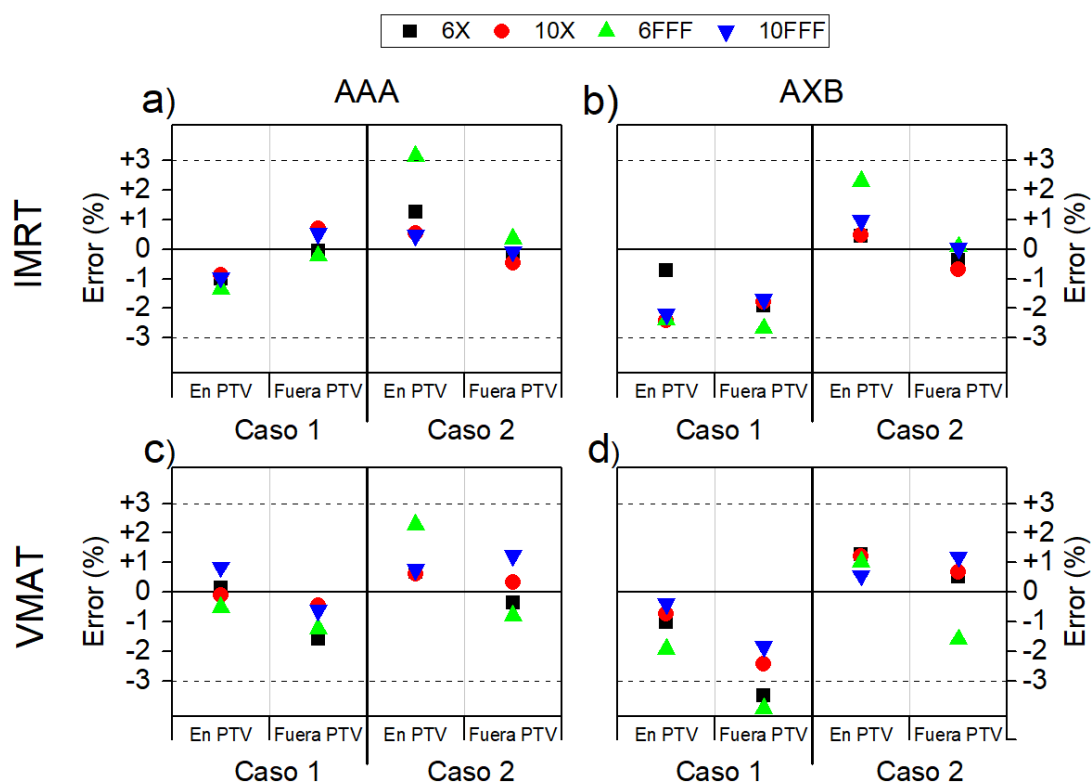


Figure 499: Resultados obtenidos para: a) Técnica IMRT calculada con AAA, b) Técnica IMRT calculada con AXB, c) Técnica VMAT calculada con AAA, d) Técnica VMAT calculada con AXB.

4. Discusión

Para planificaciones IMRT, el 93% de los cálculos AAA y 100% AXB están dentro de tolerancias ($\pm 3\%$), frente al 100% de AAA y 83% de AXB en VMAT. La exactitud de cada algoritmo se ha mejorado regulando mínimamente la transmisión del MLC sin modificar el DLG, buscando un compromiso entre todas las energías y las dos modulaciones.

En promedio, AXB subestima la dosis, -0.73% , mientras que AAA la sobreestima ligeramente, 0.10% .

5. Conclusiones

Tras ajustar la transmisión del MLC, los algoritmos AAA y AXB predicen satisfactoriamente la dosis de técnicas moduladas en planes que incluyen transporte de radiación a través de medios con heterogeneidades. La filosofía del TECDOC-1583 es extensible a tratamientos modulados.

Pósteres Radioterapia / 675

Control de calidad de las cuñas mediante un procedimiento de doble exposición

Autores: José Carlos Ramírez Ros¹ ; Luis Ignacio Zamora Ardoy² ; Daniel Jimena Hermosilla² ; Clara Isabel Jover Pérez¹ ; Eduard Massana Melchor^{None}

¹ Hospital Virgen de las Nieves

² Hospital Universitario Virgen de las Nieves

Corresponding Author: jcramirezros@gmail.com

El control de calidad de haces con cuña, en particular con cuña dinámica, suele basarse en la medida de perfiles por medio de una matriz de detectores. Los planos de Dosis medidos, requieren comparar los perfiles InPlane y CrossPlane con perfiles de referencia obtenidos en el ERI o cuando se adquiere el equipo de medida. Sin embargo, un cambio de estado debido al ajuste de la simetría, genera un problema, ya que al cambiar el perfil de fluencia, se modifica la respuesta que produce una variación en los perfiles medidos, aunque el funcionamiento de la cuña dinámica o la posición de la cuña física o motorizada, sea correcto. Hemos establecido el control de calidad de las cuñas mediante una doble exposición. Realizamos los disparos para los campos abierto y con cuña. Posteriormente, calculamos el cociente punto a punto de los perfiles InPlane con y sin cuña, normalizados en el eje. De esta forma se corrige, esencialmente, el perfil por la fluencia, por lo que se puede evaluar el comportamiento de la cuña sin que se vea afectado por la asimetría del haz.

2 - MATERIAL Y MÉTODOS

Disponemos de un ALE Varian C2100 y evaluamos el control de la calidad de las cuñas dinámicas (EDW) empleando el dispositivo de medida Matrixx de IBA. El equipo de medida se coloca a DFC isocéntrica y espesor adicional de 10 cm de RW3 de PTW, empleando siempre las mismas láminas numeradas, colocadas con igual orientación.

La medida de planos de Dosis para el campo 20x20 cm² se realiza para las energías disponibles de fotones X06 y X18, y para cuñas dinámicas con ángulos nominales de 15-IN, 30-IN, 45-IN, 60-IN, 15-OUT, 30-OUT, 45-OUT y 60-OUT. Un ajuste en la simetría InPlane, repercutirá en los haces con cuña, si la referencia se tomó con cierta asimetría. Realizamos el cociente punto a punto de los perfiles normalizados InPlane de los campos con y sin cuña. Evaluamos el control de calidad por medio de la constancia de 3 valores: variación (%) respecto de la referencia para Y=-8 cm, Y=8 cm y la variación respecto a la referencia del valor absoluto de la diferencia entre Y=8 e Y=-8 cm.

3 - RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La variación de los valores para Y=-8 e Y=8 cm para los perfiles medidos está en torno a 1.6% para la cuña 60-IN y en 1.2 para 30-IN%. El perfil cociente presenta 0.3% y 0.7%, respectivamente. La variación de la diferencia entre los valores para 8 y -8 cm está en 3.0 y 2.4 para los perfiles medidos y en 0.02 y 0.01 para los cociente (figuras 1 y 2).

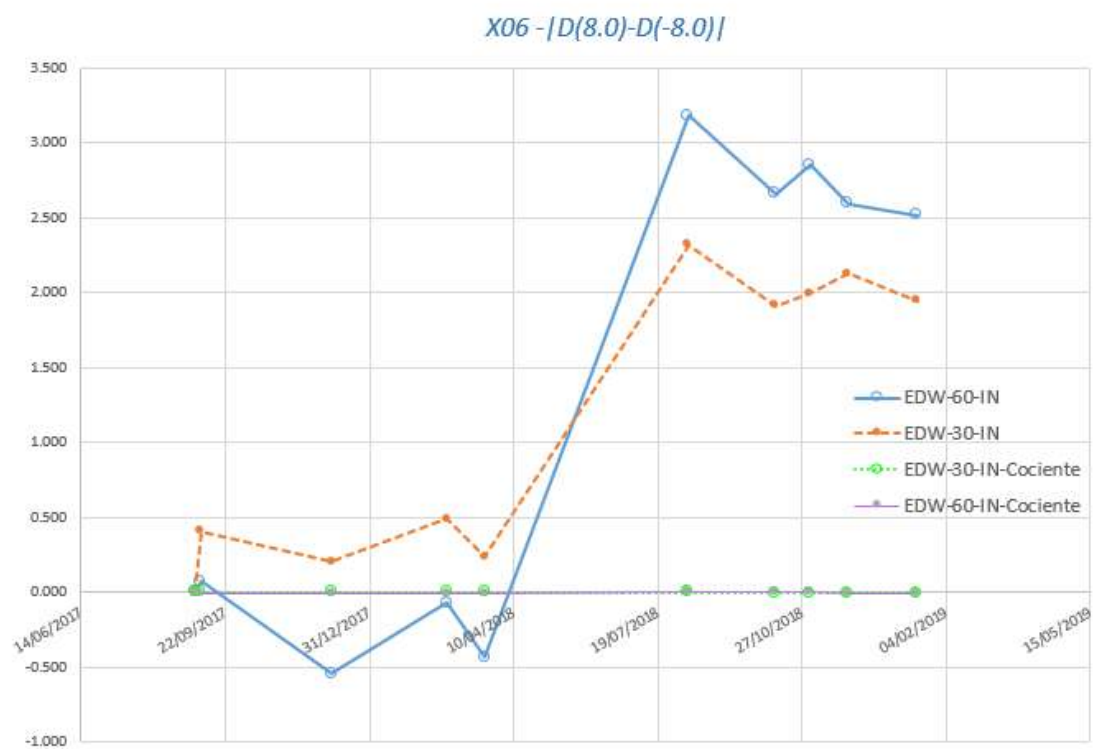


Figure 500:

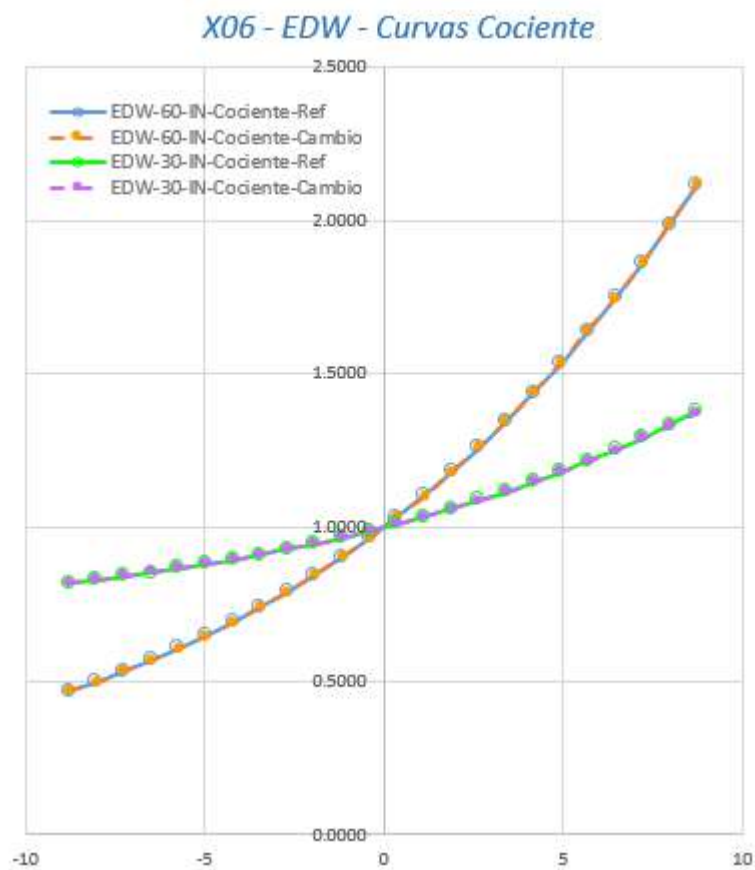


Figure 501:

4 – CONCLUSIONES

El empleo de la técnica de doble exposición para el control de calidad de los haces con cuña proporciona una forma sencilla de corregir un cambio en la simetría de los haces y evaluar de forma directa el comportamiento y/o funcionamiento de las cuñas.

Pósteres Radioterapia / 363

INCORPORACIÓN Y SEGUIMIENTO DE NUEVOS INDICADORES EN EL PROCESO DE PLANIFICACIÓN Y SU REPERCUSIÓN EN EL SISTEMA DE GESTIÓN DE CALIDAD

Autores: Iván Ribot Hernández¹ ; Berta Robayna Duque¹ ; Carlos Garrido Bretón¹ ; Susana Donis Gil¹ ; Antonio Catalán Acosta²

¹ Hospital Universitario de Canarias

² Serv Física Médica. Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: cgbreton@gmail.com

INTRODUCCIÓN.

El Servicio de Física Médica (SFM) obtuvo la acreditación a la norma ISO-9001:2008 en el año 2011.

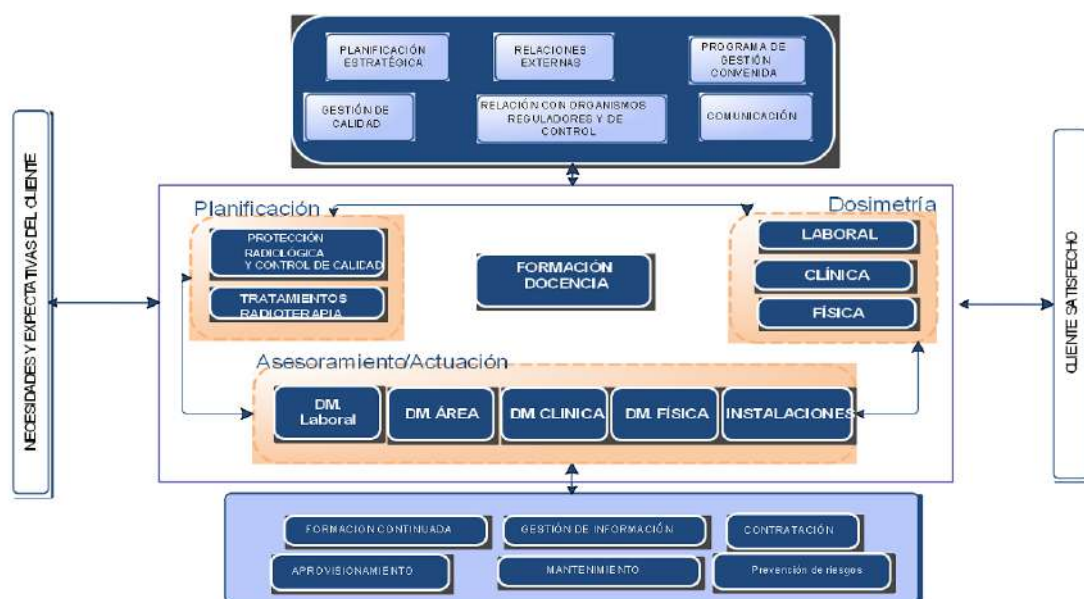


Figure 502: Mapa de procesos del SFM

A raíz de una Auditoría externa realizada en el año 2017, se definieron nuevos indicadores para evaluar el tiempo que tarda el personal del SFM en llevar a cabo las diferentes actividades asociadas al subproceso “planificación de tratamientos de radioterapia” (Figura 1).

El motivo de este trabajo fue realizar el seguimiento de estos indicadores a lo largo del año 2018 y emprender las acciones necesarias encaminadas a la mejora de los resultados.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se planificó una “acción de mejora” para establecer la metodología de trabajo. Se diseñó una hoja “Excel” incluyendo los campos: n° historia, técnica de tratamiento (3D-CRT/IMRT/VMAT) y fecha de finalización de cada actividad. Se calculó el valor promedio del tiempo invertido en realizar cada actividad. Los datos para el estudio se obtuvieron a partir de los registrados en la red ARIA.

Se definieron indicadores para medir el valor promedio del tiempo de demora en llevar a cabo cada

actividad que se realiza para planificación de tratamientos (Figura 2).

Se realizó seguimiento a lo largo del año 2018. Los resultados se presentaron trimestralmente en la sesión con el Servicio de Radioterapia (SRT). A partir de los resultados encontrados se emprendieron acciones correctoras encaminadas a reducir el tiempo de demora. Principalmente, una reorganización del trabajo de los profesionales de los servicios implicados.

RESULTADOS

Se consiguió disminuir en 7 días el valor promedio del tiempo de demora en la planificación con técnica VMAT. Asimismo se ha reducido 1 día dicho valor para las planificaciones con técnica 3D. Sin embargo con técnica IMRT, ha oscilado a lo largo del año, aunque en ningún momento ha superado el valor promedio objetivo de 4 días.

El tiempo que transcurre desde que el tratamiento es aprobado por el radioterapeuta hasta que se registra en la red, para planificaciones VMAT, se ha reducido notablemente manteniéndose similar para el resto de las técnicas.

PROCESOS	SUBPROCESO		INDICADOR	VALORES (nº días)			Valor promedio tiempo demora (nº			
	CODIGO			(REF)	(TOL)	(OBJ)	2º Trimestre	2º Trimestre	3º Trimestre	4º Trimestre
PLANIFICACIÓN	1	Planificación RT	Valor promedio del tiempo transcurrido entre estudio TC y la delineación de estructuras	1	≤1	≤1	1	1	1	1
	2	Planificación RT	Valor promedio del tiempo de demora en llevar a cabo planificación de un tratamiento 3D-CRT	3	≤4	≤3	3	2	2	2
	3	Planificación RT	Valor promedio del tiempo de demora en llevar a cabo planificación de un tratamiento VMAT	3	≤ 5	≤3	9	4	2	2
	4	Planificación RT	Valor promedio del tiempo de demora en llevar a cabo planificación de un tratamiento IMRT	4	≤ 5	≤ 4	4	3	1	4
	5	Planificación RT	Valor promedio del tiempo de demora entre la aprobación del médico y exportación de datos a la red de uin tratamientos 3D-CRT	2	≤3	≤2	3	3	2	2
	6	Planificación RT	Valor promedio del tiempo de demora entre la aprobación del médico y exportación de datos a la red de un tratamientos VMAT	3	≤4	≤3	3	1	2	0
	7	Planificación RT	Valor promedio del tiempo de demora entre la aprobación del médico y exportación de datos a la red de un tratamientos IMRT	1	≤2	≤1	0	3	0	0

Figure 503: Indicadores del subproceso de planificación

DISCUSIÓN

Se organizó el trabajo en el SFM para que la actividad “delineación de las estructuras” por parte de los técnicos del SFM se realizase al día siguiente a la realización del estudio de TC. Esto ha quedado reflejado en la evolución del indicador.

El valor promedio del tiempo de demora en la planificación de tratamientos con técnica IMRT y 3DCRT se mantuvo similar a lo largo del año. Sin embargo los resultados indican que una reorganización del trabajo, en los servicios implicados, permitió reducir considerablemente el valor promedio del tiempo de planificación de tratamientos con técnica VMAT.

CONCLUSIONES

La inclusión y seguimiento de indicadores que miden el tiempo de demora de las diferentes actividades que se realizan para la planificación de tratamientos de radioterapia, ha llevado a emprender acciones correctoras que han resultado efectivas. Se ha reducido considerablemente el tiempo promedio de planificación de tratamientos con técnica VMAT

Control de calidad del MLC dinámico con imagen portal.

Autores: Jose Olasolo Alonso¹; Camilo Jose Sanz Freire¹; Pedro Collado Chamorro¹; Alejandro Vázquez Galiñanes¹; Víctor Díaz Pascual¹

¹ Centro Investigaciones Biomedicas de La Rioja - CIBIR

Corresponding Author: jolasolo@riojasalud.es

Introducción

Se ha implementado un procedimiento de control de calidad del MLC basándose en el descrito por Latorre-Musoll et al. El objetivo es la evaluación de las características dinámicas del MLC con unas pruebas que permitan su realización y análisis de manera rápida y sencilla.

Material y métodos

Las pruebas se realizan en un equipo Clinac 2100C/D equipado con un MLC Millenium 120. El linac dispone de un EPID aS1000 con una unidad de adquisición IAS3. Para el diseño de las pruebas se ha utilizado Matlab v7.14 con el que se han generado los archivos .mlc que se importan en el planificador Eclipse v13.6.

El procedimiento está compuesto por 3 pruebas. La primera es un campo estático de 10 cm x 10 cm. La segunda es una ventana deslizante de con una separación de laminas opuestas de 0.5 cm. La tercera prueba consiste en 4 bloques de 10 láminas cada uno que realizan un barrido a velocidad constante ($v_1=2.4$ cm/s, $v_2=1.6$ cm/s $v_3=1.2$ cm/s, $v_4=0.8$ cm/s). Las pruebas pretenden a través de la medida de la diferenciación de dosis, detectar errores de posicionamiento (prueba 2) y de velocidad de las láminas (prueba 3). Los tres campos se irradian con energía de 6MV y la tasa de dosis de 600 UM/min (utilizada habitualmente en nuestro centro).

El análisis se realiza con el software Portal Dosimetry v13.6. Primero se compara el campo 10 cm x 10 cm con la referencia para obtener un factor de corrección de dosis para las otras 2 pruebas. La ventana deslizante se analiza mediante la diferencia de dosis con la referencia. Se hace una inspección visual de que la imagen diferencia no supere el umbral. En la prueba de velocidades se realiza un análisis gamma 0.5mm/umbral entre la imagen medida y la referencia.

Para calcular los umbrales de las pruebas se ha realizado un análisis de sensibilidad. Para ello se introducen una serie de errores controlados. En la ventana deslizante se modifica el gap en pasos de 0.1 mm y en la prueba de velocidad se modifican las velocidades en pasos de 0.025 cm/s.

Resultados

Se obtienen unas sensibilidades de 0.2 mm para la ventana deslizante y de 0.05 cm/s para la prueba de velocidad. Esto corresponde con unos umbrales de análisis del 3% y de 1.2% en la ventana deslizante y prueba de velocidad respectivamente.

Conclusiones

El procedimiento implementado tiene sensibilidad suficiente como para evaluar las características dinámicas del MLC de manera ágil y con un software comercial. Se ha realizado de manera satisfactoria durante más de un año con periodicidad semanal.

Pósteres Radioterapia / 156

Implantación de sistema de gestión de base de datos Qa track+

Autores: Francisco Javier San Miguel Avedillo^{None} ; FRANCISCO CLEMENTE GUTIERREZ^{None} ; Pablo Chamorro Serrano^{None}

Corresponding Author: franciscojavier.sma@gmail.com

Introducción

Debido al alto número de diferentes controles de calidad, en los servicios de radiofísica se genera una gran cantidad de datos. Es importante contar con algún sistema de gestión de esta información en el que además su acceso sea ágil y eficaz.

La adquisición de la mayoría de sistemas de gestión de bases de datos conlleva un importante desembolso económico. No obstante, existe una aplicación web llamada QA Track+, de adquisición gratuita. Es personalizable y se puede definir desde las tolerancias hasta la frecuencia de los controles. Además, se puede adjuntar pdf's e imágenes. En la última versión, también es posible gestionar el tiempo de parada de las diferentes máquinas y hacer pruebas empleando imágenes.

Material y métodos

El sistema está desarrollado en lenguaje Python, aunque sólo son necesarias unas nociones muy básicas para elaborar controles de calidad. No es obligatorio un conocimiento profundo de este lenguaje para implantar el sistema. Se pueden emplear servidores Windows o Ubuntu con diferentes bases de datos. En nuestro caso particular se ha instalado un servidor virtual Windows Server 2012 con base de datos SQL express. Los requerimientos de capacidad de memoria en disco son mínimos. En la documentación se recomienda un mínimo de 10Gb. Es posible instalar el sistema en un servidor sin acceso a internet, aunque es recomendable tener acceso para poder hacerlo con facilidad. Existe un tutorial para implementar el sistema con el que, siguiendo los pasos, se puede realizar el proceso en un día.

Una vez instalado, se accede a la base de datos a través de un navegador web. Es el propio usuario el que crea los diferentes controles de calidad según sus necesidades, siendo éstos totalmente personalizables.

Resultados

Se ha instalado una base de datos con acceso a través de un navegador web, a la que es posible acceder desde cualquier ordenador conectado a la red interna del hospital sin ninguna activación previa. Las máquinas responsables del servicio de radiofísica han sido introducidas en esta base de datos con sus respectivos controles de calidad.

El acceso a la base de datos para elaborar los diferentes controles o simplemente visualizarlos se hace de forma ágil y eficaz. El sistema cuenta además con diferentes formas de evaluar los resultados.

Conclusión

Aunque requiere una pequeña dedicación, el aprendizaje para poner en funcionamiento el sistema es sencillo. Gracias a esto, el usuario tiene control total sobre el servidor y el sistema instalado. Además, la personalización de las pruebas permite que cada usuario adapte las pruebas a sus propios requerimientos.

Pósteres Radioterapia / 582

CONTROL DE LA ESTABILIDAD DEL GAP DINÁMICO DE UN COLIMADOR MULTILÁMINA (MLC) PARA SU USO EN TÉCNICAS MODULADAS DE RADIOTERAPIA CON UNA MATRIZ DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Autores: Àngel Forner Forner¹ ; Antonio Ojal Palacín¹ ; Carlota Monfà Binefa¹ ; Sonia Serrano Zabaleta¹ ; Antonia Ot Estable² ; Susana Badorrey Gomicia^{None} ; Laura Ruz Uclés¹ ; Dúnia Jové Teixidó² ; Marc Gómez Prieto² ; Óscar Ripol Valentín¹

¹ Hospital Universitari Arnau de Vilanova

² Hospital Universitari Arnau de Vilanova

Corresponding Author: anforfor@live.com

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos con técnicas moduladas el MLC es el elemento que presenta más protagonismo, siendo la anchura de los segmentos el parámetro de mayor impacto en estos tratamientos.

Según LoSasso et al.(1) una variación de 0,2 mm en la posición de las láminas conlleva una variación de 1,5% en la dosis administrada para un GAP dinámico de 1 cm. El objetivo de este trabajo es

controlar la estabilidad con el tiempo del movimiento dinámico del MLC con una matriz de cámaras de ionización con un método simple.

MATERIAL Y MÉTODOS

Usamos una matriz de cámaras de ionización IC PROFILER (SUN NUCLEAR Corporation) y unas angulaciones de brazo y colimador de 0°.

Se mide el perfil perpendicular al movimiento de las láminas de un campo de 10x30 cm² generado por un segmento dinámico de 1 cm mediante un MLC Millenium 120 (Varian Medical System, Palo Alto, California), y normalizamos las lecturas de las cámaras a las del mismo perfil obtenido por un campo fijo de la misma dimensión. Esta prueba la realizamos semanalmente.

El control sistemático de esta relación nos proporciona información sobre la estabilidad de la anchura del gap dinámico.

RESULTADOS

En la siguiente figura representamos el histograma de las diferencias de las lecturas relativas a nuestra referencia de los años 2017 y 2018. La anchura a mitad de altura (FWHM) fue de 0.015 (1.5%), el valor máximo 0.0185 (1.85%), el mínimo -0.028 (-2.28%) y el promedio de -0.0008 (-0.08%). El 96.6% de las observaciones están dentro del rango $\pm 0.015 (\pm 1.5\%)$.

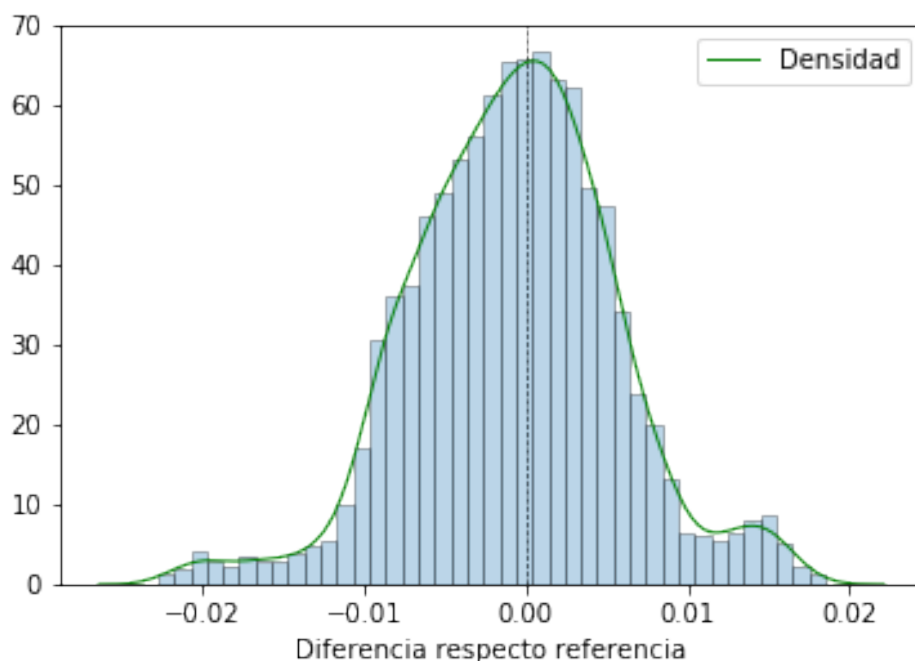


Figure 504: enter image description here

DISCUSION

Los resultados tienden a una distribución normal. Las observaciones a ambos lados de la distribución que presentaron una desviación por encima de $\pm 1.5\%$ fueron un 3.4% del total, y después de realizar otros tests descartamos que fueran debidos a un problema real en el gap dinámico.

Basándonos en la referencia citada establecimos una tolerancia de $\pm 1.5\%$ en la diferencia respecto a nuestra referencia. Teniendo en cuenta el valor obtenido de la FWHM de nuestra distribución y

el porcentaje de observaciones dentro de este intervalo, más del 95%, podemos decir que nuestro DMLC tiene un comportamiento muy estable en un término grande de tiempo.

CONCLUSIONES

Es importante descartar y anticiparse a cualquier causa que pueda afectar a la anchura del gap dinámico. Esta prueba dosimétrica simple nos permite controlar la estabilidad de un segmento dinámico e incluso que láminas son las que más estrés presentan.

El test también se puede realizar a diferentes angulaciones del brazo usando un adaptador de la matriz para el cabezal.

REFERENCIA

1. LoSasso, Chen and Ling, Med.Phys. 28 (11), 2001

Pósteres Radioterapia / 397

Medidas de la calidad del haz y de la dosis de referencia para los haces sin filtro

Autor: Angel Luis Lorenzo Rodriguez¹

Co-autores: Ignasi Modolell i Farré² ; Cristina Picón Olmos³

¹ Institut Català D'Oncologia

² Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica - ICO Hospitalet

³ Institut Català d'Oncologia-L'Hospitalet

Corresponding Author: alorenzor@bellvitgehospital.cat

INTRODUCCIÓN:

En nuestro hospital se miden los haces sin filtro (FFF) en las mismas condiciones que los haces con filtro (WFF). Seguimos el código de prácticas TRS398, sin tener en cuenta las posibles diferencias entre haces WFF y haces FFF.

El objetivo del presente estudio es cuantificar el efecto de la introducción de las correcciones propuestas en el código de prácticas TRS483 en la calibración de los haces FFF.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Disponemos de tres aceleradores lineales Varian TrueBeam con energías de fotones de 6 MV WFF y FFF.

Para la medida de dosis empleamos el electrómetro PTW Unidos y la cámara tipo Farmer PTW 30013, cuya longitud es de 23 mm.

Hemos calculado las correcciones propuestas por el protocolo TRS483 para nuestra cámara de referencia y para nuestro haz de 6 MV FFF.

El protocolo TRS483 presenta dos métodos para la obtención de los factores que intervienen en el cálculo de la dosis de referencia. El primero engloba todas las correcciones en un único valor numérico y se presenta en la Tabla 13. El segundo, descrito en el Apéndice I, consiste en multiplicar tres factores, cada uno de los cuales parametriza una corrección distinta.

Los tres factores de corrección son:

1. El factor de cambio de calidad del haz de calibración a nuestro haz clínico WFF. Este factor es exactamente igual al que se presenta en el protocolo TRS398
2. La corrección por efecto de volumen de la cámara: Contabiliza la irradiación no homogénea de la cámara debida al perfil del haz FFF. Realizando las medidas con una cámara de longitud inferior podríamos omitir esta corrección.

3. El factor de variación del espectro entre haces WFF y FFF: Tiene en cuenta la influencia del distinto espectro de los haces en la relación de poderes de frenado agua/aire. Adicionalmente, el valor del TPR_{20,10}(10) para haces FFF debe corregirse debido a la diferente dispersión para un mismo tamaño de campo nominal.

RESULTADOS:

El factor de corrección calculado según el Apéndice I no concuerda con el ofrecido en la Tabla 13 para la calidad TPR_{20,10} = 0,63, en ninguna de las cámaras presentadas en el TRS483

Se obtienen unas desviaciones entre un -0,09 % y un -0,12 % si se usan los valores de la Tabla 13 del TRS483 respecto a los del TRS398 y entre un 0,08 % y un 0,11% calculando los valores según el Apéndice I.

El TPR_{20,10} para nuestro haz FFF es 0.628 y 0.631 sin aplicar o aplicando la corrección por diferencia de dispersión.

Para nuestros haces FFF, la desviación entre ambos protocolos es -0,09% según la Tabla 13 y 0,11% según el Apéndice I.

CONCLUSIONES:

Tras los resultados obtenidos valoraremos comprar una cámara de tamaño adecuado o introducir el factor de corrección por volumen de la misma.

Corregiremos la calidad de nuestros haces haciendo uso de la expresión facilitada por el TRS483 para poder obtener los coeficientes adecuados.

$TPR_{20,10}(10)$	$K_{Q,398}^{FFF}$	$K_{FFF,Tabla13}^{FFF}$	$\%Desv_{Tabla13}$	$K_{FFF,calculado}^{FFF}$	$\%Desv_{cal}$
0,63	0,996	0,995	-0,100%	0,997	0,100%
0,66	0,993	0,994	0,101%	0,994	0,101%
0,69	0,989	0,990	0,101%	0,990	0,101%
0,72	0,984	0,985	0,102%	0,985	0,102%
0,75	0,978	0,978	0,000%	0,978	0,000%
0,628	0,9962	0,995	-0,120%	0,997	0,080%
0,631	0,9959	0,995	-0,090%	0,997	0,110%

Figure 505: Factores de corrección TRS398, Tabla 13 y calculados con sus respectivas desviaciones respecto al TRS398

Pósteres Radioterapia / 34

VERIFICACIÓN DE HACES DE RADIACIÓN USANDO DATOS DE REFERENCIA PUBLICADOS

Autores: Juan-Francisco Calvo-Ortega¹ ; Sandra Moragues-Femenía¹ ; Joan Casals Farran²

¹ HOSPITAL QUIRONSALUD BARCELONA

² Hospital Quironsalud Barcelona

Corresponding Author: jfcdrr@yahoo.es

Objetivo:

Usar datos de referencia publicados para verificar parámetros radiológicos de los haces de radiación

de un acelerador lineal.

Material y Métodos

El centro IROC-H (Radiation Oncology Core-Houston) publicó en 2016 medidas dosimétricas de referencia para haces de fotones para aceleradores de la marca Varian (Med Phys. 2016 May;43(5):2374). Como se establece el grupo TG-106 de la AAPM, estos datos son una excelente fuente de control de calidad que puede ser usada como referencia para verificar los haces de radiación clínicamente usados. En este trabajo comparamos las medidas realizadas en nuestro centro para haces de 6 MV de un acelerador Varian Clinac 2100 CD. Las medidas fueron realizadas en agua usando un sistema analizador de haces PTW MP3, un electrómetro PTW Unidos y cámaras de ionización PTW 31002 y PTW 31014.

#	Parameter		measured (median $\pm$ SD)		Diff
			Quirón	IROC-H	
1	PDD 10x10 cm ² normalized to dmax	5 cm depth	0.861 $\pm$ 0.002	0.864 $\pm$ 0.004	-0.3%
2		10 cm depth	0.665 $\pm$ 0.001	0.667 $\pm$ 0.004	-0.3%
3		15 cm depth	0.505 $\pm$ 0.001	0.508 $\pm$ 0.004	-0.6%
4		20 cm depth	0.381 $\pm$ 0.001	0.385 $\pm$ 0.004	-1.0%
5	PDD 10x10 cm ² normalized to 10cm	dmax depth	1.504 $\pm$ 0.003	1.499 $\pm$ 0.009	0.3%
6		5 cm depth	1.294 $\pm$ 0.001	1.295 $\pm$ 0.005	-0.1%
7		15 cm depth	0.759 $\pm$ 0.001	0.761 $\pm$ 0.003	-0.3%
8		20 cm depth	0.574 $\pm$ 0.001	0.576 $\pm$ 0.003	-0.3%
9	PDD 6x6 cm ² normalized to 10cm	5 cm depth	1.329 $\pm$ 0.001	1.327 $\pm$ 0.005	0.2%
10		15 cm depth	0.745 $\pm$ 0.002	0.746 $\pm$ 0.003	-0.2%
11		20 cm depth	0.553 $\pm$ 0.001	0.556 $\pm$ 0.004	-0.5%
12	PDD 20x20 cm ² normalized to 10cm	5 cm depth	1.255 $\pm$ 0.001	1.254 $\pm$ 0.003	0.1%
13		15 cm depth	0.784 $\pm$ 0.000	0.784 $\pm$ 0.003	0.0%
14		20 cm depth	0.610 $\pm$ 0.000	0.609 $\pm$ 0.003	0.1%
15	Output Factors @ dmax, normalized to 10x10cm ²	6x6 cm	0.958 $\pm$ 0.003	0.957 $\pm$ 0.006	0.1%
16		15 x 15 cm	1.030 $\pm$ 0.003	1.033 $\pm$ 0.006	-0.3%
17		20 x 20 cm	1.054 $\pm$ 0.002	1.055 $\pm$ 0.007	-0.1%
18		30 x 30 cm	1.087 $\pm$ 0.003	1.082 $\pm$ 0.008	0.5%
19	Off-Axis Factors @ dmax at 40x40cm ²	5 cm left	1.025 $\pm$ 0.000	1.029 $\pm$ 0.008	-0.4%
20		10 cm avg	1.042 $\pm$ 0.001	1.041 $\pm$ 0.008	0.1%
21		15 cm left	1.050 $\pm$ 0.001	1.053 $\pm$ 0.012	-0.3%
22	IMRT MLC output factor @ 10 cm depth	2x2 cm	0.818 $\pm$ 0.002	0.808 $\pm$ 0.004	1.2%
23		3x3 cm	0.857 $\pm$ 0.003	0.853 $\pm$ 0.001	0.5%
24		4x4 cm	0.895 $\pm$ 0.002	0.889 $\pm$ 0.005	0.7%
25		6x6 cm	0.94 $\pm$ 0.002	0.94 $\pm$ 0.002	0.0%
26	SBRT MLC output factor @ 10 cm depth	2x2 cm	0.783 $\pm$ 0.001	0.778 $\pm$ 0.004	0.6%
27		3x3 cm	0.822 $\pm$ 0.004	0.82 $\pm$ 0.004	0.2%
28		4x4 cm	0.857 $\pm$ 0.003	0.855 $\pm$ 0.004	0.2%
29		6x6 cm	0.914 $\pm$ 0.003	0.915 $\pm$ 0.003	-0.1%
30	EDW Factors @ 10 cm depth, normalized to open 10x10cm ²	45 deg	0.768 $\pm$ 0.001	0.773 $\pm$ 0.006	-0.6%
31		60 deg	0.657 $\pm$ 0.001	0.662 $\pm$ 0.006	-0.8%
32		45 deg	0.658 $\pm$ 0.001	0.661 $\pm$ 0.003	-0.5%

Figure 506: Tabla 1

Se realizaron medidas para los 32 parámetros del haz dados en la Tabla 1. Para cada uno de ellos, se realizaron 3 medidas independientes en distintas sesiones. El valor mediano obtenido para cada parámetro fue comparado con el correspondiente valor reportado por el IROC-H.

Resultados:

La Tabla 1 describe las diferencias encontradas entre nuestras medidas y la referencia dada por el IROC-H. La máxima diferencia encontrada fue de 1.2% en el factor del campo 2x2 cm².

Conclusión:

Un excelente acuerdo fue hallado para los distintos parámetros medidos en nuestro departamento y la referencia dada por el centro IROC-H.

Pruebas para el control de calidad en equipos de radiografía convencional con tomosíntesis.

Autores: Víctor Raposo¹; Santiago Miquélez¹; Aitor Fernández¹; Fernando Caudepón¹; Daniel Martínez González¹; Naiara Fuentesmilla¹; Rocío Estrada García¹; Laura Bragado¹; Anastasio Rubio¹; Fernando Mañeru Cámara¹;

Santiago Pellejero¹

¹ *Complejo Hospitalario de Navarra*

Corresponding Author:

Introducción:

Recientemente ha aparecido numerosa bibliografía destacando las posibilidades de la tomosíntesis en el seguimiento del nódulo pulmonar, sustituyendo pruebas con TC. Ésto ha derivado en un aumento del número de equipos con tomosíntesis instalados. En este trabajo se proponen una serie de tests a realizar en los equipos con tomosíntesis convencional. Estas pruebas son una adaptación del protocolo para mamógrafos con tomosíntesis propuesto por la EUREF.

El trabajo analiza los resultados obtenidos en un equipo de radiografía convencional con tomosíntesis del Complejo Hospitalario de Navarra.

Material y métodos:

En este tipo de equipos se obtienen dos tipos de imágenes: adquiridas y reconstruidas.

En todos los casos los disparos realizados se hacen con el campo de radiación totalmente abierto.

ETS

Imágenes adquiridas y calidad de radiación RQA5.

MTF, NNPS, DQE

Imágenes adquiridas y calidad de radiación RQA5. Se sigue el documento IEC 62220-1.

Resolución eje Z, Distorsión geométrica

Imágenes reconstruidas y maniquí con una matriz de esferas de aluminio.

Resolución en bajo contraste

Imágenes reconstruidas y maniquí con objetos de distinto tamaño y contraste calibrados.

Resultados:

Todas las imágenes y resultados obtenidos en este trabajo han sido realizados con un equipo Discovery XR656 de General Electric Company (Boston, Massachusetts, Estados Unidos) con un sistema de tomosíntesis VolumeRAD.

ETS

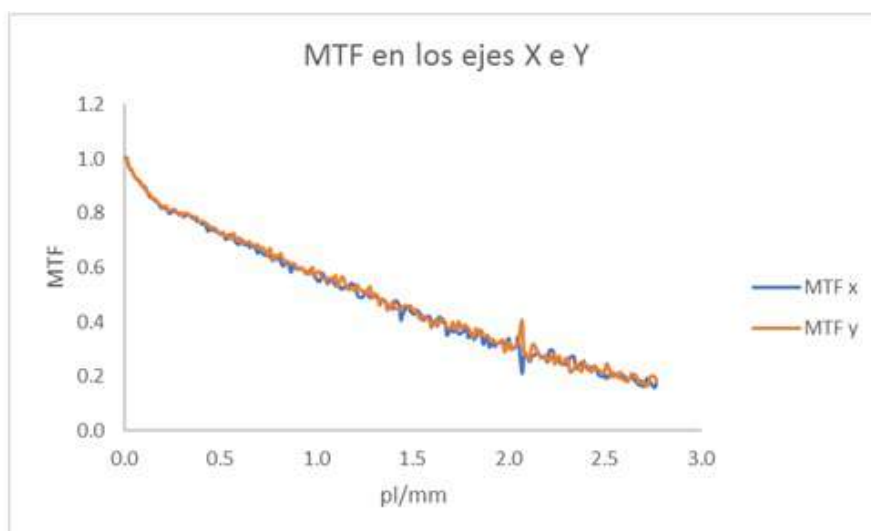
Con los valores de Ka y VMP se obtiene el ajuste en Excel

En nuestro caso la ecuación de transferencia del sistema es $VMP = 419.96 K_a (\mu Gy)$. Por lo tanto la respuesta del sistema es lineal.

MTF, NNPS, DQE

Imágenes adquiridas seleccionando la proyección central obtenida aproximadamente a cero grados.

Con estas imágenes y el plugin de ImageJ COQ se obtiene la MTF (gráfica 1), la NNPS y la DQE.



Gráfica 1. Valores de la MTF para el eje X e Y de un panel plano en función de la frecuencia espacial y normalizados al valor de la MTF a frecuencia cero.

Figure 507:

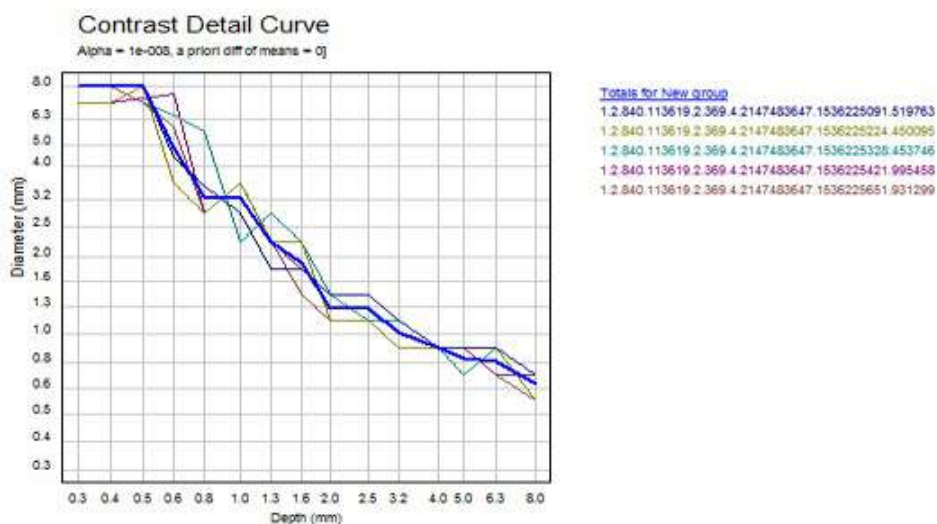
Resolución eje Z, Distorsión geométrica

Imágenes reconstruidas y plugin de ImageJ realizado por el “National Coordinating Centre for the Physics of Mammography” (NCCPM).

Con el plugin se obtiene el número de corte de la secuencia de imágenes en las que se encuentran las bolas del maniquí y los valores de FWHM para cada una de las bolas.

Resolución en bajo contraste

Imágenes adquiridas a cero grados que son analizadas con el software Artinis CDRAD Analyser. Con este software se obtiene la curva de umbral de sensibilidad (Gráfica 2).



Gráfica 2. Curva de umbral de sensibilidad obtenida con el CDRAD Analyser para un equipo de radiología convencional con tomosíntesis.

Figure 508:

Discusión

Todas las pruebas vistas pueden ser parte de un protocolo de control de calidad de tomosíntesis en radiología convencional. Para realizar un control de calidad completo serán necesarias más pruebas, puesto que aquí solo se han llevado a cabo pruebas de calidad de imagen y geométricas. Puede ser necesario también que pruebas como la MTF, la NNPS y DQE sean realizadas con las imágenes reconstruidas pero para esto hace falta mucha más investigación y consenso a la hora de su puesta en marcha.

Conclusiones

Se pretende dejar clara la viabilidad, en un equipo de tomosíntesis, de la realización de estas pruebas consideradas esenciales, dentro de la calidad de imagen y de las pruebas geométricas, para la verificación del correcto funcionamiento del aparato.

Pósteres Radioterapia / 629

Comparación dosimétrica entre algoritmos tipo-B y tipo-C en la planificación de SBRT de pulmón.

Autores: Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Naiara Fuentemilla Urío¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Fernando Caudepón Moreno¹ ; Aitor Fernández Iglesias¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Daniel Martínez González¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Miquélez Alonso¹ ; Anastasio Rubio¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

Corresponding Authors: , fmaneruc@navarra.es

Introducción:

En la planificación dosimétrica de SBRT de pulmón, los algoritmos de cálculo de dosis Tipo A y B, pueden presentar errores en comparación con los algoritmos Tipo C, que modelan el transporte lateral de electrones, como los basados en Monte Carlo o los basados en resolver la ecuación de transporte de Boltzmann (Ej: Acuros XB de Varian). En este trabajo evaluamos las diferencias dosimétricas encontradas en la planificación de SBRT de pulmón entre un algoritmo de cálculo Tipo B y Tipo C.

Material y método:

Durante el año 2018 realizamos 37 tratamientos de SBRT de pulmón. La técnica empleada fue, principalmente, arcos coplanares dinámicamente conformados y en algún caso campos estáticos no coplanares. Las planificaciones fueron calculadas con un algoritmo tipo B (AAA de Varian, en Eclipse) y la dosis se prescribió al D95% del PTV. Posteriormente, implementamos un algoritmo tipo-C (Acuros XB de Varian) y calculamos, retrospectivamente, los planes usando las mismas unidades monitor y configuración de haz. En este trabajo evaluamos las diferencias encontradas en el D95%, D99% (como indicador de dosis mínima), dosis máxima y V100% del PTV entre ambos cálculos.

Resultado:

El re-cálculo con Acuros XB, muestra como resultado una disminución de la dosis mínima del PTV, así como un aumento de la dosis máxima, (diferencia media del -2,5% y del 2,4% respectivamente). En la mayor parte de los planes, un 70%, las diferencias en el D95% del PTV son poco significativas e inferiores a un 2% (reducción media del 1,8%), sin embargo en 4 de los 37 casos encontramos una reducción superior al 10% (con una disminución máxima del 18,9%). La disminución media en el V100% del PTV, fue del 5,7%, y en 6 de los 37 planes superior al 10% (con una disminución máxima del 50,7%). Las mayores diferencias las encontramos en lesiones de pequeño volumen, ver Fig.1, rodeadas totalmente por tejido pulmonar de baja densidad.

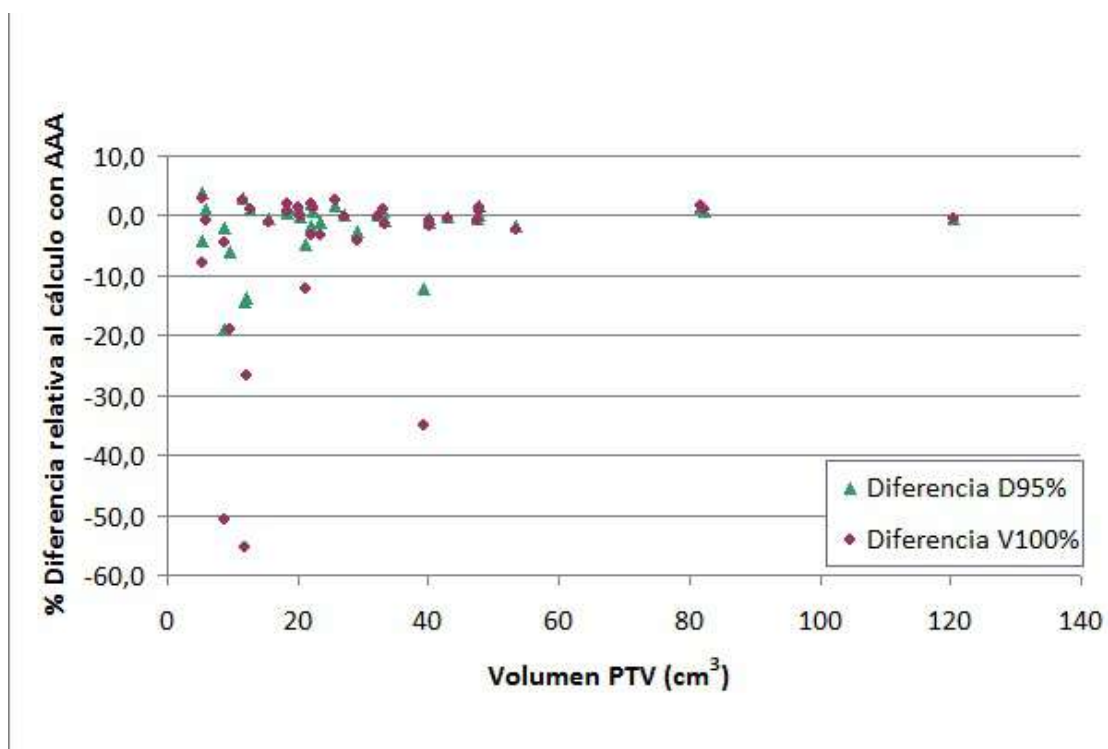


Figure 509: enter image description here

Fig. 1 Diferencia en el D95% y V100% del PTV en los planes recalculados con Acuros XB, en función del volumen del PTV.

Discusión y conclusiones:

En determinados casos, la planificación de SBRT de pulmón usando algoritmos tipo B, puede llegar a sobreestimar considerablemente la cobertura del PTV, siendo conveniente, en estos casos, la realización del cálculo con algoritmos tipo-C.

Las diferencias, son especialmente críticas, en PTV de volumen reducido rodeados de tejido pulmonar de baja densidad.

Pósteres Radiodiagnóstico / 688

Niveles de referencia en tomografía computerizada de adultos del Sistema Navarro de Salud

Autores: Daniel Martínez González¹ ; Fernando Caudepón Moreno¹ ; Vítor Raposo Furelos¹ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Santiago Miquelez Alonso¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Naiara Fuentemilla Urio¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Anastasio Rubio Arróniz¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

Corresponding Author: d.martinez.gonzalez@navarra.es

Introducción

El objetivo de este trabajo es mostrar el proceso y los resultados obtenidos al establecer los niveles de referencia locales en tomografía computerizada de adultos del Servicio Navarro de Salud y compararlos con distintas referencias internacionales.

Material y métodos

En nuestro caso hemos escogido la ICRP 135 como guía. Es importante remarcar respecto a la ICRP 135 que:

- Recomienda el uso del DLP y el CTDIvol como indicadores de dosis en TC.
- Recomienda que el nivel de referencia de cada centro se defina como mediana (y no la media) de los valores del indicador de dosis de las exploraciones escogidas como significativas.

Para obtener los DRL, se descargaron los datos de las series realizadas en el año 2017 en 7 equipos del Sistema Navarro de Salud. Con ellos, se realizó un trabajo previo de procesado de datos para eliminar exploraciones no relevantes a la hora de determinar los DRL. Finalmente, se decidió clasificar los protocolos de adquisición de los distintos equipos en 3 grandes grupos: cabeza, abdomen y tórax; y se desecharon los protocolos que no encajasen en esta clasificación.

Para analizar los datos, se obtuvo la mediana de los datos de cada equipo por exploración. El nivel de referencia se definió como el tercer cuartil de las medianas, tal y como se recomienda en la ICRP 135.

Resultados

Los niveles de referencia obtenidos son los siguientes:

	Nº datos	Nivel de referencia (CTDIvol)	Nivel de referencia (DLP)
CABEZA	12257	57,25	942,18
TÓRAX	5075	8,11	311,81
ABDOMEN	10194	9,93	526,28

Figure 510: Niveles de referencia en TC de adultos del Sistema Navarro de Salud.

A modo de comparación hemos tomado el valor más común de la RP 180 como referencia:

	Valor más común CTDIvol	Rango CTDIvol	Valor más común DLP	Rango DLP
CABEZA	60	50 – 75	1000	760 – 1300
TÓRAX	10	10 – 30	400	270 – 700
ABDOMEN	25	13 – 35	800	460 – 1200

Figure 511: Valores más comunes de CTDIvol y DLP extraídos de la RP180.

Discusión

Si analizamos los resultados, vemos que nuestros niveles de referencia son menores que los valores más comunes dados por la RP 180. Una causa importante para esto es la implicación y colaboración de los radiólogos del Servicio Navarro de Salud en la optimización de los protocolos y técnicas empleadas en los equipos.

Por otro lado, uno de los factores determinantes en el establecimiento de niveles de referencia es la agrupación y clasificación de los distintos protocolos de adquisición de los equipos en proyecciones para su análisis. Debido al número y características de los datos disponibles, consideramos adecuado establecer únicamente DRL para cabeza, abdomen y tórax. Es previsible que una homogeneización de los protocolos de los distintos equipos y un volumen mayor de datos nos permita establecer DRL más específicos para distintos tipos de exploraciones.

Conclusiones

Nuestro trabajo muestra el proceso de obtener y establecer niveles de referencia en CT en el Sistema Navarro de Salud y su comparación con referencias internacionales. En un futuro, el establecimiento de niveles de referencia nacionales permitirá una más significativa para mejorar la optimización de nuestros valores.

Pósteres Radiodiagnóstico / 685

Cálculo de la Función de Transferencia de Modulación de un hilo mediante Excel

Autores: Daniel Martínez González¹ ; Víctor Raposo Furelos¹ ; Aitor Fernández Iglesias¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Fernando Caudepón Moreno¹ ; Santiago Miquélez Alonso¹ ; Naiara Fuentemilla Urío¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Anastasio Rubio Arróniz¹

¹ *Complejo Hospitalario de Navarra*

Corresponding Author: d.martinez.gonzalez@navarra.es

Introducción

El protocolo publicado por la EUREF para el control de calidad en tomosíntesis de mama incluye como prueba opcional la determinación de la MTF en el plano focal X-Y de la imagen reconstruida de un hilo. Hemos desarrollado una hoja de cálculo Excel que permite configurar los distintos pasos del cálculo de la MTF a partir de las imágenes reconstruidas.

Material y métodos

La hoja Excel desarrollada nos permite configurar la forma de cálculo de la MTF. Nos permite escoger:

- Si deseamos o no ajustar el fondo de la imagen del hilo. Dicho ajuste puede realizarse o bien restando una imagen de fondo a la imagen original o realizando un ajuste polinómico del fondo de la imagen original.
- Si deseamos aplicarle un filtro de mediana o de media a la LSF para suavizar la MTF resultante.
- Si deseamos realizar “zero padding” de la LSF antes de calcular la MTF final.
- Si deseamos o no incluir la frecuencia cero de la MTF en el resultado final.

Además de lo anterior, la hoja Excel que hemos desarrollado nos permite trabajar con ROI de cualquier tamaño y con maniqués de hilo de cualquier orientación.

Finalmente, la hoja nos permite realizar el cálculo paso a paso con una única imagen o bien automáticamente con el número de imágenes y los parámetros de cálculo que seleccionemos.

Resultados

La comparación de algunas de las MTF obtenidas se muestran en las siguientes gráficas:

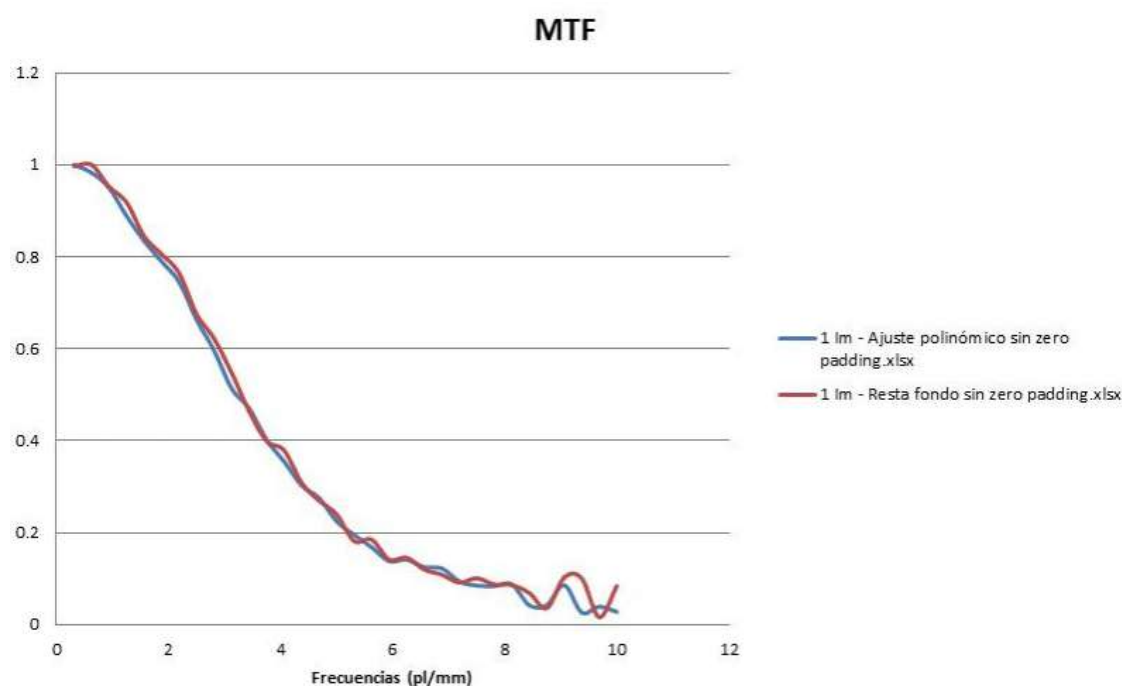


Figure 512: Comparación de la MTF obtenida ajustando el fondo mediante un ajuste polinómico (curva azul) o restando una imagen de fondo a la imagen original (curva roja).

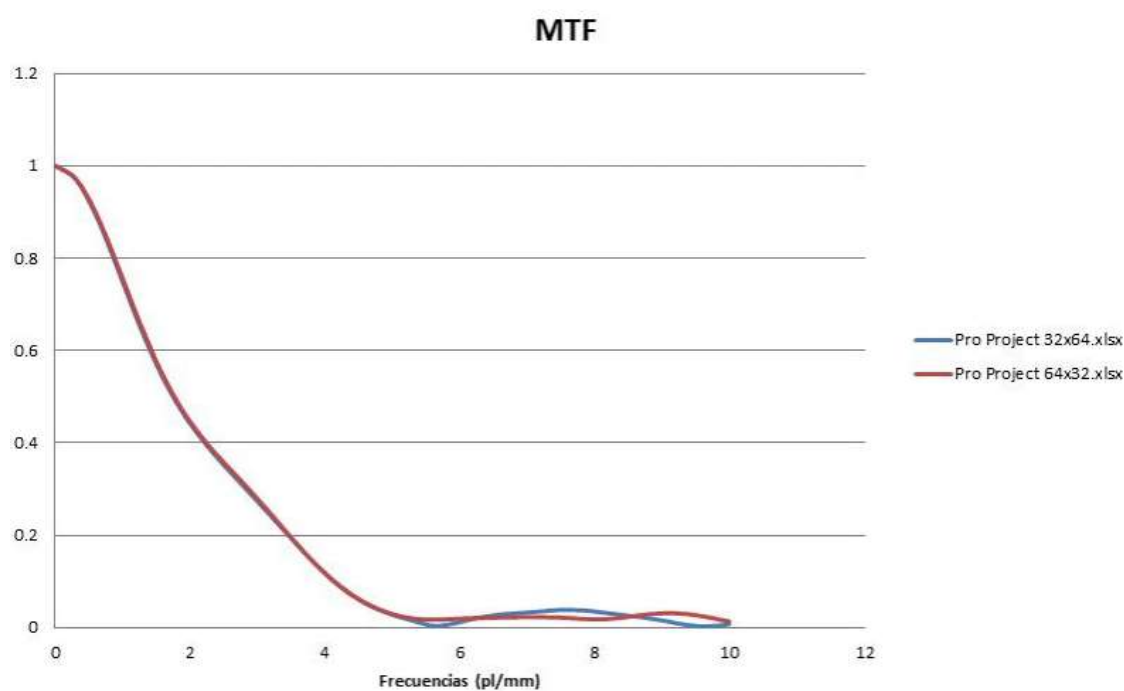


Figure 513: Comparación de la MTF obtenida empleando una ROI del hilo de distinto tamaño: 32x64 (curva azul) y 64x32 (curva roja).

Discusión

Lo más destacable de nuestros cálculos es que, para una misma imagen, la MTF obtenida es parecida independientemente de los parámetros de cálculo que empleemos. Esto es importante a la hora de considerar nuestra hoja Excel como una herramienta válida para analizar la constancia del sistema.

El factor más relevante al calcular la MTF es aplicar o no “zero padding” a la LSF, ya que introduce el mayor suavizado sobre el resultado final. El resto de opciones introducen pequeñas variaciones que tienen un efecto menor.

Finalmente, si comparamos el efecto de emplear 1 imagen o un promedio de 5 imágenes para el cálculo, hemos comprobado que la MTF del promedio de las imágenes es muy parecida a la MTF de las imágenes por separado.

Conclusiones

Nuestro trabajo muestra que Excel es una herramienta válida para realizar el análisis de la resolución espacial de la imagen reconstruida de una adquisición de tomosíntesis, tal y como sugiere el protocolo de la EUREF para el control de calidad de este tipo de equipos. Puesto que el objetivo de esta prueba es analizar la constancia del sistema, siempre que se configure el cálculo de la misma forma, obtendremos resultados parecidos.

Acto de Clausura y Entrega de Premios / 804

Radiation safety programme of the WHO: a public health perspective

Autor: Maria del Rosario Perez Gonzalez¹

¹ *Organizacion Mundial de la Salud*

Corresponding Author: perezm@who.int

Radiation safety programme of the WHO: a public health perspective

Acto inaugural / 813

Claves de la Evolución Humana

Corresponding Author: jmbermudezdecastro@gmail.com

Pósteres Radioterapia / 54

IMPACTO DOSIMÉTRICO DE LA RADIOTERAPIA GUIADA POR LA IMAGEN SOBRE VOLÚMENES REALES DE TRATAMIENTO

Autores: José Bea¹ ; M carmen Baños Capilla² ; José D Lago^{None}

Co-autores: Lidia Ros ; Lorena Delgado ; Patricia Gil ; María López ; Francisco Morales ; Enrique López³ ; Luis Larrea ; Paola Antonini ; Verónica González

¹ *Vithas Hospital Nisa Virgen del Consuelo - Departamento de Radiofísica*

² *hospital Vithas Virgen del Consuelo - S. Radiofísica*

³ *Vithas Hospital NISA Virgen del Consuelo - Servicio de Radioterapia*

Corresponding Author: pepeyadela@ono.com

OBJETIVO: Evaluar el impacto dosimétrico del margen del GTV en SBRT sobre los volúmenes de tratamiento obtenidos en IGRT.

MATERIAL Y MÉTODOS: Se ha establecido el margen M mediante la realización de tres TAC consecutivos (CTi) para estimar las variaciones de forma y tamaño del GTV tras las correcciones *on line* de posición con el sistema Elekta XVI. Las imágenes se registraron en un sistema de referencia común determinándose el GTVi y su unión booleana (UNI), bajo la hipótesis de ser el GTV promedio (GTV_m) más un margen, $UNI = GTV_m + M$. Se calculó el Radio Equivalente *Req* para cada volumen obteniéndose el margen de la regresión lineal $Req(UNI) = a \cdot Req(GTV_m) + b$, donde b es la incertidumbre sistemática. Las diferencias cuadráticas de los puntos muestrales respecto a la regresión es la incertidumbre aleatoria s de tal forma que el margen global es $M = b + 2 \cdot s$.

Sobre el volumen UNI se determina además el PTV incluyendo la incertidumbre de las unidades de diagnóstico y tratamiento. Los tratamientos se han calculado en MONACO con el algoritmo XVMC, buscando el objetivo de irradiar el 95% PTV con la dosis de pauta, exportándose la dosimetría al RTPS ISOgray.

Durante el tratamiento, la fusión de la imagen CBCT respecto al CT simulación se realiza siguiendo protocolos específicos de registro por traslación. A continuación, se exportaron los CBCT realizados para verificar las correcciones de desplazamiento al RTPS ISOgray, determinándose los GTV(CBCT) reales de tratamiento. Se han estudiado los siguientes parámetros:

- Incertidumbre sistemática b y aleatoria s del Radio Equivalente del volumen UNI obtenidos en imagen CBCT.
- Valores estadísticos interfacción e intrafracción a partir del registro de la imagen CBCT con el CT de simulación, así como su relación con el *baseline shift* respecto a los volúmenes determinados en la simulación.
- Cobertura dosimétrica de los diferentes GTV(CBCT) con la dosimetría original.
- En el caso de los nódulos pulmonares, se estudió el efecto de la variación de la densidad del GTV rodeado de pulmón, asignando a cada GTV(CBCT) la densidad electrónica original del GTV de planificación y manteniendo constante la densidad de pulmón, utilizando un algoritmo *collapsed cone*.

RESULTADOS: Se muestran los márgenes calculados a priori así como los obtenidos a partir de las imágenes de *cone beam*, para tratamientos de 3 ó 5 sesiones. Así mismo, la evaluación de los HDV GTV(CBCT) indican que todos cumplen los objetivos de irradiación, obteniéndose incluso incrementos de dosis de hasta 5% en nódulos pulmonares.

DISCUSIÓN: Los márgenes calculados sobre imagen CBCT son ligeramente diferentes, debido a las diferencias entre los GTV determinados en un CT diagnóstico y en un CBCT con varios ciclos respiratorios implicados. Los criterios de cobertura de dosis del PTV garantizan la completa irradiación del GTV. La interfase pulmón-tumor no genera infradosificaciones en nódulos pulmonares

CONCLUSIONES: Los márgenes estadísticos calculados son suficientes para garantizar la correcta irradiación del GTV durante el tratamiento, por lo que es necesario su reevaluación para una posible reducción de los mismos.

Número de pacientes : 70 tratamientos de 3 sesiones, 10 tratamientos de 5 sesiones						
Resultados estadísticos (mm)	INTERFRACCIÓN		INTRAFRACCIÓN		Baseline shift	
	CT Corrección inicial		CT final - CT corrección inicial		CT Corrección inicial - CT simulación	
	3 sesiones	5 sesiones	3 sesiones	5 sesiones	3 sesiones	5 sesiones
μ	1,0	1,3	1,2	0,8	2,5	2,8
Σ	0,5	0,5	1,1	0,4	1,2	1,1
σ	1,8	2,6	2,1	2,6	2,6	3,0
Cálculo de Margen (mm) por Radio Equivalente				b	σ_R	M
3 CT Simulación Virtual				1,1	0,5	2,1
Volúmenes tratamiento	3 CBCT en XVI		0,7		0,4	1,6
	5 CBCT en XVI		1,1		0,8	2,7

Figure 514: Parámetros estadísticos

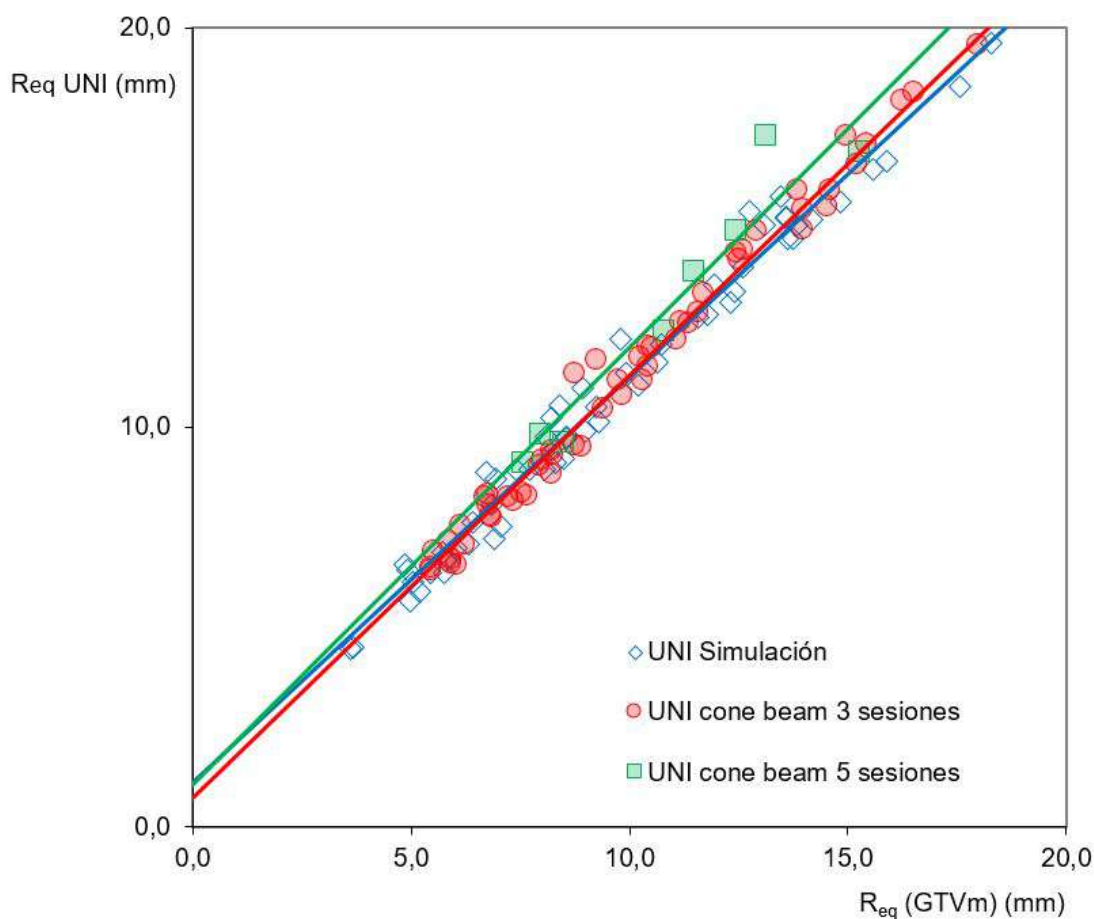


Figure 515: Radios equivalentes

Pósteres Radioterapia / 102**Planificación comparativa de una mama bilateral con un solo isocentro: 3D Conformada vs IMRT.****Autor:** Rafael Padilla Muelas¹**Co-autores:** Amelia Sanz²; José Padilla Peinado³; Francisco Javier de Luis⁴; Rosa Cañón²; Rosalyn Sánchez²; Mar Alcalá⁵; Raquel Mengual⁶¹ Hospital Quirón Salud Torrevieja² Servicio de Oncología Radioterápica Hospital Quirón Salud Torrevieja³ Servicio de Radiofísica, Hospital Quirón Salud Torrevieja⁴ Servicio de Radiofísica Hospital Quirón Salud Torrevieja⁵ Servicio de Oncología Radioterapia Hospital Quirón Salud Torrevieja⁶ TER Servicio de Oncología Radioterápica Hospital Quirón Salud Torrevieja**Corresponding Author:** rafael.padilla.radiofísica@gmail.com**1.Objetivo:**

Para el tratamiento radioterápico de mama la técnica más utilizada sigue siendo la RT-3D en decúbito supino. Sin embargo, para el tratamiento de cáncer de mama bilateral la IMRT suele ser la técnica elegida. En este póster comparamos ambos tratamientos.

2.Material/Métodos:

Se presenta una paciente de 75 años diagnosticada de cáncer de mama bilateral. Previsto tratamiento radioterápico en el lado derecho sobre pared torácica, cadenas ganglionares axilares I-III y fosa supraclavicular DT: 50 Gy, en el lado izquierdo sobre mama DT: 50 Gy, en ambas localizaciones con fraccionamiento convencional. Se planifica el tratamiento con Eclipse 8.6 en conjunción con un acelerador Varian 2100 CD. En la Figura 1a se muestra la planificación 3D. En la Figura 1b la planificación con IMRT.

En la planificación 3D usaremos seis campos (dos tangenciales internos, dos externos y dos para el volumen supraclavicular) y es crucial elegir bien la localización del isocentro de tal forma que a) se evite un solape de los campos tangenciales internos (lo que provocaría una zona de sobredosificación en la línea media de la paciente) b) se consiga que ambos campos tangenciales sean lo más opuestos posibles y solapen en hemicampo para minimizar la dosis a pulmón

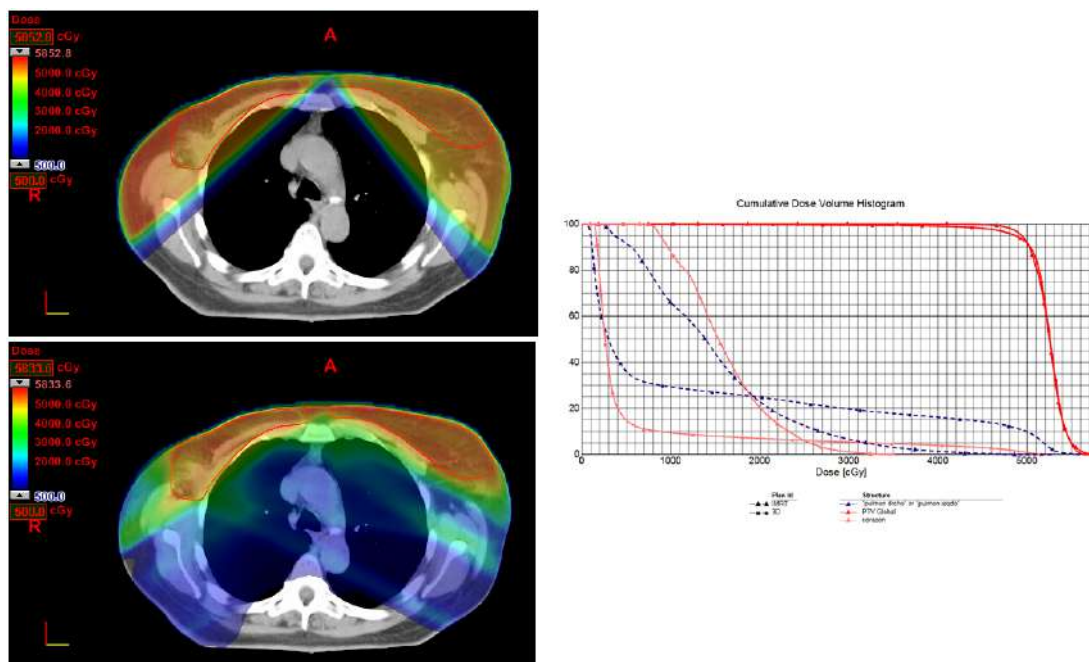


Figure 516: Fig.1a 3D. Fig.1b IMRT. Fig.1c HDV comparativo.

3. Resultados/Discusión:

Para no sobrecargar el histograma (Fig 1c) nos concentraremos en el corazón y los pulmones en cuanto a órganos de riesgo (OARs). En el resto de OARs (estómago, hígado, esófago, cabezas humerales, plexos braquiales, etc) las diferencias no son significativas.

Coberturas: En la Tabla 1 presentamos los valores del D95% para cada uno de los tres volúmenes a irradiar: mama izquierda (abreviado Mama Izda), pared torácica derecha (Pared Dcha) y cadenas ganglionares de la mama derecha (Supra Dcho). De nuevo, para no sobrecargar el HDV, en la Fig 1c únicamente hemos representado una cobertura global para el volumen (MamaIzda + ParedDcha+ SupraDcho).

Tabla 1: Valores de cobertura del 95% de la dosis de prescripción:

Técnica \ Volumen	3D	IMRT
Mama Izda	96,7 %	99,1 %
Pared Dcha	95,7 %	98,3 %
Supra Dcho	99,9 %	98,6 %

Figure 517: Tabla 1. Coberturas de los tres volúmenes vistos independientemente.

Tanto la cobertura global como la individual de los tres volúmenes son muy satisfactorias para ambas técnicas, cumpliendo en D95 > 95% en todos los casos. Así pues, nos centramos en las dosis recibidas por los OARs, donde se aprecian los siguientes beneficios de la técnica convencional:

- a) Las dosis bajas a pulmón son claramente menores para la 3D. Ambos tratamientos cumplen el V20 < 30% sin embargo el V5 que en algunos estudios también ha sido asociado con riesgo de pneumonitis, es muy superior en la IMRT (85% frente a 35%)
- b) Algo similar ocurre con la dosis media para el corazón donde encontramos 16 Gy en la IMRT frente a 6 Gy de la 3D.

Las dosis máximas son muy similares y tolerables en ambos casos.

4. Conclusión:

En tratamientos de mama bilateral existe la posibilidad, si la anatomía del paciente lo permite, de usar campos convencionales 3D que cuenta con ciertas ventajas frente a la planificación IMRT.

Pósteres Radioterapia / 129

Medida de Simetría con QuickCheck

Autores: Alejandro Vázquez Galiñanes¹ ; Jose Olasolo Alonso¹ ; Victor Díaz Pascual¹ ; Pedro Collado Chamorro¹ ; Camilo Jose Sanz Freire¹

¹ Centro Investigaciones Biomedicas de La Rioja - CIBIR

Corresponding Author: avazquezg@riojasalud.es

Introducción

Como aceptación de un equipo de medida diaria QuickCheck, se realizaron medidas con él y se compararon con medidas del equipo QC6 a sustituir. Se obtuvieron valores discrepantes en la evaluación de la simetría. Se observó que al girar 180° el QuickCheck su evaluación de la simetría cambiaba. Para valorar las distintas sensibilidades de las cámaras del QuickCheck, se desarrollo un procedimiento de medida en 4 orientaciones distintas.

Materiales y Método

El equipo empleado es un QuickCheck de PTW.

El procedimiento consiste en girar 90° el equipo después de cada medida, de modo que las cámaras empleadas en la evaluación de simetría en ambos ejes, hallan medido al final, todas, en las 4 posiciones posibles. Para evaluar la reproducibilidad de las medidas se reubicó el QuickCheck 2 veces en cada posición. El promedio de las medidas en cada cámara debería ser el mismo; el ratio entre el promedio de una cámara y el promedio de todas las medidas indica la diferencia de sensibilidad de esa cámara respecto al grupo. Conocido este cociente, se pueden reevaluar las medidas y obtener valores de simetría corregidos.

QuickCheck tiene un conjunto de cámaras para evaluar la simetría de campos 10x10 y otro para campos 20x20; ambos conjuntos deben corregirse por separado.

Resultados

Realizadas 8 medidas de la misma energía, campo 20x20, y calculados los promedios de cada cámara y global, se obtuvieron los siguientes cocientes:

Cámara	G20	T20	R20	L20
Cociente	1,0067	0,9947	1,0039	0,9947

Figure 518: Sensibilidades relativas de las cámaras

Teniendo en cuenta en cada medida la orientación de las cámaras respecto a los ejes de la máquina, se obtuvieron los siguientes resultados:

Fotones 6MV - 20x20	Sin corrección por sensibilidad		Con corrección por sensibilidad	
	Simetría X	Simetría Y	Simetría X	Simetría Y
Y1	100,79	101,44	100,14	100,23
Y2	101,03	100,96	100,10	100,25
X1	101,04	100,78	100,17	100,15
X2	101,39	101,09	100,18	100,16
X2	101,36	101,11	100,15	100,18
X1	101,06	100,76	100,15	100,16
Y2	101,06	101,00	100,13	100,21
Y1	100,81	101,45	100,12	100,24
Promedio	101,07	101,08	100,14	100,20
Desviación	0,2180	0,2631	0,0269	0,0381

Figure 519: Valores de simetría sin corregir, y corrigiendo la medida de cada cámara según su sensibilidad relativa

Discusión

Las cámaras del QuickCheck pueden tener diferencias de sensibilidad entorno al 1%, y estas diferencias alteran los valores de simetría indicados por el equipo.

Los valores de simetría obtenidos corrigiendo las diferencias de sensibilidad de las cámaras, son prácticamente independientes de la orientación en que se coloque el mismo, reflejando los valores reales de simetría del haz de radiación.

QuickCheck permite renormalizar el valor de simetría en cada eje. Por ejemplo, si medimos con display hacia Y1, podemos introducir un factor $100,14/100,80$ en la simetría en el eje X, y obtener en nuestra medida la simetría correcta de 100,14; sin embargo, si se produce un cambio en el haz, esta renormalización dejará de ser correcta pudiendo dar lugar incluso a un resultado de simetría inferior a 100, que no tiene ningún sentido físico. Esto no ocurriría si se pudiesen renormalizar o calibrar las cámaras individualmente, como permitía QC6, en lugar de renormalizar las funciones de evaluación.

Conclusiones

Las cámaras de los equipos QuickCheck pueden tener diferencias de sensibilidad relevantes a la hora de evaluar la simetría de un haz.

Estas diferencias de sensibilidad no se pueden corregir en el equipo o el software proporcionado por el fabricante.

QuickCheck es un buen equipo para la verificación de la constancia en los haces de radiación, pero no para la determinación de la magnitud de los cambios del haz, si estos se producen.

la verificación diaria de la constancia de la dosis absorbida de referencia

Autor: Alejandro Barranco López¹

Co-autores: Beatriz Chover Díaz²; Javier Díez Chamarro¹; Maddalen Alonso Etxarri¹; Alejandro García Romero²

¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

Corresponding Author: abarranco@salud.aragon.es

Introducción

El Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, recoge la necesidad de verificar diariamente la constancia de la dosis absorbida de referencia (en adelante, verificación de la dosis) en un acelerador lineal de electrones. En nuestro centro se ha ido verificando de manera redundante con dos métodos, que se han correlacionado con el fin de reducir dicha redundancia.

Material y métodos

La verificación diaria se ha realizado a un acelerador lineal de electrones True Beam STX (Varian) para haces de fotones de 6MV y 10MV con filtro aplanador (6X, 10X) y sin él (6F, 10F). Los sistemas de verificación usados son:

- DailyQA3 (Sun Nuclear Corporation): este equipo consiste en 13 cámaras de ionización y 12 diodos que, tras ser colocado y centrado sobre la mesa del acelerador a $DFS = 1$ m, permite determinar la energía, dosis, uniformidad y tamaños de campo de los haces de radiación. Este sistema es el que se ha venido usando tradicionalmente en nuestro centro.
- Machine Performance Check (Varian): basado en el panel plano detector de radiación de MV incorporado al acelerador y es capaz de verificar, además de los parámetros anteriores, múltiples parámetros geométricos: posición de las láminas, movimientos de mesa, colimador y gantry, tamaño de isocentro...

Durante 140 días se han realizado las verificaciones diarias de los haces de radiación con los sistemas anteriores. Además, para simular un posible cambio en la dosis, se ha colocado en el colimador 20, 15, 10, 7, 5, 4, 3, 2 y 1 mm de agua sólida.

Resultados

La figura 1 muestra la desviación respecto a la dosis de referencia con el tiempo según DailyQA y MPC para diferentes energías. Puede apreciarse una deriva lineal con el tiempo (previsto por el fabricante), que fue necesario corregir (cambio brusco que se observa en las gráficas). También se observa una mayor dispersión de los datos para DailyQA frente a MPC.

La figura 2 presenta la correlación lineal entre ambos sistemas de verificación, con coeficiente de Pearson $R_{(6X,10X,6F,10F)} = (0.875, 0.899, 0.927, 0.929)$. Esta correlación es similar cuando se consideran los cambios simulados de dosis, salvo por un desplazamiento y un degradamiento en la dependencia lineal cuando los cambios simulados son leves (≤ 3 mm de agua sólida), degradamiento que empeora conforme aumenta la calidad del haz.

Discusión

El desplazamiento y el empeoramiento de linealidad parecen deberse a la radiación dispersa que introduce el montaje, ya que el panel plano de MPC incorpora una lámina de 1 mm de cobre, que absorbe dicha radiación, frente a 7.37 mm de acrílico y 0.38 mm de policarbonato que tiene de *build-up* DailyQA. Por ello, las medidas de MPC decrecen monótonamente con el espesor de agua sólida mientras que DailyQA obtiene mayor señal al aumentar la cantidad de agua sólida (radiación dispersa) hasta que la atenuación que introduce se sobrepone a este efecto.

Conclusiones

La correlación entre MPC y DailyQA es suficientemente buena como para permitir reducir la frecuencia de uso del segundo, ya que MPC es más cómodo, al evitarse la colocación, que no depende del usuario, y tiene menos dispersión. Sin embargo, hay otros parámetros dosimétricos que es necesario

verificar diariamente, como la uniformidad del haz. Por ello, se propone como extensión comparar el comportamiento de estos sistemas en la verificación de dicho parámetro.

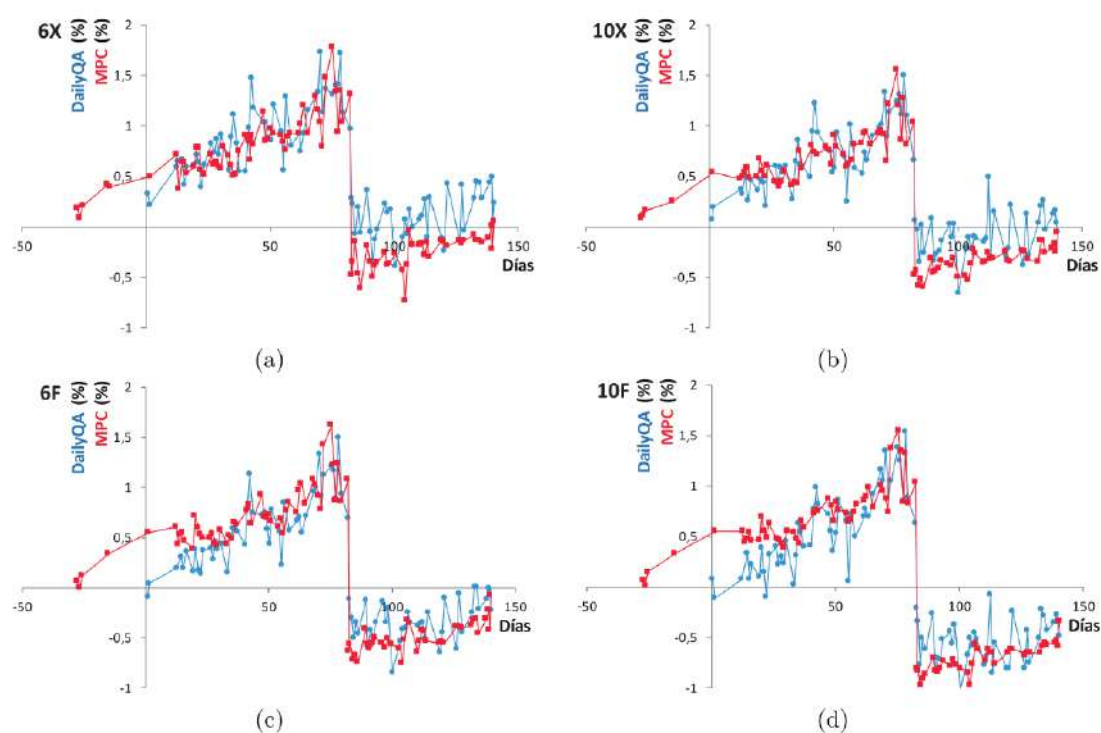


Figure 520: Diferencias con la dosis absorbida de referencia en función del tiempo.

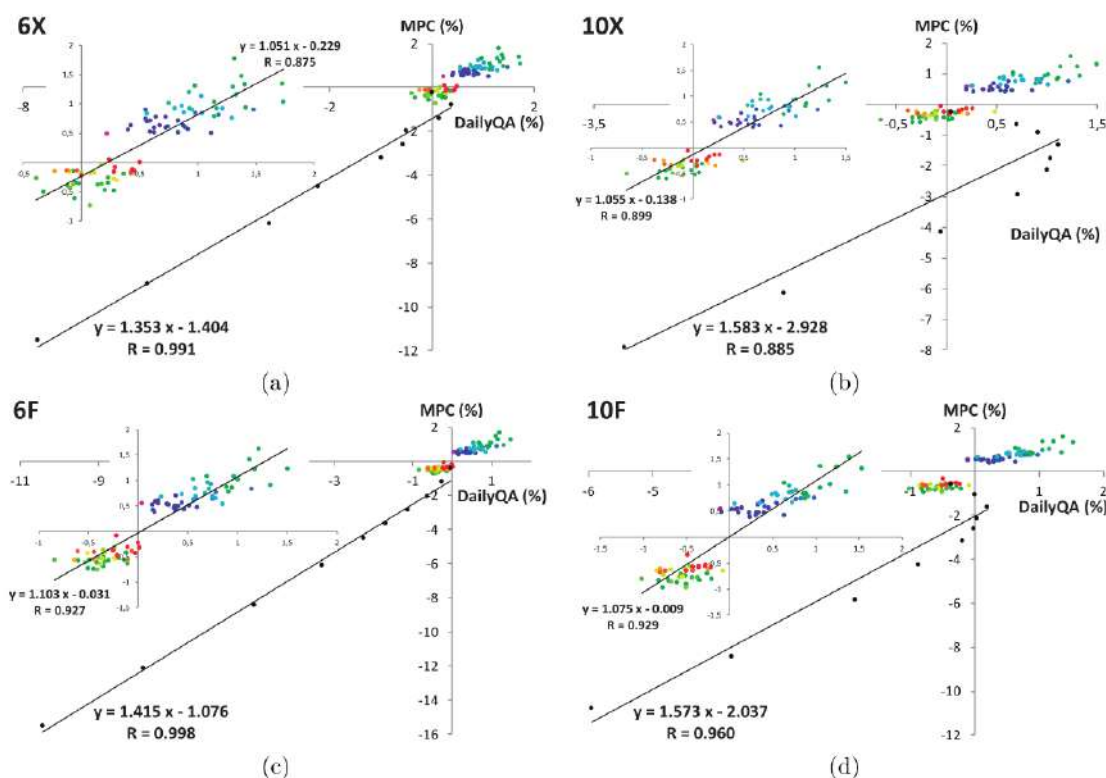


Figure 521: Correlación entre DailyQA y MPC. Colores más cálidos indican medidas realizadas posteriormente en el tiempo. En negro aparecen las medidas con 20, 15, 10, 7, 5, 4, 3, 2, 1 mm y sin agua sólida, en orden creciente del eje de ordenadas.

Pósteres Radioterapia / 283

Quality Assurance of Registration Algorithms in Eclipse 13.7 using the guidelines of the AAPM TG132

Autor: Eduard Agustí-Camprubí¹

Co-autores: Cristina Camacho ; Jordi Saez ; Pablo Cabello ; Miguel García ; César Quilis ; Toni Herreros

¹ Hospital Clinic Barcelona

Corresponding Author: agusti@clinic.cat

OBJECTIVES:

Task Group 132 of the AAPM provides guidelines for commissioning and QA of algorithms for image registration as well as the expected tolerances in each case (rotations, translations and deformations from different image techniques). In this work we applied these guidelines to the provided virtual anatomical and phantom images to evaluate the capabilities of our Treatment Planification System (TPS) and compare these with the real transformations applied.

MATERIAL AND METHODS:

We have used the digital simulations of a geometrical phantom (10 images) and of an anatomical pelvis (7 images) provided by the TG132. The A dataset in both cases is a CT while the B dataset is a group of different image modalities (CT, CBCT, PET, MRI) in which a series of transformations in original CT have been made. Varian Medical Systems TPS has been employed (Eclipse, version 13.7.14): its tool Image Registration 13.6 for rigid cases, and SmartAdapt 13.6 tool for deformable registrations. To evaluate the capabilities of these tools a series of transformations to be applied from A

to B, and also their reverse registrations have been calculated. The tolerances applied to the results have been those suggested by the TG132. Additionally, deviations obtained in registrations using different sizes and region of interest (ROI) positions have been studied (Fig.1).

In the case of the deformation registration the deformation vector field (DVF) for the registration of anatomical CBCT and the deformed CT OFFSET have been obtained.

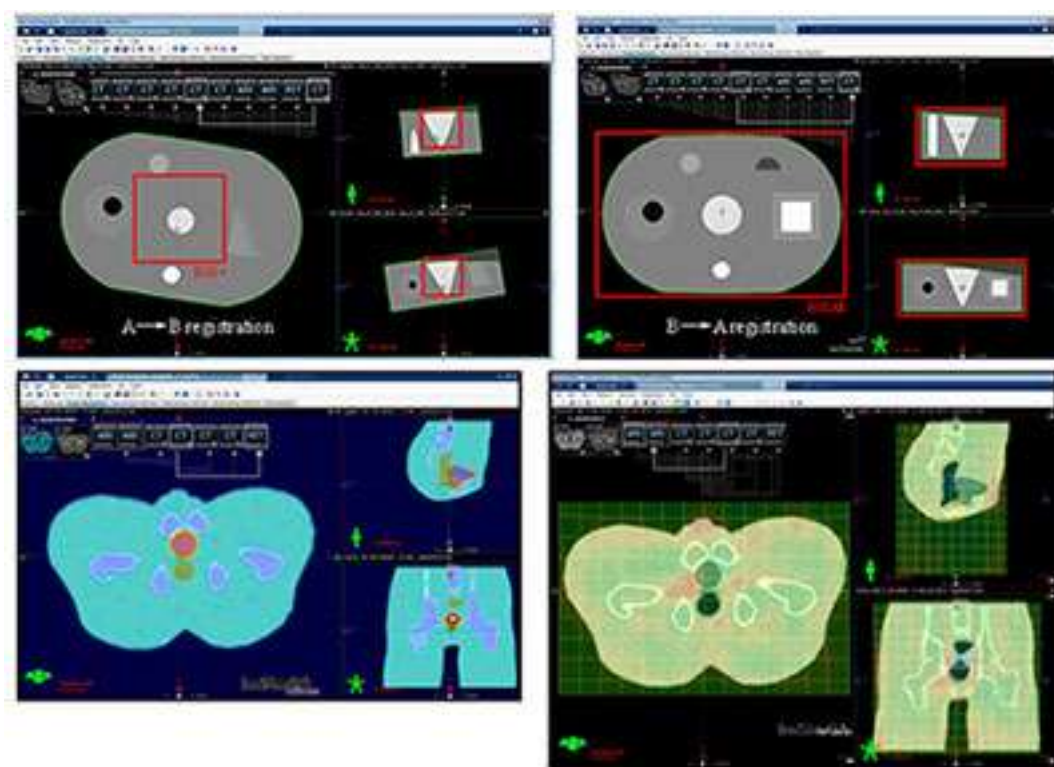


Figure 522: Registration for different ROI's size, positions and deformations

RESULTS:

Table 1A shows the deviations between our registrations (only translations) and real transformations applied in the images of the phantom. Table 1B shows the registration results when different sizes and locations of the ROI are selected. Table 1C shows the comparison between transformations applied by our TPS for the anatomical images and the real values and the deviations obtained with the tolerances.

For the deformation image we have compared the field transformation vector with the real one and our results are inside the tolerance (95% of voxels within 2 mm and max error less than 5 mm).

81% of the results obtained are within the tolerance specified by TG132. The registration accuracy depends on the size and position of the ROI and the order of the registration (Table 1B and Figure 1). Depending on which is the moving and which is the stationary dataset, $A \rightarrow B$ or $B \rightarrow A$, our TPS produces little differences in the images with rotations and deformations, but not with translations.

		Real Value						Tolerance	Registered Values						Registered Values					
		Translation (mm)			Rotation (°)			(mm)	A → B			B → A			Translation (mm)			Rotation (°)		
Dataset A	Dataset B	x	y	z	x	y	z	x,y	x	y	z	x	y	z	x	y	z	x	y	z
Table 1A: Phantom Dataset (TG132)																				
CT 10% CBCT 10%		0	0	0								0	0	-0.1				0	0	0.1
CT 10% CT 10% OFF Trans		10	-5	15								10	-5	15				-10	5	-15
CT 10% MRI T1 10%		0	0	0								-0.2	0.3	0				0.2	-0.3	0
CT 10% MRI T2 10%		0	0	0								-0.1	0.3	0				-0.1	0.3	0
CT 10% PET 10%		0	0	0								-0.1	-0.1	-0.3				-0.1	-0.1	-0.3
CT 10% CT 10% OFF		0	0	0								0	0	0				0	0	0
CT 10% CT 10% OFF		0	0	0								0.02	0.02	0				0.02	0.02	0
CT 10% CT 10% OFF		0	0	0								0.02	0.02	0				0.02	0.02	0
Table 1B: Phantom Dataset (TG132)																				
DOCA CT 10% CT 10% OFF Rot												5	-15	20	-5	-8	10	5	-15	20
DOCA CT 10% CT 10% OFF Rot		5	-15	20	-5	-8	10	0.35	1.5			5	-15	20.4	-5	-8	10	5	-15	20.4
DOCA CT 10% CT 10% OFF Rot												5.1	-15.7	20.6	-5.1	-8.1	10.1	5.1	-15.7	20.6
Table 1C: Anatomical Dataset (TG132)																				
CT 10% CBCT 10%		0	0	0	0	0	0					0	0	0	0	0	0	0	0	0
CT 10% CT 10% OFF Noise		0	0	0	0	0	0					0	0	0	0	0	0	0	0	0
CT 10% CT 10% OFF		3	-5	12	0	0	0					2.9	-5.1	12	0	0	0	-2.9	5.1	-12
CT 10% PET 10% OFF		3	-5	12	0	0	0					2.9	-5.6	12.3	0	0	0	-2.9	5.6	-12.3
CT 10% MRI T1 10% OFF		3	-5	12	0	0	0	0.91				2.6	-5.6	12	0	0	0	-2.6	5.6	-12
CT 10% MRI T2 10% OFF		3	-5	12	0	0	0	0.91				2.5	-5.5	12	0	0	0	-2.5	5.5	-12

Figure 523: Results

CONCLUSIONS:

Our software is capable to register correctly displaced and rotated virtual images as well as determine the vector transformation field with different techniques images as PET, CT, CBCT and MRI. In the deformation dataset case the registration is better for images of the same modality and worst for the PET → CT case. Caution should be paid to the size and location of the ROI chosen, and to the order of the registration.

REFERENCES:

- 1 Kristy K. Brock et al. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. Med Phys. 2017 Jul;44(7)
- 2 Eclipse Instructions for Use. Treatment Planning for External Beam. Varian Medical Systems Inc., Palo Alto.

Pósteres Radioterapia / 722

INFLUENCIA DE LA TASA DE RADIACIÓN EN LA SIMETRÍA DE UN HAZ DE FOTONES

Autor: Rodrigo Plaza Núñez¹

Co-autores: Concepción Huertas Martínez¹; Carlos Ferrer Gracia²; Rocío Simón de Blas²; José Bayón Llera¹; Zulima Aza Villarrubia; Eva Corredoira Silva¹

¹ Hospital Universitario La Paz

² H.U. La Paz

Corresponding Author: plazarodrigoes@gmail.com

Introducción

En radioterapia, el sistema de planificación en el que se realizan los cálculos de los tratamientos tiene modelado el acelerador con el que se administra. Para el modelado se requieren las características

del haz de radiación. El sistema de planificación Monaco versión 5.1 necesita, entre otros, los perfiles con gantry a 0° y no distingue entre distintas tasas de dosis. Sin embargo, la simetría de los perfiles varía con el ángulo de gantry y también con la tasa de dosis.

El objetivo de este estudio es analizar la variación de la simetría con la tasa de dosis y su influencia dosimétrica en los Tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), en los que varía la tasa de dosis durante la irradiación.

Material y Métodos

Se miden los perfiles de un campo 20 x 20 cm² para distintas tasas de dosis, en un acelerador lineal Synergy de Elekta. Para ello se utiliza la matriz bidimensional MapCheck2 de Sun Nuclear. Esta matriz 2D está compuesta por 1527 diodos, espaciados 7.07 mm, con suficiente resolución para medir la simetría. El análisis se efectúa con el software Profiler.

Por otro lado, se genera un plan de tratamiento en el planificador y se administra a distintas tasas de dosis. Los tratamientos administrados se miden con la matriz de diodos 4D ArcCheck de Sun Nuclear. Comparando lo medido con lo calculado en el planificador, que no tiene en cuenta las variaciones de simetría, se estudia el efecto de la variación de la simetría en el tratamiento administrado.

Resultados

La siguiente tabla muestra las variaciones en la simetría en función de la tasa de radiación aplicada.

TASA (UM/min)		Simetría Eje Y (%)		Simetría Eje X (%)	
Nominal	Real	Media	Diferencia	Media	Diferencia
Máxima	640	100.6	0.00	102.1	0.00
600	320	100.5	-0.10	101.5	-0.55
550	320	100.6	0.00	101.8	-0.32
500	320	100.6	0.00	101.4	-0.65
450	320	100.7	0.03	101.5	-0.59
400	320	100.6	-0.07	101.4	-0.72
350	320	100.6	-0.03	101.5	-0.59
300	160	101.2	0.53	101.3	-0.75
250	160	101.4	0.76	101.4	-0.72
200	160	101.5	0.89	101.5	-0.62
150	78	103.6	2.91	102.0	-0.10
100	78	104.0	3.38	102.2	0.07
50	36	110.1	9.37	104.7	2.52

Figure 524: enter image description here

Discusión

Se observan variaciones significativas de simetría, mayores del 1%, para tasas de dosis bajas, por debajo de 50UM/min para el eje x y por debajo de 150UM/min para el eje y.

Los tratamientos de VMAT con tasas medias mayores de 150UM/min unido al empleo del criterio gamma (3%, 3mm) para las verificaciones de tratamientos hace que estas variaciones en la simetría pasen desapercibidas.

Conclusión

La simetría del haz de radiación varía con la tasa de dosis, estas variaciones son significativas para tasas por debajo de 150UM/min. Para minimizar el efecto de estas variaciones los técnicos de Elekta ajustan la simetría a tasa media.

Comparativa de estabilidad de cámaras de ionización empleadas en dosimetría absoluta en Radioterapia

Autores: Fernando Cerrón Campoó¹ ; Fernando Fernandez Belmonte¹ ; Fernando Tato de las Cuevas¹

¹ *Hospital Universitario de Canarias*

Corresponding Author: fcercam@gobiernodecanarias.org

Objetivos

En los controles de calidad pre-tratamiento de las técnicas como IMRT se emplean con frecuencia cámaras de ionización (CI) de volumen mediano-pequeño en la medida de dosis absoluta. Antes de la implantación de estas técnicas, muchas de estas CI se empleaban casi exclusivamente en dosimetría relativa. El objetivo de este trabajo es evaluar la estabilidad a largo plazo de las CI que se emplean en dosimetría absoluta en el área de Radioterapia, y comparar su estabilidad.

Material y Métodos

Para la realización de las pruebas de estabilidad se emplean: 1) una fuente de Sr-90 y 2) una fuente de Co-60 en una antigua unidad empleada anteriormente para tratamiento. Se emplea el electrómetro UNIDOS (PTW). Las CI son las siguientes de la marca PTW (se indica modelo-números de serie): 30013-2505 y 2506 (0.6 cc, 2 CI), 34001- 1107 y 1108 (Roos, 2 CI), 31010 -1804, 4787 y 6490 (0.125 cc, 3 CI), 31014-0384 y 0409 (pin-point, 0.015 cc, 2 CI).

Las pruebas de estabilidad se realizan con una periodicidad bimensual a lo largo de 4 años. Se analiza la estabilidad de cada una de las CI respecto a una referencia inicial. En cada control se obtiene la carga y se corrige por presión y temperatura y el decaimiento de la fuente. Se obtienen: la desviación promedio, mínima, máxima y el promedio de la desviación absoluta de cada detector. Para las CI de 0.125 cc y pin-point se analiza sólo para la fuente de estabilidad de Co-60.

Resultados y discusión

En la fig. 1a se observa que las desviaciones para la fuente de Sr90 de las CI 0.6 cc (Farmer) son menores que las de las CI plano-paralelas Roos.

En la fig. 1b se observa que las desviaciones para la fuente de Co-60 de las CI 0.6 cc (Farmer) son mayores que las encontradas para la otra fuente de estabilidad. Esto puede ser debido a la mayor incertidumbre en el posicionamiento de las CI en Co-60 (distancia foco-detector, tamaño de campo empleado, etc). Entre las CI cilíndricas no existen diferencias significativas en la estabilidad, podría suponerse una mayor estabilidad de las CI tipo Farmer, pero no se aprecia entre los resultados. Es decir, según estos resultados, las CI de 0,125 y pin-point que se emplean en los controles de calidad pretratamiento no presentan desventajas apreciable en su estabilidad respecto a las Farmer (ver también la desviación absoluta media en la fig. 2).

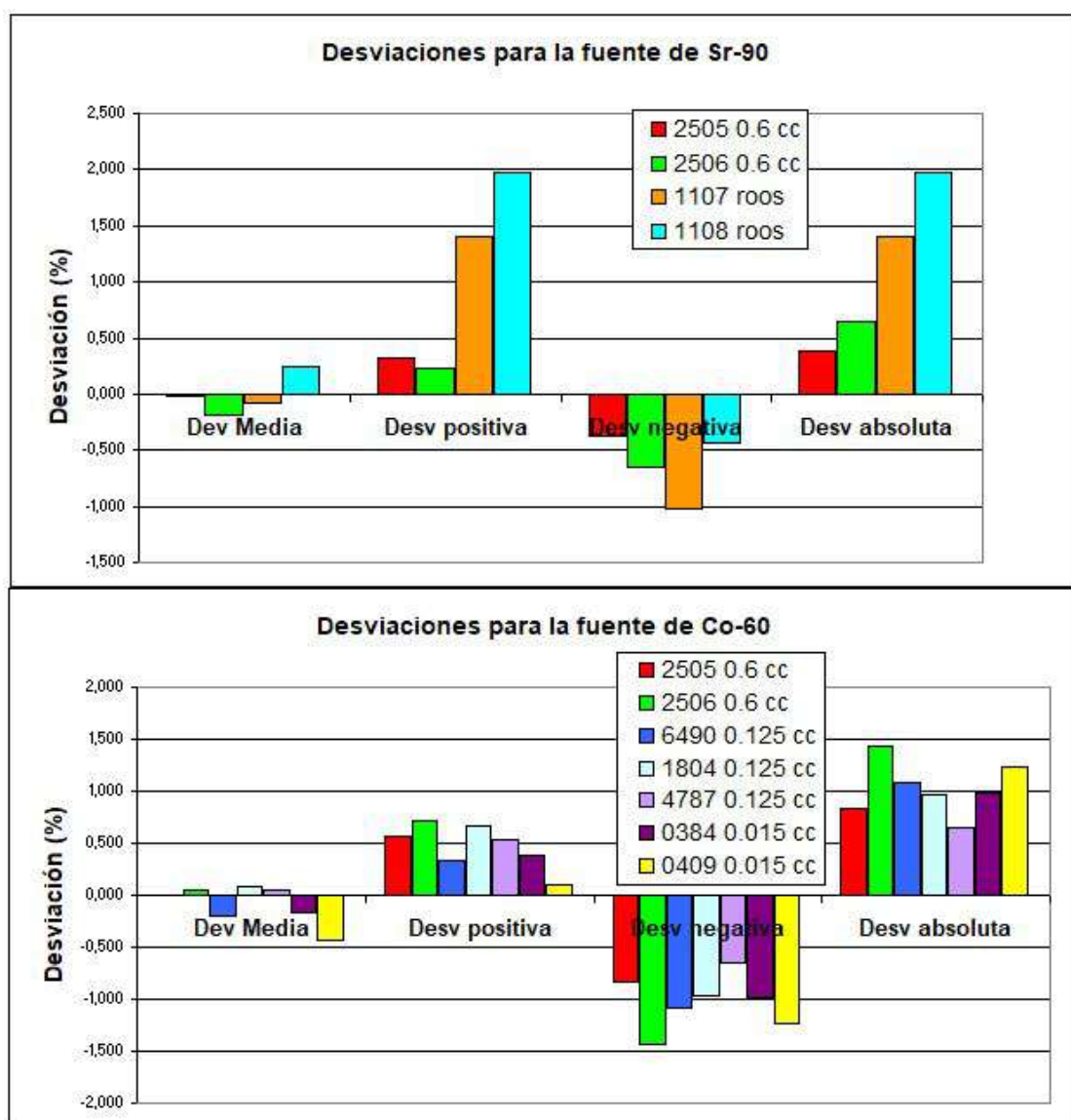


Figure 525: Desviaciones (media, máxima positiva, máxima negativa y desviación absoluta media) a lo largo de las pruebas de estabilidad para las fuentes de Sr-90 y Co-60.

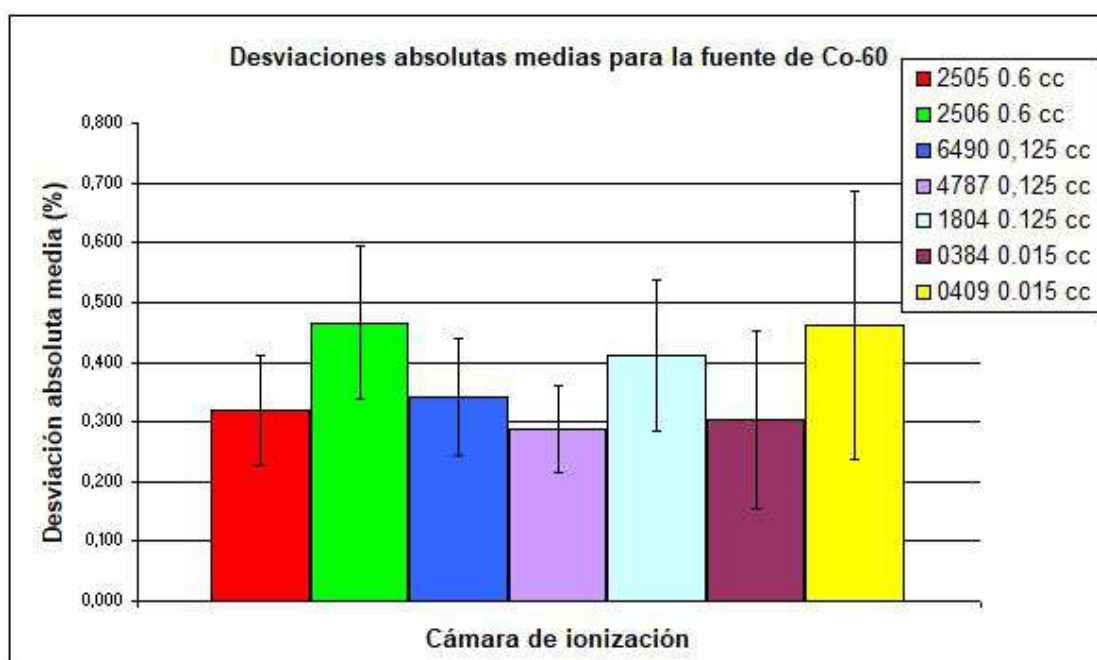


Figure 526: Desviaciones absolutas medias a lo largo de las pruebas de estabilidad para la fuente de Co-60 para las CI cilíndricas. Se representan las barras de error como la desviación estandar.

Conclusiones

No se aprecian diferencias significativas en la estabilidad entre las CI cilíndricas. No se puede argumentar una mayor imprecisión en la medida de las CI de menor volumen por motivo de la estabilidad.

Pósteres Radioterapia / 150

Detectabilidad de errores en campos estáticos en el MLC Agility empleando un software de elaboración propia

Autores: Fernando Tato de las Cuevas¹ ; Fernando Fernández Belmonte¹

¹ Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: fernandotat@gmail.com

Objetivos

El objetivo de este trabajo es investigar la sensibilidad de detección de errores de posicionamiento del sistema multiláminas (MLC) empleando un software de elaboración propia.

Material y Métodos

El Acelerador lineal de electrones (ALE) es un Elekta Synergy, con MLC Agility.

Para realizar el estudio se emplean 2 tipos de test de bandas, ambos están constituidos por 10 segmentos step-and shoot, un test tiene un gap de 4 mm y el otro de 10 mm. Las imágenes se adquieren con el EPID.

Para el análisis de cada una de las imágenes del test de bandas se emplea un programa desarrollado en Matlab.

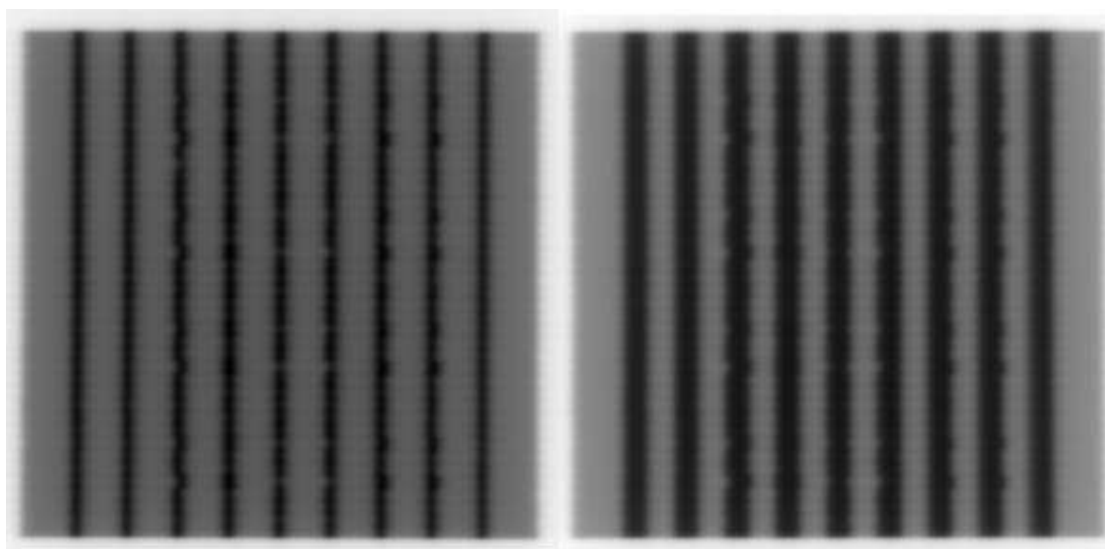


Figure 527: Test de bandas de gaps 4 y 10 mm con errores intencionados en el MLC Agility.

Algoritmo de análisis

Se adquiere un perfil horizontal a mitad de espesor de cada lámina. Se ajusta el perfil de cada gap a una gaussiana. Se obtiene el VP (valor de píxel) máximo de la misma y el FWHM. Se realiza una calibración con test de bandas en anchos de gaps de 1 a 15 mm, se relaciona el ancho nominal del gap con el VP máximo y FWHM medido en cada gap.

Medidas

Para cada uno de los anchos de gap y en una misma serie de medidas se adquieren 6 test de bandas sin errores y 6 test de bandas con errores. Los errores de posicionamiento se realizan en un total de 60 láminas de magnitudes: 0,1, 0,6 y 1 mm, para tres casos: aumentando, disminuyendo y desplazando el gap.

Para obtener el ancho de gap medido para el test de 4 mm de gap se emplea el VPmax y para el de 10 mm el FWHM.

Se calcula la posición promedio de cada una de las láminas para cada uno de los dos conjuntos de 6 imágenes: $X_n - X_e = (D_m)$

siendo, X_n = Posición calculada promedio de la lámina (sin error), X_e = Posición calculada promedio de la lámina con error de posicionamiento.

Se calcula el error de posicionamiento de cada lámina detectado por el algoritmo (E_p): $D_m - D_n = E_p$.

Resultados

En la figura 2 aparecen los errores de posicionamiento (E_p en la fórmula anterior) detectados por el programa, se aprecia que estos son mayores cuanto mayor es el desplazamiento de las láminas (0,6 y 1 mm), y es mayor en el test de 4 mm que el de 10 mm. Esto puede deberse a esto puede ver motivo por la influencia de la posición de las láminas adyacentes.

Desplaz. (mm)	Método	Var. Pos. gap		Aumento Gap		Disminución Gap	
		Dif. (mm)	SD (mm)	Dif. (mm)	SD (mm)	Dif. (mm)	SD (mm)
0,2	VP	0,05	0,03	0,07	0,04	0,06	0,03
	FWHM	0,06	0,02	0,08	0,02	0,08	0,02
0,6	VP	0,10	0,03	0,09	0,03	0,18	0,05
	FWHM	0,05	0,02	0,07	0,02	0,07	0,02
1,0	VP	0,21	0,04	0,11	0,03	0,27	0,02
	FWHM	0,10	0,04	0,09	0,03	0,11	0,04

Figure 528: Errores de posicionamiento (E_p) detectados por el algoritmo para cada uno de los desplazamientos de las láminas (0,1, 0,6 y 1 mm), según el método empleado (VP o FWHM) y según se altere el gap.

Conclusiones

El algoritmo y metodología empleadas detectan los errores de posicionamiento de las láminas, pero los resultados son más precisos cuando se emplea el gap mayor (10 mm) y el parámetro FWHM.

Pósteres Radioterapia / 602**Estudio de la respuesta del SRS MapCHECK al variar el ángulo de incidencia**

Autores: Néstor Chinillach Ferrando¹ ; RICARDO TORTOSA OLIVER^{None} ; Julia Torres del Río² ; MIGUEL GINER SALA³

¹ *IMED Valencia*

² *Hospital IMED Elche*

³ *IMED*

Corresponding Author: nchinillach@imedhospitales.com

Introducción y objetivos:

En un trabajo anterior, se puso de manifiesto que el SRS MapCHECK (Sun Nuclear, Melbourne, FL) puede ser usado para verificar tratamientos que impliquen campos pequeños, pero al estudiar su comportamiento ante incidencias laterales, presenta una sobrerrespuesta para ángulos comprendidos entre 70° y 110° y entre 250° y 290° grados.

El objetivo de este trabajo va a ser realizar un estudio más detallado de dicho efecto e intentar evaluar dicho efecto si en lugar de incidencias estáticas se trata de arcos, y en tal caso, cual es la longitud mínima que tiene que tener el arco para mitigar dicho efecto.

Material y métodos:

En anterior trabajo se hicieron variaciones del ángulo de incidencia desde 0° a 360 con incrementos de 10°, en este trabajo vamos a hacer variaciones desde 70° a 110° con incrementos de 1°.

Se calculan en el sistema de planificación MONACO (Elekta, Estocolmo, Suecia) un campo de 3x3 cm² con 100 UM y un ángulo de gantry de 70 grados. Se repite el proceso para cada uno de los 40 ángulos.

Estas configuraciones se disparan en el acelerador VersaHD (Elekta, Estocolmo, Suecia) y se comparan con las distribuciones teóricas de cada caso empleando para ello la función gamma con unos criterios de 1%, 1mm.

El segundo objetivo es evaluar si la sobrerrespuesta del detector es menor si se trata de arcos en lugar de campos estáticos. Para ello se calculan una serie de arcos con distintas longitudes, todos ellos centrados en 90° para un campo de 3x3 cm² y 400 UM. Los distintos ángulos pueden verse en la tabla 1.

Resultados:

Tal y como puede observarse en la figura 1 se confirma que el resultado de la comparación para ángulos próximos al plano de detectores no es bueno.

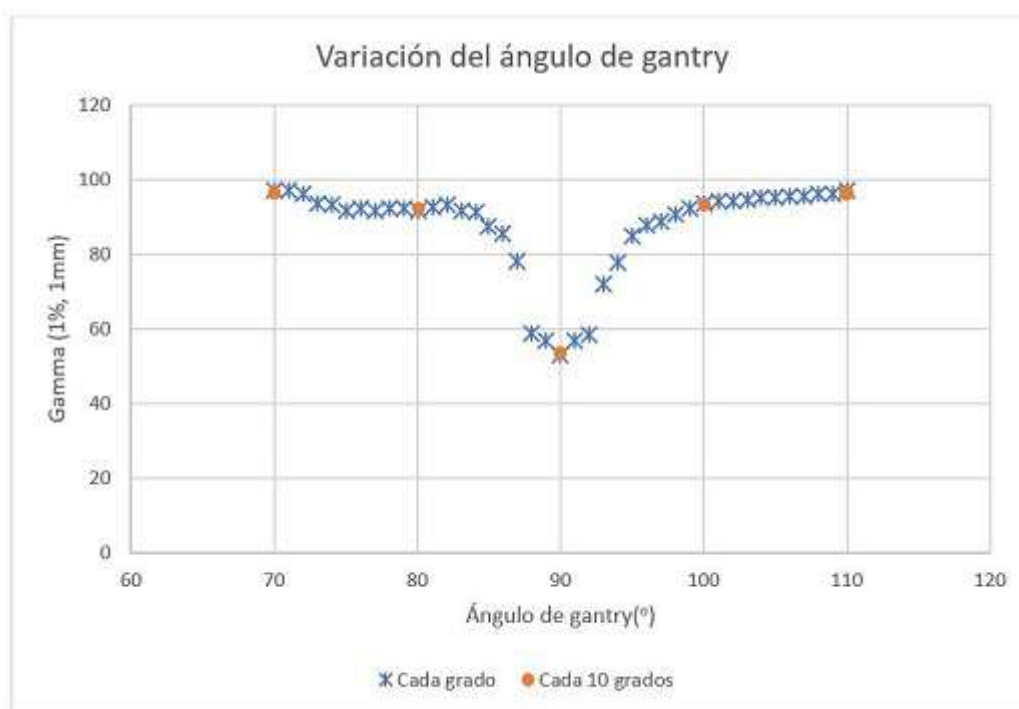


Figura 1. Representación del resultado de la función gamma para los diferentes ángulos de gantry.

Figure 529:

En el caso de los arcos, se puede ver en la tabla 1 como a partir de 60 grados la medida experimental es compatible con la distribución calculada.

	Ángulo inicial (°)	Ángulo final (°)	Longitud del arco (°)	Resultado función gamma (%)
Arco 1	0	180	180	99,9
Arco 2	15	165	150	99,6
Arco 3	30	150	120	98,7
Arco 4	45	135	90	97,9
Arco 5	60	120	60	97,2
Arco 6	75	105	30	90,9
Arco 7	82,5	97,5	15	84,6

Tabla 1. Características de los arcos disparados y resultado de su comparación con la distribución calculada empleando la función gamma

Figure 530:

Conclusiones:

Una vez realizadas todas las pruebas y analizados los resultados se confirma que el detector presenta una sobrerrespuesta cuando la radiación incide perpendicular al plano de detectores, pero además se pone de manifiesto que este efecto se mitiga si en lugar de tratamientos estáticos se emplean arcos, siempre y cuando estos tengan una longitud mínima de 60 grados, centrados en 90 grados.

Autores: Sheila Calvo Carrillo¹ ; Fernando Gómez Enríquez¹ ; Unai Iriondo Igerabide¹ ; Jose Ramón Puértolas Hernández¹ ; Carlos Pino León¹ ; Francisco Jose Lozano Flores¹

¹ Hospital Universitario Donostia

Corresponding Author:

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

El parámetro DLG es un valor incluido en la configuración del haz del planificador Eclipse que sirve para modelar el efecto del final redondeado de las láminas del MLC millennium 120.

En el comisionado del nuevo acelerador TrueBeam de Varian este parámetro se calculó a partir de las medidas de los planes test propuestos por el fabricante, obteniendo buenos resultados en las verificaciones de QA de los planes de tratamiento con técnicas VMAT.

Posteriormente, nos propusimos implementar tratamientos con técnicas especiales de SBRT y SRS donde los tamaños de campo suelen ser menores y los gradientes de dosis mayores. Algunos de los resultados de los QA de los planes de prueba no cumplían los criterios establecidos. Consideramos entonces ajustar el valor del DLG a partir de las comparaciones de distintos planes calculados y medidos por 3 métodos diferentes.

MATERIAL Y MÉTODOS

En el TPS Eclipse v.15.6 de Varian se planificaron 8 tratamientos con técnica VMAT y energía de 6 MV FFF. Se calcularon con el algoritmo Acuros 15.5.11 y prescripciones de dosis y tamaños de lesión característicos de las técnicas especiales. Las localizaciones fueron 2 SBRT abdominales, 2 SBRT de pulmón, 2 SBRT espinales y 2 SRS.

El QA de los planes de tratamiento se realizó con tres métodos diferentes. Se midieron con el maniquí Octavius 4D de PTW (matriz 1500), con cámara de ionización pin-point de PTW y con placas radiocrómicas EBT3.

Los criterios de valoración fueron: en Octavius análisis gamma (3%, 3mm) > 95%, aunque también se analizaron los gamma (3%, 2mm) y gamma (1%, 1mm) para encontrar el valor óptimo. La diferencia entre la dosis calculada en punto y medida con cámara debe ser inferior al 3%. Las medidas de un plano axial con placa EBT3 deben cumplir el criterio gamma (3%, 3mm) > 95%.

RESULTADOS

En el maniquí Octavius, el valor del DLG que conseguía mejor concordancia entre medidas y cálculos fue 0.16 cm.

En las medidas de dosis absoluta el valor del DLG óptimo fue 0.19 cm.

En las placas EBT3 el valor DLG óptimo fue 0.17 cm.

CONCLUSIÓN

Con el DLG inicial de valor 0.136 cm para haces de 6 MV FFF, obtuvimos valores de dosis calculadas sistemáticamente más bajas que las medidas, por lo que vimos necesario aumentar el valor de este parámetro a 0.17 cm para minimizar las incertidumbres en los cálculos de dosis de planes de tratamiento con campos iguales o inferiores a 5 cm de lado.

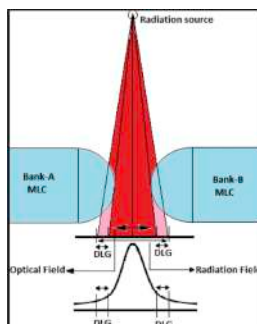


Figure 531: enter image description here

	Maniqui OCTAVIUS	Dosis en punto	Placas EBT3	VALOR ESTABLECIDO
DLG (cm)	0.16	0.19	0.17	0.17

Figure 532: enter image description here

Pósteres Radioterapia / 346**EVALUACIÓN DEL MÓDULO “WINSTON-LUTZ” DE LA PLATAFORMA PYLINAC**

Autores: Juan-Francisco Calvo-Ortega¹ ; Marcelino Hermida López² ; Sandra Moragues-Femenía³ ; Coral Laosa-Bello¹ ; Joan Casals Farran⁴

¹ Hospital Quirónsalud Barcelona

² Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Vall d'Hebron (Barcelona)

³ HOSPITAL QUIRONSALUD BARCELONA

⁴ Hospital Quirónsalud Barcelona

Corresponding Author: jfcdrr@yahoo.es

Introducción:

El test de Winston-Lutz (WL) es un procedimiento clásico que permite comprobar el alineamiento del isocentro de radiación del acelerador con el centro del blanco (“target”) a ser irradiado. En este trabajo se investiga el módulo de análisis del test WL disponible en la plataforma Pylinac.

Materiales y método:

Se usó un acelerador Varian Clinac 2100 CD equipado con un colimador multiláminas (Millennium 120), y un dispositivo portal de imagen de megavoltaje (Portal Vision aSi-500). Una distancia foco-imagen de 180 cm fue usada para la adquisición de imágenes (0.4 mm/pixel). Un puntero conteniendo un marcador esférico de tungsteno (5 mm de diámetro) se usó como volumen blanco, que fue planificado para ser irradiado usando un plan de 10 haces de fotones (6 MV, 2x2 cm²) no coplanares. Para cada campo, una imagen portal fue adquirida (“imagen WL”). Se recuperaron de la red Aria las imágenes correspondientes a 40 tests WL realizados en nuestro departamento (436 imágenes), para ser analizadas usando dos softwares:

- i) el módulo “Winston-Lutz” de Pylinac (<https://pylinac.readthedocs.io/en/latest/index.html#pylinac>)
- ii) el software DoseLab Pro v. 6.40 (Mobius Medical Systems, LP, Houston, TX) acreditado por la FDA (U.S. Food and Drug Administration), y usado como referencia en este trabajo. Ambos softwares

calculan la distancia ("delta") entre el centro del campo de radiación y el centro del marcador esférico. Los valores delta dados por ambos softwares fueron comparados para las 436 imágenes analizadas. La concordancia entre ambos softwares fue valorada usando un análisis de Bland-Altman.

Resultados:

La diferencia media (error sistemático) encontrada en la métrica delta entre los dos softwares fue de 0.05 mm (SD: 0.18 mm). Los límites de concordancia (intervalo de confianza del 95% del error sistemático) fueron -0.3 mm y 0.4 mm.

Conclusión:

El intervalo de confianza del 95% de la diferencia entre ambos softwares (-0.3 mm y 0.4 mm) es comparable al tamaño de pixel usado (0.4 mm). Los resultados proporcionados por el módulo Winston-Lutz de Pylinac son comparables a los reportados por el acreditado software DoseLab Pro. Por tanto, la aplicación Winston-Lutz de Pylinac ha sido validada en nuestro departamento para ser usada en el análisis de imágenes WL.

Pósteres Radioterapia / 599

Evaluación de la detectabilidad de errores en el posicionamiento del CML

Autores: Joaquín Pérez Pavón^{None} ; Diana Vicent Granado¹ ; Carmen Libertad Candón González² ; Jesús Roldán Castro^{None} ; M^a AMPARO IBORRA OQUENDO³

¹ Hospital Puerta del Mar

² Hospital Universitario Puerta del Mar (HUPM)

³ HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR

Corresponding Author:

Debido al aumento de tratamientos realizados con IMRT en el Hospital Universitario Puerta del Mar, se propone realizar un estudio para analizar la sensibilidad del equipo utilizado en la verificación de los mismos ante posibles errores en el posicionamiento de las láminas del acelerador Oncor de Siemens.

Se ha seleccionado una muestra de pacientes con cáncer de próstata, y a los tratamientos originales se les han introducido una serie de errores aleatorios en el posicionamiento de las láminas, consistentes en desplazamientos de ± 1 y ± 2 mm en dos de las láminas activas del 25, 50, 75 y 100% de los segmentos que componen cada plan. En el caso del 100% de los segmentos se realizaron además esos mismos desplazamientos en todas las láminas activas.

El equipo utilizado para el estudio está compuesto por: maniquí OCTAVIUS II junto a array 2D OCTAVIUS Detector 729 marca PTW y acelerador lineal de electrones Oncor de Siemens. Usando el software Verisoft 7.1 se realizan distintos análisis gamma, comparando el plano de dosis original con los modificados y se estudian los cambios en el porcentaje de coincidencia.

Según los datos preliminares de este estudio, obtenemos que el mínimo error que podemos detectar con el equipamiento empleado es el desplazamiento aleatorio de 1 mm en dos de las láminas activas de todos los puntos de control del plan, realizando un análisis gamma 2%1mm. Si el desplazamiento realizado es de 2 mm, observamos una reducción en el porcentaje de paso del análisis gamma al modificar solo un 50% de los segmentos del plan. Cuando son todas las láminas activas las que se mueven 1 mm, detectamos cambios con un análisis gamma 2%2mm, y con un análisis 3%3mm al modificarlas todas 2 mm.

Los resultados obtenidos son los esperados; a mayor número de errores introducidos, menor es la tasa de coincidencia del análisis. También se observa que el software detecta correctamente los cambios si se varía el tamaño de todos los campos a tratar, factor que se puede dar en la práctica debido a una incorrecta calibración del MLC.

De todo este estudio podemos concluir que la sensibilidad del equipo de medida utilizado es la adecuada para la verificación de tratamientos con la técnica de IMRT.

Pósteres Radioterapia / 493**Gestión de una base de datos con medidas e informes de control de calidad de radioterapia**

Autores: Xavier Jordi Juan Senabre¹ ; Juan David Quirós Higuera² ; Juan López Tarjuelo² ; Noelia de Marco Blancas² ; Jorge Bonaque Alandí² ; Carla Manjón García² ; Francisco Javier Ponce Navarro² ; María del Carmen Castellet García² ; Agustín Santos Serra²

¹ *Consorci Hospitalari Provincial de Castelló*

² *Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón*

Corresponding Author: xabyjuan@yahoo.es

Introducción

En nuestra rutina asistencial se realizan numerosas medidas de control de calidad. Es de gran utilidad llevar a cabo una recopilación consistente de todos estos resultados para visualizar tendencias, elaborar estadísticas y visualizar e interpretar informes. Además, se consigue eliminar el soporte en papel y así mejorar el acceso a la información. Para ello se hace uso de una aplicación informática comercial.

Material y Métodos

El software utilizado es el Track-it (PTW-Freiburg, Friburgo, Alemania). Se ha estudiado su configuración y cómo operar con él: estructura, capacidad de introducción de pruebas de control de calidad, alimentación con los datos generados, elaboración de informes, a la vez que se ha observado la experiencia de usuario desde el punto de vista del radiofísico durante 1 año y medio. Aquí se ilustran dos ejemplos de uso que han resultado de gran utilidad.

Resultados y Discusión

En Track-it el usuario debe definir todo el input de las plantillas: variables, parámetros, estructura de los informes, tareas, etc. Algunos de los datos se vinculan automáticamente por la red, mientras que otros hay que añadirlos manualmente.

Con las plantillas se genera un informe que es supervisado y firmado por un radiofísico. Al cabo de un tiempo la cantidad de datos es grande y es entonces cuando su análisis es útil.

La fig. 1 se muestra los valores del análisis gamma de las dosimetrías verificadas en dos unidades de tratamiento. Desafortunadamente la aplicación Track-it no permite realizar un análisis descriptivo, que sería muy útil para calcular promedios, desviaciones, etc. Además no permite exportar los datos para su gestión en otras plataformas, lo cual también sería ventajoso.

La visualización de tendencias permite anticipar anomalías en las unidades de tratamiento, como el deterioro del cañón, magnetron, entre otros. En la fig. 2 se ejemplifica un caso de un desgaste del cañón, que tras su ajuste por parte del servicio técnico ha permitido seguir tratando pacientes, pero que permitió programar la intervención. Los puntos rojos son los que exceden de la tolerancia establecida.

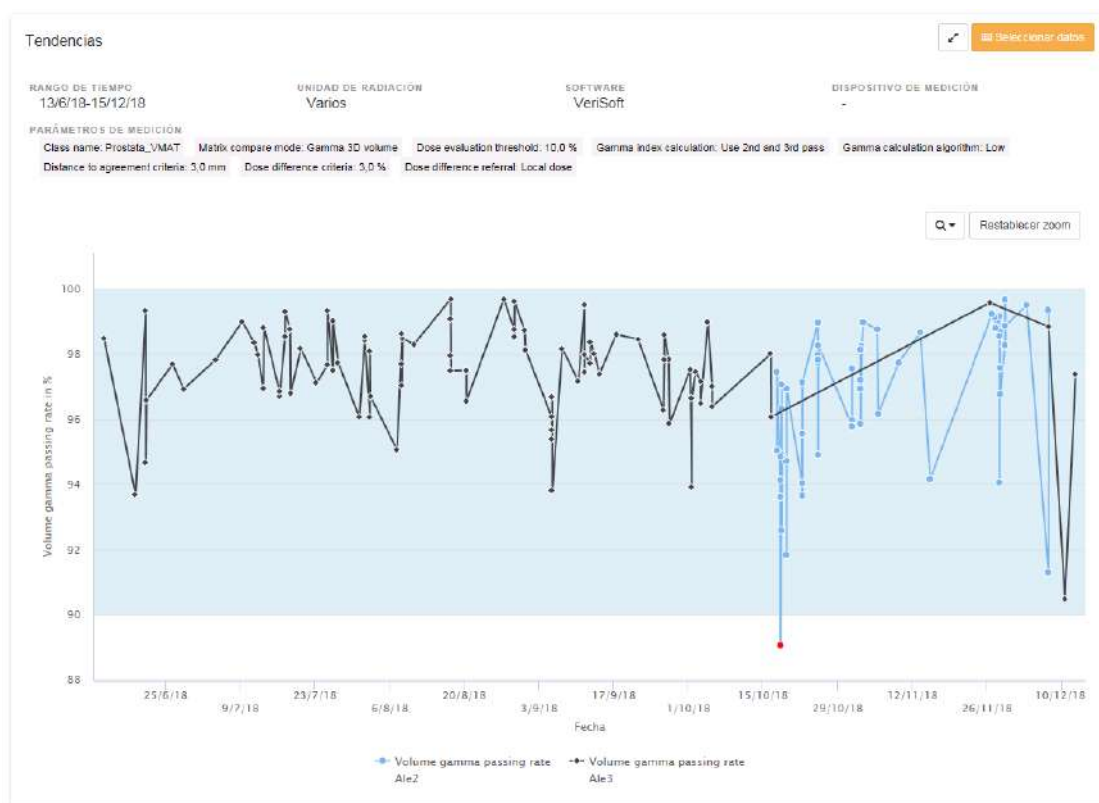


Figure 533: fig.1

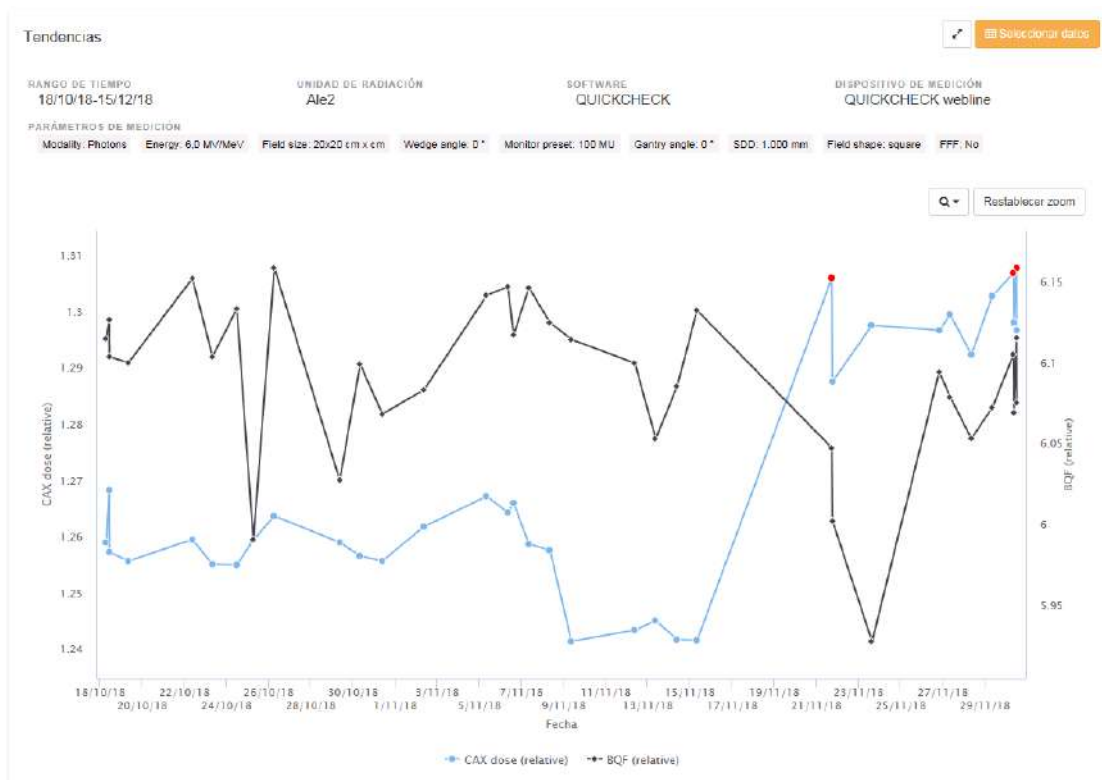


Figure 534: fig.2

Conclusiones

El Track-it es útil como sistema de almacenamiento y gestión de datos de control de calidad, de forma que se centralizan todos los informes y cualquier usuario puede generar, modificar, rellenar

y aprobar (según privilegios) accediendo al mismo sistema. Sería de gran utilidad la ampliación de funciones como las de estadística descriptiva, a fin de explotar más esta base de datos.

Pósteres Radioterapia / 403

EVALUACIÓN DE LA EXACTITUD POSICIONAL DE LAS LÁMINAS DEL MLC USANDO EL TEST "PICKET FENCE"

Autores: Juan-Francisco Calvo-Ortega¹ ; Sandra Moragues-Femenía² ; Joan Casals Farran³ ; Marcelino Hermida López⁴

¹ Hospital Quirónsalud Barcelona

² HOSPITAL QUIRONSALUD BARCELONA

³ Hospital Quirónsalud Barcelona

⁴ Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Vall d'Hebron (Barcelona)

Corresponding Author: jfcdrr@yahoo.es

Introducción:

El documento "AAPM Task Group 142" (Med Phys. 2009 Sep;36(9):4197-212) recomienda comprobar la exactitud del posicionamiento de las láminas de un colimador multiláminas (MLC). En este trabajo se evalúa dicha exactitud usando el módulo Picket Fence disponible en la plataforma Pylinac.

Materiales y método:

Se usó un acelerador Varian Clinac 2100 CD equipado con un colimador multiláminas (Millennium 120), y un dispositivo portal de imagen de megavoltaje (Portal Vision aSi-500). Se utilizó una distancia foco-imagen de 150 cm para la adquisición de imágenes (0.5 mm/pixel). Un test "picket fence" consistente en 5 rendijas de radiación conformadas con el MLC en modo dinámico (sliding window) fue irradiado sobre el dispositivo portal durante 637 sesiones diarias. Las imágenes DICOM "picket fence" fueron recuperadas de la red Aria para ser analizadas con el módulo "Picket Fence" de Pylinac (<https://pylinac.readthedocs.io/en/latest/index.html#pylinac>). Esta aplicación calcula una "línea de ajuste" para cada rendija de radiación a partir de todos los "picos de radiación" detectados. El "pico de radiación" es el centro del perfil de radiación debido a cada pareja de láminas (una en cada banco del MLC) en cada rendija de radiación. El módulo "Picket Fence" de Pylinac fue previamente validado mediante comparación con el software de referencia DoseLab Pro v. 6.40 (Mobius Medical Systems, LP, Houston, TX), acreditado por la FDA (ver póster ID: 00996 del 5º Congreso Conjunto, 21 SEFM/16 SEPR).

Pylinac reporta la métrica "Err_max", definida como el máximo offset respecto de la línea de ajuste detectado para todos los "picos de radiación". Se analizaron los valores Err_max para los 637 tests "picket fence" incluidos en este trabajo.

Resultados:

La exactitud posicional de las láminas dada por la métrica Err_max fue de 0.20 mm (SD: 0.04 mm). El intervalo de confianza del 95% de la exactitud posicional fue de ± 0.27 mm.

Conclusión:

El intervalo de confianza del 95% de la exactitud posicional obtenido (± 0.27 mm) fue inferior a la tolerancia de ± 1 mm recomendada por el documento "AAPM TG 142". Una tolerancia de ± 0.5 mm se ha establecido en nuestro departamento para el resultado del análisis del test "picket fence" realizado con Pylinac.

Pósteres Radioterapia / 670

Implantación de un protocolo de control de calidad para CT4D

Autores: Breogán Sobral Aspérez¹ ; Abel Niebla Piñero¹ ; Noelia Solís Preciado^{None} ; José Ángel Merino Gestoso² ; Diego Jimenez Vegas^{None} ; Dolores Morillas Perez¹ ; Breixo Carmelo Portas Ferradás^{None} ; María Luisa Chapel Gómez^{None} ; Carmen Pinza Molina³

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

² Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

³ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

Corresponding Authors: breogansobral@gmail.com, abelniebla@gmail.com, breixocarmelo@gmail.com

INTRODUCCIÓN:

La simulación de tratamientos haciendo uso de un CT4D en la región torácica, permite caracterizar el movimiento interno del tumor de forma precisa. El contorno del GTV en cada una de las fases respiratorias, junto a la posibilidad de generar reconstrucciones especiales como el MIP, el AIP, o el MinIP, ha permitido una reducción de márgenes a la hora de generar los volúmenes de tratamiento. La administración de los tratamientos mediante técnicas de irradiación con control respiratorio, hace imprescindible un control de calidad específico del sistema de adquisición. Este trabajo ha consistido en la implementación en nuestro centro de un protocolo de control de calidad basado en el protocolo canadiense del Canadian Partnership for Quality Radiotherapy (CPQR).

MATERIALES Y MÉTODOS:

Para la implementación del protocolo, se ha dispuesto del CT Toshiba Aquillon LB y del sistema de monitorización externo Varian RGSC del servicio de oncología radioterápica de nuestro hospital. Para la realización del control de calidad, se ha utilizado el maniquí QUASAR Respiratory Motion Phantom, un volumen de acrílico con forma de tórax con una plataforma que realiza un movimiento anterior-posterior, y unos insertos móviles en dirección cráneo-caudal, de amplitud seleccionable, que simulan el movimiento de la lesión. Los insertos son de acrílico. El modelo utilizado tiene una esfera y un cubo de Delrin en su interior. La onda respiratoria por defecto que se ha utilizado es sinusoidal.

Para la generación teórica del volumen MIP, se ha tenido en cuenta el volumen que se genera con el movimiento programado. En nuestro caso, ha sido un cilindro de igual radio que la esfera y altura 2 veces la amplitud del movimiento, añadiéndole en los bordes dos semiesferas, obteniéndose un volumen total en forma de capsula. El volumen MIP de la reconstrucción se genera y contornea en el planificador Elekta Mónaco.

RESULTADOS

Dentro del programa de control de calidad que se han establecido las siguientes pruebas:

Diariamente se ha verificado el funcionamiento del RGSC.

Semestralmente se han examinado aspectos de la reconstrucción y transferencia al TPS, como distorsión, posicionamiento, unidades Hounsfield, ruido y generación de volumen MIP. Para ello se ha utilizado la propia estación del CT y el planificador Elekta Mónaco.

Para evaluar la calidad de imagen anualmente se ha utilizado un maniquí Catphan 600 y se han evaluado aspectos de la calidad de la reconstrucción.

	Dímetro x (mm)	Dímetro y (mm)	Distorsión Tol. 5%	UH	Ruido	dif UH Tol. ± 10	%Ruido Tol. 10%
fase 0	20	20	1,00	357,8	17,4	-7,9	4,9
fase 20	20	20	1,00	362,4	15,7	-3,3	4,3
fase 40	18,6	19,3	0,96	368,5	15,7	2,8	4,3
fase 60	19	19,3	0,98	369,9	20,7	4,2	5,6
fase 80	19,3	19,3	1,00	370,1	14,8	4,4	4,0
Media				365,74			

Figure 535: Tabla1

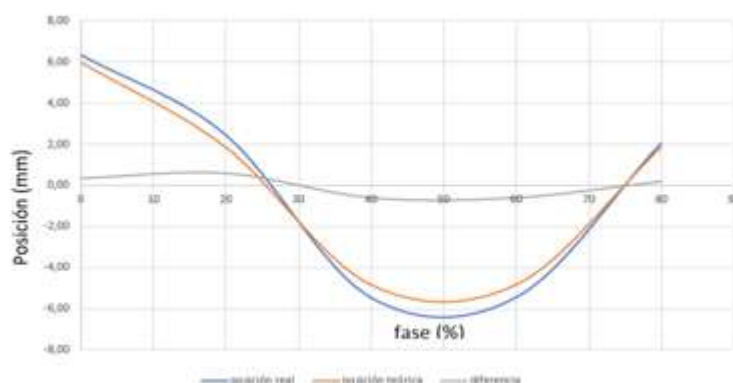


Figure 536: Posición de la esfera

DISCUSIÓN:

Se ha comprobado que la estación receptora muestra la frecuencia respiratoria seleccionada y su transferencia al CT es correcta.

El análisis de los controles semestrales de la reconstrucción con la esfera del inserto mencionado, muestra que los resultados de posición, distorsión, UH y ruido están dentro de tolerancia (tabla 1).

La transferencia al TPS y la posterior generación del volumen MIP es correcta. La diferencia entre el volumen MIP teórico y el generado por la reconstrucción 4D es de un 3%.

CONCLUSIONES:

Se ha implementado de forma satisfactoria un protocolo de control de calidad para el CT4D de nuestro centro.

Pósteres Radioterapia / 360**Puesta en marcha de Compass para técnicas de VMAT**

Autores: Beatriz Chover Diaz¹ ; Javier Díez Chamarro² ; Alejandro Barranco² ; Alejandro García Romero^{None} ; Pablo Ortega Pardina³ ; Miguel Canellas^{None}

¹ HCU Lozano Blesa

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

³ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

Corresponding Author: bchover@salud.aragon.es

Introducción

Se tiene como objetivo la validación e implementación del sistema Compass (IBA Dosimetry) en el proceso de verificación de tratamientos con arcoterapia volumétrica modulada (RapidArc).

Material y métodos

Compass es un sistema empleado como herramienta en la verificación de tratamientos de radioterapia externa. Este calcula y muestra sobre un CT determinado la distribución de dosis obtenida mediante dos métodos: un cálculo redundante de dosis que realiza el propio sistema empleando el algoritmo de cono colapsado y una reconstrucción en función de la respuesta recogida con una matriz de detectores (MatrixX Evolution) montada en el cabezal del acelerador. Compass muestra los histogramas dosis-volumen (HDV), métricas de comparación de dosis y los valores de la función gamma 3D en cada volumen.

El cálculo redundante en una serie de casos sencillos (campos conformados) fue testado en una fase previa y se comprobó su acuerdo con el algoritmo AXB (algoritmo usado clínicamente en Eclipse). Para la validación de este software compararemos la dosis calculada y la función gamma 3%, 3mm obtenidas, tanto de las medidas recogidas con el MatrixX como del cálculo redundante, con los resultados obtenidos en el sistema de planificación (TPS) para 8 planes diferentes sobre un maniquí

cúbico con un PTV cilíndrico en su interior con 12 cm de diámetro y 12 cm de altura y con su eje sobre el eje longitudinal del paciente. Estos se dividen en dos tipos: arcos con MLC estático y dinámico con objeto de separar la influencia del efecto de modulación. Ambas opciones se realizan para las cuatro energías de las que dispone el acelerador: 6X, 10X, 6FFF y 10FFF, ya que las cuatro son de uso clínico.

Resultados

Se estudian para el PTV mencionado las diferencias en los valores de D1, D99, Dmedia y de la función gamma (porcentaje de volumen que supera el valor de la unidad) entre el TPS y el cálculo redundante de Compass, así como entre el TPS y la medida realizada con el MatrixX. Los resultados se muestran en las gráficas 1 y 2 respectivamente.



Figure 537: Gráficas comparando los valores obtenidos de D1, D99, Dmedia y función gamma entre el planificador y la reconstrucción del Matrixx a partir de las medidas realizadas (izquierda) y entre los valores del TPSy el cálculo redundante (derecha). "Est." corresponde a MLC estático y "Din." a MLC dinámico.

Discusión

Observamos en la figura 1 que la mayor discrepancia que existe en los valores de dosis es de un 2.7% en la energía de 10FFF para el arco con MLC dinámico (TPS-medidas) y en el valor de la función gamma de 3.47% en el mismo arco que en el caso anterior. El resto de medidas muestran discrepancias menores al 3% (tolerancia que aplicamos en los casos clínicos) en todos los casos. Se observa que la mayor discrepancia, aunque no muy elevada, tanto en dosis como en función gamma se encuentra en la energía de 10FFF lo que sugiere posibles problemas en la respuesta de las cámaras del MatrixX. El PTV empleado en esta verificación tiene un tamaño medio-grande, quedaría pendiente un estudio para PTV pequeño, ya que la resolución del detector MatrixX puede ser insuficiente en ese tipo de casos.

Conclusión

El sistema de verificación por Compass es válido para emplearlo como verificación en los tratamientos de arcoterapia volumétrica (RapidArc) para PTVs de tamaño medio-grande habiendo obtenido buenos resultados en los planes analizados, excepto para la energía de 10FFF donde convendría emplear este sistema con prudencia.

Se pretende ampliar el estudio induciendo errores en el proceso y comprobando cómo responde Compass a ellos.

Pósteres Radioterapia / 106

Análisis cuantitativo automatizado, con Pylinac, de un sistema RapidArc: un año de experiencia.

Autores: Victor de la Llana Granja¹; Daniel Martínez²; Angel del Castillo Belmonte³; Carlos Andrés Rodríguez³; David Miguel Pérez³; Manuel Agulla Otero³; Mario Martín Veganzones⁴; Delfín Alonso Hernández³; Jesus María de Frutos Baraja³; Ricardo Torres Cabrera²

¹ Hospital Clinico Universitario Valladolid

² *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

³ *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

⁴ *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

Corresponding Author: vlana@saludcastillayleon.es

Objetivo

Automatizar y reducir el tiempo del proceso de control de calidad del sistema RapidArc mediante un software libre, Pylinac, en lenguaje Python.

Método

En este trabajo se estudiaron parámetros involucrados en la técnica RapidArc: variación de la tasa de dosis y velocidad de gantry durante la rotación del linac (DRGS), control de la posición y velocidad de las láminas (dMLC) y Picket Fence para diferentes angulaciones de gantry, a 0°, 90°, 180°, 270° y arco, figura 1.

Se irradia un solo plan, que incluye las distintas pruebas y minimiza el giro de gantry, en un Clinac 21IX (Varian Medical Systems, Palo alto, CA, USA). Se recogen las imágenes en un detector EPID as1000.

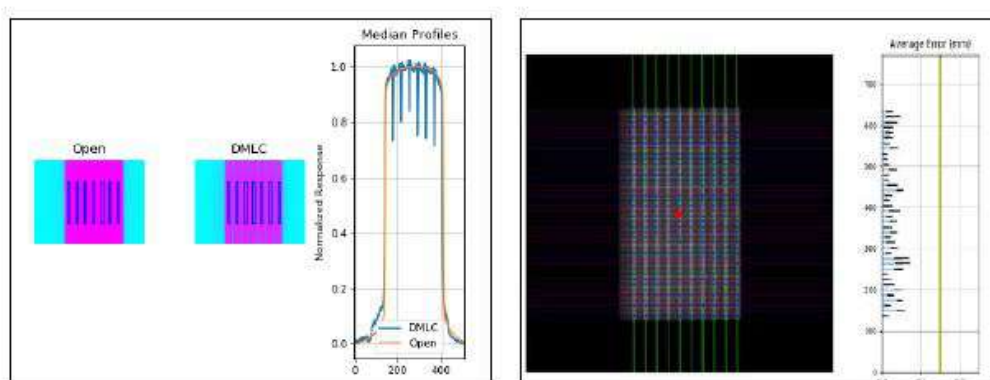


Fig. 1. dMLC y Picket Fence

Figure 538:

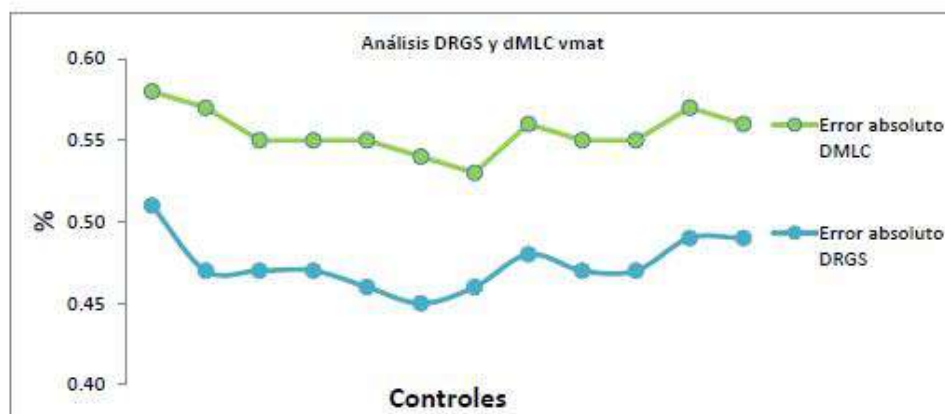
A partir del módulo VMAT de Pylinac se modifican las funciones de análisis para el procesamiento secuencial y automático de las imágenes DICOM obtenidas. Las imágenes fueran generadas y analizadas a lo largo de un año.

Resultados

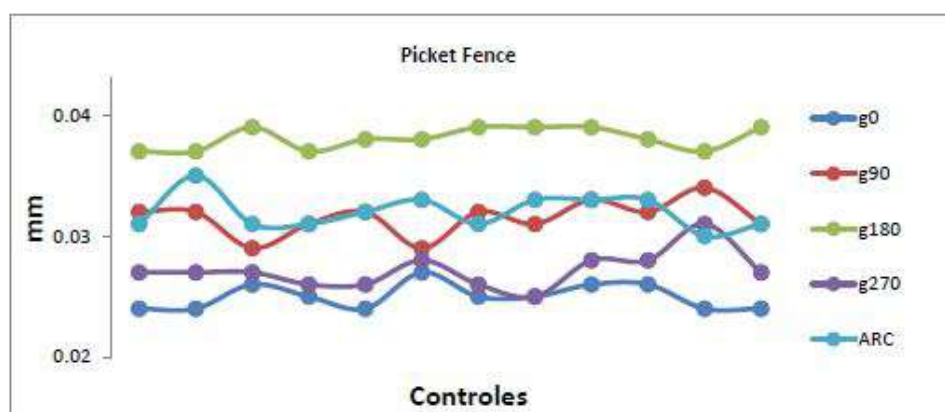
La irradiación se redujo a tan sólo trece minutos, mientras que el tiempo de análisis es de cinco minutos. Se representan los datos recogidos para los test DRGS y dMLC, gráfica 1.

Los resultados para las pruebas dMLC y DRGS tienen un error medio de 0.55 %, 0.47%, respectivamente. Los resultados, cuando se efectúan manualmente, muestran una mayor dispersión y diferencias de hasta 0.5% respecto al proceso automatizado.

La representación de los diferentes Picket Fence para las angulaciones registradas se muestra en la gráfica 2.



Gráfica 1. Análisis DRGS y dMLC RapidArc. Se recoge la lectura corregida entre la imagen del campo abierto y la imagen de dMLC o DRGS.



Gráfica 2. Análisis Picket Fence. Se registra el error medio entre la posición ideal (ajuste a un polinomio 1D) y la posición real.

Figure 539:

Los resultados para la pruebas de Picket Fence están comprendidos entre 0.19 mm y 0.34 mm.

Conclusiones

Se ha implementado una herramienta rápida y automática para el análisis cuantitativo del sistema RapidArc.

Pósteres Radioterapia / 486

END-TO-END TEST UTILIZANDO MANIQUÍ EASY CUBE®

Autores: Mónica Hernández Hernández¹; Nuria Gómez González²; Virginia Álvarez Sánchez²; Christopher Padilla Vaz³; Ana Maria Lloret Gudina⁴; María Ángeles Arroyo de la Cruz⁵; Patricia Sánchez Rubio²; Ruth Rodríguez Romero⁶

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Puerta de Hierro Majadahonda

⁴ Hospital Puerta de Hierro de Majadahonda

⁵ Hospital Universitario Puerta de Hierro

⁶ Hospital Puerta de Hierro

Corresponding Authors: mhernandezhernandez@salud.madrid.org, virginia.alvarezs@gmail.com

Introducción

Un test “end-to-end” es utilizado como herramienta de control de calidad para comprobar si el proceso radioterápico se realiza según lo establecido de principio a fin.

Este test es un requisito previo para conseguir una IGRT satisfactoria analizando los posibles errores acumulados por los propios dispositivos y procesos de la cadena radioterápica.

En este trabajo vamos a analizar las siguientes etapas del flujo de trabajo:

- TC de simulación
- Planificador
- Posicionamiento en el acelerador
- Dosis recibida

Material y métodos

Para realización del test se ha utilizado el maniquí Easy Cube de LAP que simula un maniquí de pelvis (Figura 1a). Éste dispone de distintos insertos que permiten introducir cámaras de ionización y películas radiocrómicas en distintas posiciones. También dispone de insertos de diferentes densidades (Figura 1b).

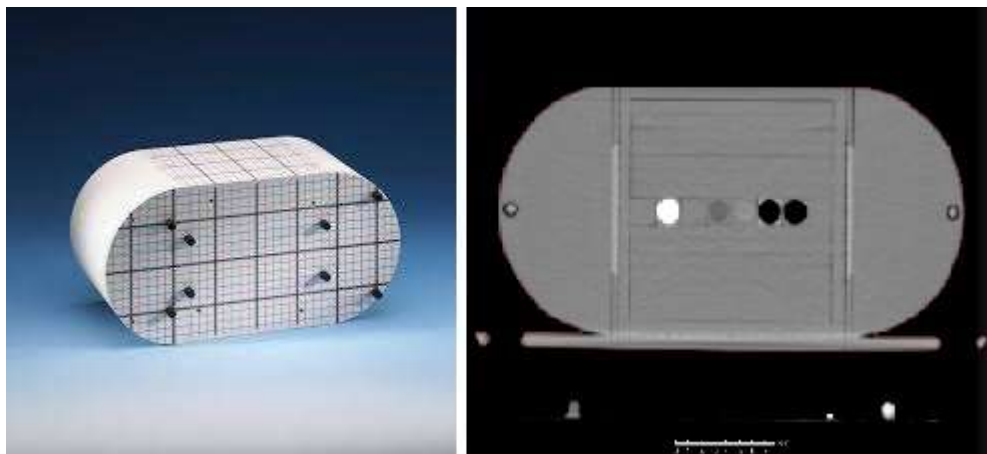


Figure 540: Figura 1a y Figura 1b

Se ha realizado una imagen TC del maniquí homogéneo y otro con los insertos en el equipo de simulación (Toshiba Aquilion).

A continuación, se han realizado medidas de distancia entre varias marcas radiopacas colocadas en una plancha del maniquí. Se han analizado las unidades Hounsfield (UH) de los insertos.

El CT se ha enviado al planificador (RayStation) para realizar una planificación IMRT dinámica de 7 haces. Dicha planificación se exporta a la red Aria para irradiar el maniquí en el acelerador CLINAC 21 EX (Varian).

Luego, hemos reproducido el tratamiento realizando un CBCT y hemos aplicado los desplazamientos obtenidos del análisis de imagen.

La dosis se ha medido en el isocentro con una cámara PintPoint 3D (PTW) y con una película Gafchromic EBT3.

Resultados

Las medidas de las distancias tienen errores menores de 2mm en absoluto y del 3% en relativo.

La curva de calibración del TC está representada en la Figura 2 junto con la introducida en el planificador y la medida con Cheese phantom.

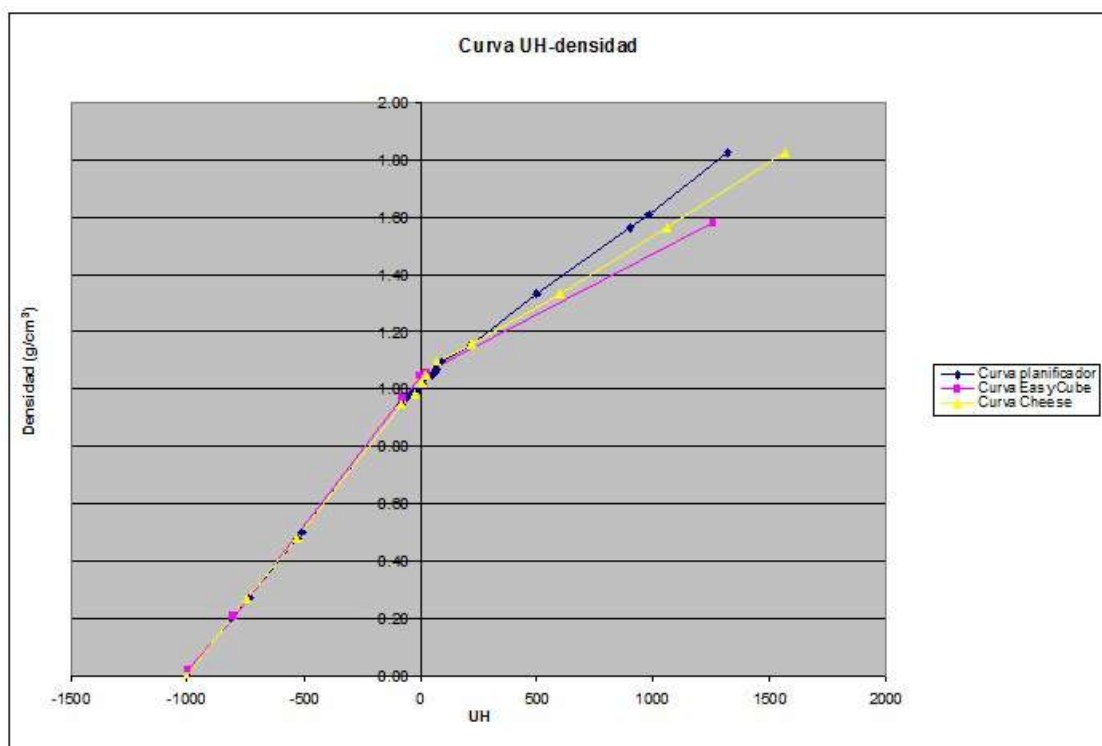


Figure 541: Los resultados se ajustan correctamente en el intervalo de UH de -1000 a +100.

El desplazamiento obtenido al realizar el CBCT ha sido de -0,1 cm en longitudinal y 0 cm en vertical y lateral.

La diferencia entre la dosis irradiada y planificada ha sido del 0,95%. La gamma 3mm/3% (con umbral del 10%) ha sido 99,98%.

Discusión

Los resultados obtenidos en las medidas de distancias están dentro de lo esperado, del orden de mm. La curva de calibración del CT obtenida con el maniquí Easy Cube se ajusta a la curva de referencia hasta las 100 UH. A partir de ahí, y para UH equivalentes a hueso, hay una desviación de 300 UH y los resultados con este maniquí no se ajustan correctamente.

Respecto a la dosis impartida al maniquí, tanto la medida en valor absoluto como la medida relativa están por debajo de las tolerancias.

Conclusiones

El maniquí Easy Cube cumple su función en la realización del test “end-to-end”. Además, debido a la versatilidad de sus insertos y posiciones, hemos podido verificar la curva de calibración del CT y hemos podido realizar medidas con cámaras de ionización y con película radiocrómica.

Pósteres Radioterapia / 296

Análisis estadístico de los criterios de aceptación durante la verificación QA de tratamientos de VMAT

Autores: Inés Flores-Cacho¹ ; Álvaro Seguro² ; Laura Díaz² ; Javier Lupiani Castellanos³ ; María Amparo Iborra Oquendo⁴

¹ Hospital Univ. Puerta del Mar - Cádiz

² Hospital de Jerez

³ Hospital de Jerez, Cádiz

⁴ Hospital Universitario Puerta del Mar

Corresponding Author: ines.flores.cacho@gmail.com

En esta comunicación presentamos el análisis estadístico empleado para establecer los criterios de aceptación de planificaciones de arcoterapia (VMAT; VoluMetric ArcTherapy) durante la fase de QA para el nuevo servicio de Radioterapia del Hospital de Jerez (que cuenta con un acelerador TrueBeam - Varian).

Seleccionamos una muestra de 289 planificaciones VMAT de diversas patologías, calculadas con el planificador *Pinnacle*, correspondientes a los pacientes tratados entre julio de 2017 y mayo de 2018. La verificación de estas planificaciones se realizó con el sistema Octavius4D + *array* 1500 y el software *Verisoft* (PTW). Para cada planificación se obtuvieron los índices de la función gamma bidimensional y tridimensional en los tres planos (coronal, sagital y transversal), variando los límites desde 1mm/1% local hasta 5mm/5% global. También se obtuvo el resultado del análisis 4D que proporciona *Verisoft*, que compara los histogramas dosis-volumen de la verificación QA con los del planificador.

Analizamos estadísticamente estos datos tanto de forma global como separando por patologías. Se compararon los resultados de la función gamma 2D frente a la 3D y ambas frente al análisis 4D y se compararon los tres planos entre sí. Estas comparativas se hicieron en términos de correlación, diferencia absoluta, percentil 75 y número de casos catastróficos (definidos como aquellos que serían aceptables en un análisis 2D o 3D pero que no lo serían en términos del análisis 4D).

Nuestros resultados muestran que no hay diferencias significativas entre usar una función gamma 2D o 3D (Fig. 1, superior). Tampoco existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres planos, aunque sí observamos mayor dispersión de los índices gamma en el plano transversal, por lo que no sería óptimo en nuestro caso (Fig. 1, centro). Usar máximos globales en la definición de la función gamma da como resultado índices significativamente mayores (desviación de 2.5 sigma) que al usar máximos locales y esta diferencia aumenta a medida que bajamos el umbral hasta 1% (Fig. 1, inferior).

Al comparar las funciones gamma bi/tri-dimensionales con el análisis tetradimensional, concluimos que nuestro criterio óptimo de aceptación de las planificaciones de VMAT es $\gamma(3mm, 3\%local) > 95\%$. El límite puede relajarse o hacerse más estricto según la patología, llegando a $\gamma(3mm, 3\%local) > 97\%$ para pacientes de próstata y bajando hasta $\gamma(3mm, 3\%local) > 92\%$ para pacientes de mama. Estos resultados son consistentes con el informe del *Task Group* 218 de la Sociedad Americana de Física Médica (TG218, AAPM).

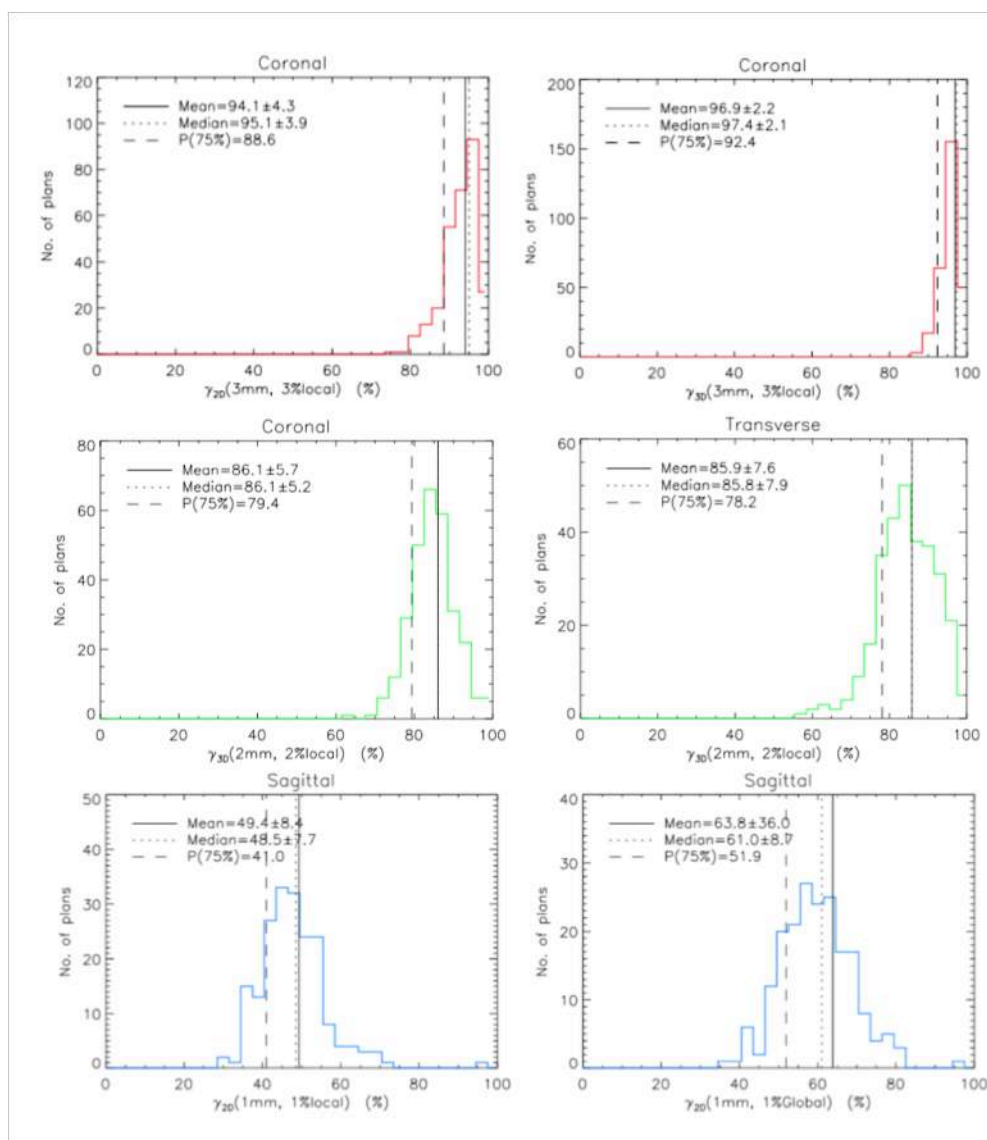


Figure 542: Histogramas de la distribución del índice de la función gamma en la muestra completa. Superior: 2D vs 3D. Centro: Coronal vs Transversal. Inferior: Máximo local vs global.

Pósteres Radioterapia / 193

Estudio de la arcoterapia volumétrica modulada con tasa de dosis constante como alternativa a la radioterapia de intensidad modulada de campos estáticos en modalidad sliding windows para tratamientos de próstata

Autores: María Ángeles Arroyo de la Cruz¹; Nuria Gómez González²; Alfredo Montes Uruén²; Virginia Álvarez Sánchez³; Mónica Hernández Hernández²; María Pinto Monedero²; Patricia Sánchez Rubio²; Ruth Rodríguez Romero²; Juan Carlos Medrano González de Prado²; Jaime Martínez Ortega²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: macruz@salud.madrid.org

INTRODUCCIÓN

La arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) es una modalidad de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) que modula la dosis en uno o varios arcos variando la velocidad de gantry o la tasa de dosis; el tiempo de impartición de tratamiento con esta técnica es menor al requerido por la IMRT de campos estáticos.

Algunos sistemas de planificación ofrecen la posibilidad de obtener planes de VMAT con tasa de dosis y velocidad de gantry constante (VMAT-CDR) mediante planificación inversa, obteniendo la modulación únicamente con el colimador multilámina (MLC) dinámico. Esta técnica no requiere un acelerador lineal dedicado.

El objetivo de este estudio es analizar la factibilidad y eficiencia de la técnica VMAT-CDR por comparación con la IMRT en modalidad sliding windows (IMRT-SW) para tratamientos de próstata.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se planificó una muestra de siete pacientes con el sistema de planificación Raystation 7.0.0.19 utilizando el algoritmo Collapsed Cone, para un Clinac 21EX con un MLC Millenium 80 con la técnica IMRT-SW y con la técnica VMAT-CDR.

El plan de IMRT estaba constituido por siete haces coplanares equiespaciados. El plan de VMAT estaba formado por dos arcos coplanares con giros de 130° a 230° en sentido horario y antihorario y ángulo de colimador 30° y 330° respectivamente. En ambas técnicas la energía fue 6MV y la tasa de dosis 400 MU/min.

Para cada paciente se definió un PTV con dosis prescrita a mediana de 76Gy en 38 sesiones. Los órganos de riesgo fueron recto, vejiga, bulbo peneano y cabezas femorales.

Los parámetros dosimétricos evaluados fueron dosis media y diversos parámetros dosis-volumen de PTV y órganos de riesgo; para el PTV se analizó el índice de homogeneidad y de conformación de la isodosis del 95%.

La eficiencia de la técnica se estudió comparando las unidades monitor totales y tiempo de irradiación.

Se compararon los resultados con la prueba de rangos con signo de Wilcoxon (nivel de significación 0,05).

RESULTADOS

Los resultados (tabla 1) muestran que la homogeneidad del PTV es significativamente mejor en la distribución obtenida para IMRT-SW. Por otro lado la dosis media en vejiga, recto y bulbo peneano es algo menor en VMAT.

Las unidades monitor son inferiores en VMAT-CDR

	PTV					RECTO			VEJIGA		
	IH	IC	D _{95%} (Gy)	D _{1%} (Gy)	D _{media} (Gy)	V ₇₅ (%)	V ₄₀ (%)	D _{media} (Gy)	V ₇₀ (%)	V ₄₀ (%)	D _{media} (Gy)
IMRT-SW	0.031 (0.012-0.061)	1.35 (1.22-1.57)	75.0 (73.8-75.6)	77.3 (76.5-79.3)	75.9 (75.8-76.0)	3.2 (2.02-4.6)	31.6 (24.2-36.5)	32.8 (29.7-39.8)	7.6 (4.2-10.8)	22.0 (14.0-30.7)	21.6 (13.2-31.0)
VMAT-CDR	0.060 (0.026-0.086)	1.24 (1.12-1.44)	74.2 (73.6-75.5)	78.8 (77.5-81.0)	76.0 (75.9-76.3)	4.0 (2.02-5.6)	30.6 (22.4-35.9)	31.3 (29.2-33.9)	7.3 (4.0-10.7)	19.1 (11.9-25.3)	19.6 (12.8-26.2)
VALOR P	0.016	0.125	0.016	0.018	0.345	0.297	0.109	0.031	0.297	0.031	0.016

	BULBO PENEANO		C. FEMORAL IZQUIERDA		C. FEMORAL DERECHA		MU	Tiempo
	V ₄₀ (%)	D ₅₀ (Gy)	D ₁ (Gy)	D _{media} (Gy)	D ₁ (Gy)	D _{media} (Gy)		
IMRT-SW	48.2 (0.0-69.0)	38.4 (5.8-51.3)	34.8 (28.9-47.0)	17.88 (14.0-23.9)	35.9 (32.2-47.2)	16.7 (14.6-24.4)	872 (744-1025)	131 (112-154)
VMAT-CDR	42.3 (0.0-68.7)	35.2 (5.8-50.8)	38.0 (32.2-50.0)	16.94 (10.8-17.8)	33.9 (24.8-50.0)	15.8 (7.3-20.1)	743 (724-818)	111 (108-123)
VALOR P	0.028	0.047	0.016	0.938	0.578	0.813	0.016	0.016

Resultados dosimétricos promedio para PTVs y órganos de riesgo para la técnica de IMRT-SW y VMAT-CDR.

Resultados de MU y tiempo de irradiación promedio para ambas técnicas

Abreviaturas utilizadas. IH: índice de homogeneidad; IC: índice de conformación

Figure 543: Resultados

DISCUSIÓN

Las distribuciones dosimétricas en tratamientos de próstata obtenidas con la técnica VMAT-CDR

presentan una conformación y homogeneidad clínicamente aceptable en la zona de tratamiento, logrando los objetivos clínicos prescritos y cumpliendo las restricciones de dosis en órganos de riesgo. Aunque las unidades monitor requeridas por la técnica VMAT-CDR no sean muy inferiores a la IMRT-SW, el tiempo de impartición del tratamiento en máquina con VMAT-CDR es significativamente más corto al tratarse de planes de dos campos de tratamiento. Esto reduce la posibilidad de movimiento intrafracción y requiere menos tiempo de ocupación de acelerador por paciente.

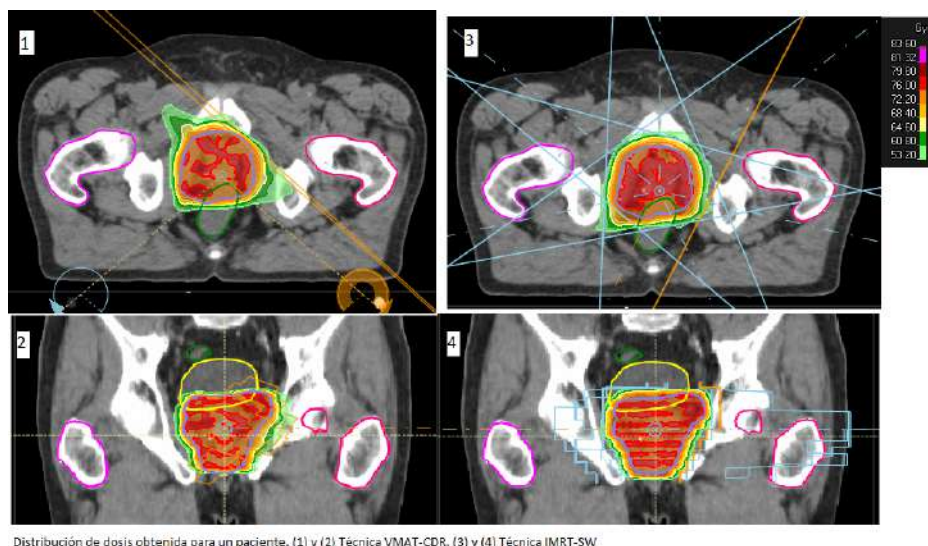


Figure 544: Distribución dosimétrica

CONCLUSIONES

La técnica VMAT-CDR supone una opción clínicamente válida y eficiente en aquellos servicios que quieran adoptar las técnicas volumétricas pero que no dispongan de un acelerador capaz de impartir VMAT de tasa y velocidad de gantry variables.

Pósteres Radioterapia / 214

Planificación de una irradiación corporal total (TBI) mediante un planificador Eclipse®.

Autor: Antonio Teijeiro^{None}

Co-autores: Ana García Pérez ; Daniela Medal Francesch¹ ; Julio Vázquez Rodríguez¹ ; Manuel Salgado Fernández¹

¹ Hospital do Meixoeiro

Corresponding Author: antonio.teijeiro.garcia@sergas.es

Introducción

La irradiación corporal total es una técnica de Radioterapia que se administra previa a un trasplante de médula ósea. En dicho tratamiento el paciente es irradiado a una distancia fuente superficie extendida (350-400cm) y la dosis se prescribe en el punto medio del abdomen. La mayoría de los planificadores no permiten el cálculo de tratamientos para SSD extendida. En el pasado se modeló un acelerador en el planificador XIO para la estimación de dosis en la TBI y en este trabajo se expone el uso del planificador Eclipse® para la misma función.

Material y métodos

Se ha usado para el cálculo el planificador Eclipse®.

El cálculo se ha realizado con un algoritmo AAA para un acelerador TrueBeam de Varian. No se ha hecho un modelado adicional de la máquina.

En el protocolo implantado desde el uso del planificador XIO para el cálculo preliminar, se establece un cálculo previo de UM y de la dosis en pulmón con el planificador, y se realiza una medida con mosfets en la primera sesión de tratamiento de la dosis en punto medio y pulmón. El resto de sesiones se irradiaron sin sistema de dosimetría *in vivo* teniendo en cuenta el cálculo previo del planificador.

Resultados

Se ha comparado la dosis medida con mosfets y la dosis calculada por el planificador en el punto de prescripción en los dos pacientes tratados desde la implantación de Eclipse® como método de cálculo.

UM (Cálculo previo por planificador)	Dosis prescripción planificador Eclipse (Gy)	Dosis medida por MOSFETS (Gy)	Diferencia (%)
1980	2,000	1,960	-2,00
2111	2,000	1,970	-1,50

Figure 545: Comparación dosis calculada por el planificador y dosis medida en punto medio.

Se ha hecho lo mismo para estimar la dosis en pulmón

	Dosis media calculada planificador Eclipse (Gy)	Dosis medida por MOSFETS (Gy)	SD (k=2)
Pulmón	0,990	1,000	0,024
	1,200	1,050	0,018

Figure 546: Comparación dosis calculada por el planificador y dosis medida en pulmón

Estos resultados corresponden a la primera sesión en la cual se mide con mosfets.

Discusión

En los resultados previos se observa una buena coherencia en la dosis prescrita entre la calculada por el planificador y que determina las UMs que se van a administrar al paciente y la dosis medida por los mosfets en el punto de prescripción (habiendo una diferencia del 2%).

En la estimación de la dosis en pulmón la discrepancia es mayor dado que se está bloqueando el pulmón mediante un plomo protector y su colocación afecta a la dosis. Los mosfets determinan la dosis en función de medidas de entrada y salida para un punto, por otra parte se tiene la dosis determinada en el planificador cuya distribución no es homogénea. Por ello existe una discrepancia mayor en la dosis en pulmón dado que el mosfet determina en un punto y el planificador calcula la dosis en todo el volumen.

Conclusión

El planificador Eclipse® es válido y útil para la estimación de dosis en el punto de prescripción y en pulmón como órgano de riesgo, permitiéndonos usar dosimetría *in vivo* solo en la primera sesión de tratamiento simplificando el tratamiento de la TBI.

Calibración de TC y comparativa de planificación

Autor: Miguel Garcia Cutillas^{None}

Co-autor: Cabello Garcia Pablo¹

¹ *Hospital Clinic de Barcelona*

Corresponding Author: garcia55@clinic.cat

Introducción

La tomografía computarizada (TC) es la única prueba diagnóstica que proporciona la información necesaria para calcular la corrección por heterogeneidades. La relación entre los factores de corrección y la densidad electrónica de los distintos tejidos está bien establecida, por lo tanto, lo que resta es establecer una relación entre la densidad electrónica y el número Hounsfield (HU).

Hemos procedido empíricamente realizando una serie de TC a un maniquí de agua sólida que contenía varios insertos con densidades electrónicas conocidas obteniendo así una curva experimental que relaciona el HU con la densidad electrónica. Se han llevado a cabo planificaciones basadas en la curva de calibración experimental y en la provista por defecto por el fabricante, midiendo en cada caso la ionización producida para determinar que curva proporciona mejores resultados.

Material y métodos

- La adquisición de imágenes se ha llevado a cabo con un TC Toshiba LB Aquilion (Toshiba, Japón), utilizando un protocolo de pelvis con parámetros 120kVp, 195mAs, filtro FC03 y espesor de corte de 3mm reconstruido cada 1.5mm.
- El maniquí empleado CIRS CBCT Electron Density Phantom Model 062MA (CIRS Tissue Simulation Technology, EEUU), está compuesto de dos estructuras, para simular tronco y cabeza. Ambas admiten insertos que simulan tejidos de diferentes densidades electrónicas. Las dimensiones del maniquí son 330mm×270mm×50mm y las de los insertos son Ø30mm×50mm. Los datos de los seis insertos utilizados se recogen en el cuadro 1. Durante la adquisición de imágenes TC el espacio destinado a la cámara de ionización contenía un inserto equivalente a agua de Ø30mm×100mm.
- Las planificaciones se realizaron con ECLIPSE v13.7 (VARIAN MEDICAL SYSTEMS) utilizando el algoritmo de cálculo de dosis AAA v10.0.28 con fotones de 6MV de energía y tamaño de campo de 4cm×4cm.
- La irradiación del maniquí se llevó a cabo con un acelerador CLINAC 2100C/D (VARIAN MEDICAL SYSTEMS, EEUU), utilizando los mismos parámetros que los empleados en la planificación.
- Las medidas de carga se realizaron con una cámara de ionización semiflex 0.125 cm³ (PTW, Alemania) posicionada en el inserto central situado en el eje del maniquí y conectada a un electrómetro PTW UNIDOS E.

Resultados

La figura 1 muestra la curva que incorpora Eclipse por defecto y la obtenida experimentalmente. Medimos la ionización al irradiar el maniquí con cada inserto según las planificaciones basadas en la curva de calibración experimental y la de Eclipse. El cuadro 1 muestra los resultados de la desviación porcentual tomando como referencia el inserto de mama.

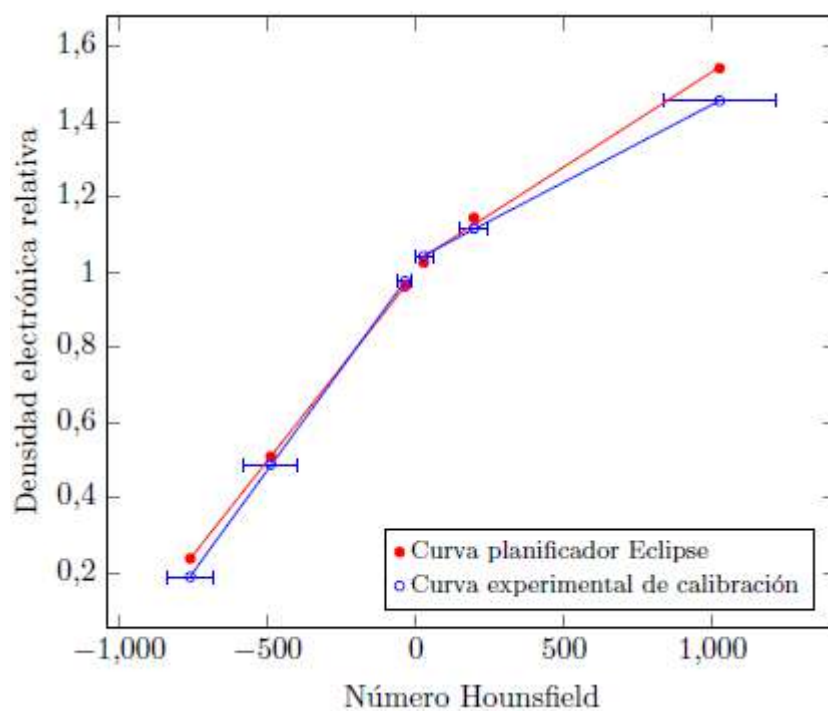
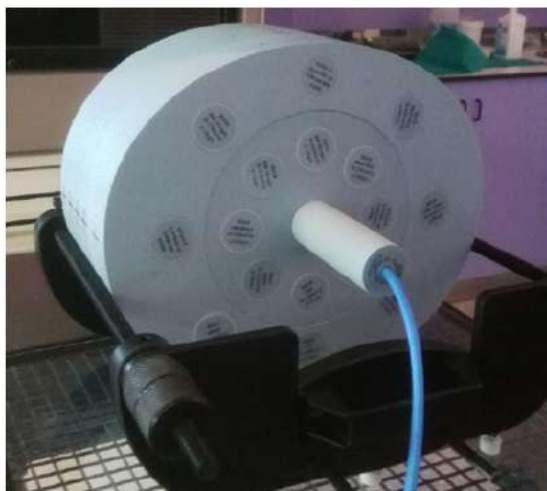


Figure 547: Curva experimental de calibración y curva del planificador Eclipse



Inserto	Densidad electrónica relativa	Desviación (%) curva Eclipse	Desviación (%) curva experimental
Mama	0,976	-	-
Músculo	1,043	0,19	-0,55
Hueso200	1,117	1,36	-0,11
Hueso800	1,456	3,61	0,68
Pulmón (inhalación)	0,190	0,83	-0,74
Pulmón (exhalación)	0,489	0,11	-1,40

Figure 548: Desviaciones de la dosis absorbida planificada respecto a la ionización

Discusión

La relación entre el HU y la densidad electrónica relativa obtenida es ligeramente distinta a la que incorpora por defecto nuestro SPT, especialmente para valores elevados de HU. Se aprecia una mejora en la concordancia de los valores de dosis absorbida calculados con las medidas de ionización al planificar según la curva de calibración determinada experimentalmente frente a la que incorpora Eclipse por defecto

Pósteres Radioterapia / 307

Planificación inversa con AcurosXB en volúmenes que contengan aire: Problemática y solución.

Autores: Ibán Conles Picos¹; José Manuel González Sancho²; María Jesús Cesteros Morante²; Ana Rosa Aparicio Martín²

¹ *Introducción.* El uso de algoritmos como AcurosXB de Eclipse, para planificaciones inversas (IMRT y VMAT), implica una nueva dificultad acerca de cómo gestionar la cobertura dosimétrica de un PTV cuando contiene zonas de muy baja densidad. Conviene diferenciar entre tejido pulmonar y zonas de muy baja densidad o aire. En estas regiones aéreas apenas se deposita dosis absorbida, debido a la poca materia existente. Si el PTV contiene volúmenes relevantes de zonas de muy baja densidad, el cálculo mostrará infradosificaciones importantes, no cumpliéndose los criterios tradicionales de cobertura. Esto podría conllevar una nueva optimización, exigiendo mayor cobertura de dichas zonas del PTV y provocando un incremento de la fluencia. Si no gestionamos estas situaciones de una forma apropiada podríamos encontrarnos con situaciones en las que la fluencia de radiación en las zonas aéreas sea tan alta que en el momento en que no hubiese aire, sino tejido blando (debido a un movimiento de deglución, expansión tumoral, incertidumbre de colocación del paciente, movimiento respiratorio, etc.), las dosis absorbidas en esas zonas podrían llegar a más del 130% de la dosis prescrita, siendo máximos inasumibles en la mayor parte de las dosimetrías clínicas. *Material y método.* Las situaciones planteadas se suelen dar en los tratamientos de pulmón y cabeza-cuello, cuando el PTV engloba estructuras tubulares más o menos rígidas y llenas de aire. Para gestionar este problema duplicamos el escáner de planificación del paciente (CT_modificado) y en él dividimos el PTV en dos zonas. Una engloba, únicamente, las zonas de muy baja densidad (PTV_LowDensity) y la otra incluye el resto del PTV (PTV_HighDensity). Al PTV_LowDensity le asignamos un valor CT de -500. Establecemos los criterios de optimización por separado para los dos nuevos volúmenes creados, siendo menos exigentes en la cobertura del PTV_LowDensity. Cuando la planificación satisface los criterios de cobertura y tolerancia, copiamos el plan y lo calculamos en el escáner original del paciente, para evaluar el resultado real. Para simular las posibilidades reales de expansión o movimiento del PTV en los volúmenes aéreos, calculamos, nuevamente, el plan original en tres escáneres modificados del paciente. Uno recrea 5mm de expansión de tejido blando dentro de la zona de aire, el segundo 10mm y el tercero rellena por completo la zona aérea. *Resultados.* Las 15 localizaciones de cabeza-cuello y de pulmón planificadas siguiendo esta metodología ofrecían resultados óptimos en el CT_modificado y mostraban la infradosificación esperada en el CT original. En ninguno de los escáneres que simulaban expansión de tejido blando se observaron máximos relevantes, pero sí mostraban una deposición adecuada de dosis absorbida cuando el aire era sustituido por tejido blando. *Discusión.* La situación expuesta en la introducción puede implicar la administración de dosis absorbidas muy elevadas en los volúmenes aéreos del PTV de un paciente si dichos volúmenes no contienen aire en el momento del tratamiento. Esto podría repercutir en el incremento de efectos secundarios en zonas como la cavidad oral, esófago, tráquea y grandes bronquios. Por otra parte, debemos asegurarnos que las zonas aéreas incluidas en el PTV tengan la suficiente fluencia de radiación como para que se deposite la dosis absorbida prescrita si hubiera tejido. *Conclusiones.* La metodología propuesta permite asegurarnos una buena cobertura del PTV a la dosis prescrita y evita la existencia de máximos elevados debido a una optimización muy exigente.

² Complejo Asistencial Universitario de León

Corresponding Author: mcesteros@saludcastillayleon.es

Introducción.

El uso de algoritmos como AcurosXB de Eclipse, para planificaciones inversas (IMRT y VMAT), implica una nueva dificultad acerca de cómo gestionar la cobertura dosimétrica de un PTV cuando contiene zonas de muy baja densidad. Conviene diferenciar entre tejido pulmonar y zonas de muy baja densidad o aire. En estas regiones aéreas apenas se deposita dosis absorbida, debido a la poca materia existente. Si el PTV contiene volúmenes relevantes de zonas de muy baja densidad, el cálculo mostrará infradosificaciones importantes, no cumpliéndose los criterios tradicionales de cobertura. Esto podría conllevar una nueva optimización, exigiendo mayor cobertura de dichas zonas del PTV y

provocando un incremento de la fluencia. Si no gestionamos estas situaciones de una forma apropiada podríamos encontrarnos con situaciones en las que la fluencia de radiación en las zonas aéreas sea tan alta que en el momento en que no hubiese aire, sino tejido blando (debido a un movimiento de deglución, expansión tumoral, incertidumbre de colocación del paciente, movimiento respiratorio, etc.), las dosis absorbidas en esas zonas podrían llegar a más del 130% de la dosis prescrita, siendo máximos inasumibles en la mayor parte de las dosimetrías clínicas.

Material y método.

Las situaciones planteadas se suelen dar en los tratamientos de pulmón y cabeza -cuello, cuando el PTV engloba estructuras tubulares más o menos rígidas y llenas de aire. Para gestionar este problema duplicamos el escáner de planificación del paciente (CT_modificado) y en él, dividimos el PTV en dos zonas. Una engloba, únicamente, las zonas de muy baja densidad (PTV_LowDensity) y la otra incluye el resto del PTV (PTV_HighDensity). Al PTV_LowDensity le asignamos un valor CT de -500. Establecemos los criterios de optimización por separado para los dos nuevos volúmenes creados, siendo menos exigentes en la cobertura del PTV_LowDensity. Cuando la planificación satisfaga los criterios de cobertura y tolerancia, copiamos el plan y lo calculamos en el escáner original del paciente, para evaluar el resultado real.

Para simular las posibilidades reales de expansión o movimiento del PTV en los volúmenes aéreos, calculamos, nuevamente, el plan original en tres escáneres modificados del paciente. Uno recrea 5mm de expansión de tejido blando dentro de la zona de aire, el segundo 10mm y el tercero rellena por completo la zona aérea.

Resultados.

Las 15 localizaciones de cabeza-cuello y de pulmón planificadas siguiendo esta metodología ofrecían resultados óptimos en el CT_modificado y mostraban la infradosificación esperada en el CT original. En ninguno de los escáneres que simulaban expansión de tejido blando se observaron máximos relevantes, pero sí mostraban una deposición adecuada de dosis absorbida cuando el aire era sustituido por tejido blando.

Discusión.

La situación expuesta en la introducción puede implicar la administración de dosis absorbidas muy elevadas en los volúmenes aéreos del PTV de un paciente si dichos volúmenes no contienen aire en el momento del tratamiento. Esto podría repercutir en el incremento de efectos secundarios en zonas como la cavidad oral, esófago, tráquea y grandes bronquios. Por otra parte, debemos asegurarnos que las zonas aéreas incluidas en el PTV tengan la suficiente fluencia de radiación como para que se deposite la dosis absorbida prescrita si hubiera tejido.

Conclusiones.

La metodología propuesta permite asegurarnos una buena cobertura del PTV a la dosis prescrita y evita la existencia de máximos elevados debido a una optimización muy exigente.

Pósteres Radioterapia / 196

Comparativa de objetivos gEUD con objetivos DVH en tratamientos de próstata con VMAT planificados con Pinnacle

Autores: Inés Flores-Cacho¹ ; Fátima Campos Morillo^{None} ; María Gil Conde² ; Miguel Castanedo Álvarez³ ; M^a Amparo Iborra Oquendo⁴

¹ Hospital Univ. Puerta del Mar (Cádiz)

² Hospital de Jerez

³ Hospital de Jerez

⁴ Hospital Universitario Puerta del Mar

Corresponding Author: ines.flores.cacho@gmail.com

La planificación inversa de tratamientos de VMAT es un problema de optimización multi-objetivo. La definición de esos objetivos limita el espacio de soluciones accesible para el algoritmo de optimización (a más objetivos, menos grados de libertad). Con el fin de aproximarnos a una solución

pareto-óptima, en el Hospital de Jerez hemos iniciado un estudio retrospectivo sobre 12 pacientes con patología prostática (dos volúmenes concomitantes, con prescripciones de 48 y 60Gy) donde sustituimos en el planificador *Pinnacle* los objetivos clásicos para recto y vejiga (dos o tres puntos sobre el histograma dosis-volumen de cada órgano) por un único objetivo para la dosis media de cada órgano, definido en base a la dosis uniforme equivalente generalizada (gEUD) con $a=1$. El resto de objetivos de la planificación no cambian.

La comparativa entre las planificaciones obtenidas con estos dos tipos de objetivos muestran que:

- La cobertura (V95%) y la dosis media de los PTV se mantiene igual.
- La dosis media en recto descende de forma significativa en 11 de los 12 pacientes al emplear objetivos gEUD, con un decremento promedio de 4.7Gy (Fig. 1).
- La dosis media en vejiga descende de forma significativa en todos los pacientes al emplear objetivos gEUD, con un decremento promedio de 5.0Gy (Fig. 1).
- Existe una alta variabilidad entre pacientes debido a las diferencias anatómicas.
- El HDV de recto y vejiga (Fig. 2) muestra que hay mayor decremento del volumen afecto para las dosis bajas que para las dosis altas, por la intersección de los órganos de riesgo con el PTV.
- La contrapartida de estos decrementos es que la dosis media en las cabezas femorales aumenta en promedio 3.1Gy para objetivos gEUD, sin que la dosis máxima alcance nunca el límite de 50Gy.
- El tiempo de cálculo no cambia significativamente.

Estos resultados permiten establecer una plantilla que sirva como punto de partida para la optimización de estos tratamientos. Los objetivos para los órganos de riesgo quedan:

- Recto: max gEUD = 2900cGy, $a=1$, peso=10
- Vejiga: max gEUD = 2600cGy, $a=1$, peso=10
- Cabezas femorales: max dose = 4500cGy, peso=5

Este estudio muestra que el planificador *Pinnacle* es capaz de aproximarse más al conjunto de soluciones pareto-óptimas al emplear objetivos de tipo gEUD para recto y vejiga en tratamientos de próstata.

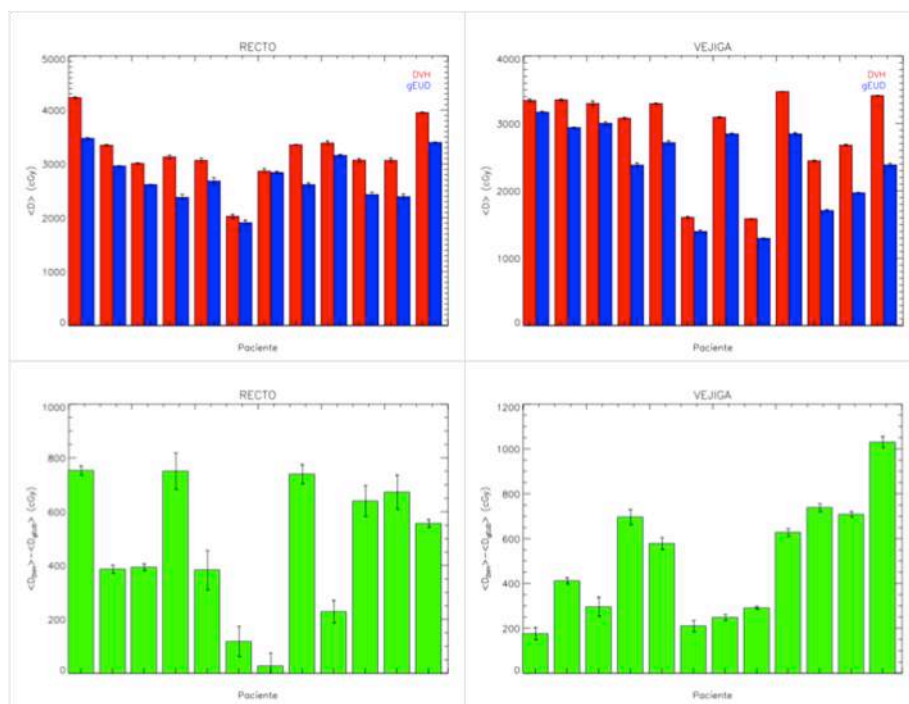


Figure 549: Comparativa de la dosis media en recto (izq.) y vejiga (dcha.) entre los dos tipos de objetivos de optimización. Las incertidumbres se han estimado haciendo una expansión y contracción uniforme de los órganos de riesgo y viendo la variación de la dosis media. La fila inferior muestra el decremento neto obtenido al usar objetivos gEUD.

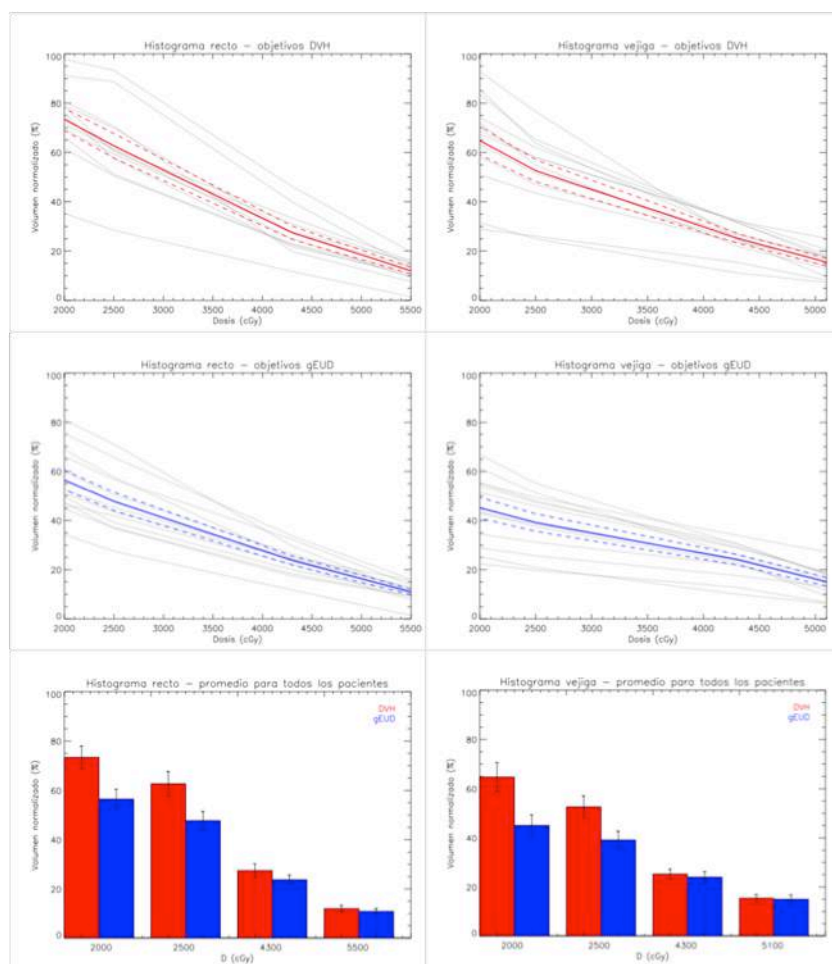


Figure 550: Comparativa de los HDV para recto (I) y vejiga (D). Las líneas grises muestran los HDV para cada paciente; en rojo y azul se muestra el promedio a toda la población para objetivos tipo DVH y objetivos tipo gEUD (las líneas discontinuas muestran la dispersión entre pacientes). En la fila inferior se muestra el decremento neto promedio obtenido al usar objetivos gEUD.

Pósteres Radioterapia / 657

COMPARACIÓN DEL IMPACTO SOBRE DOS TÉCNICAS DE IR- RADIACIÓN PARA EL TRATAMIENTO DEL CÁNCER DE MAMA DE LA VARIACIÓN DEL POSICIONAMIENTO DEL ISOCENTRO

Autores: Carlos Garrido Bretón¹; Eduardo José Núñez Cumplido^{None}; Susana Donis Gil¹; Iván Ribot Hernández¹; Olga Cruz Hernández Armas^{None}; Ana Esperanza González Martín^{None}

¹ Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Authors: cgbreton@gmail.com, ejnc_mccg@hotmail.com, susanadonis@gmail.com, ivan.ribot@gmail.com, olhear1@gmail.com, aegm41@gmail.com

INTRODUCCIÓN

En el presente trabajo tratamos de establecer un método para evaluar el impacto de las incertidumbres en la localización y posicionamiento del isocentro sobre dos técnicas convencionales para el

tratamiento de cáncer de mama.

En un estudio reciente realizado en nuestro servicio se han establecido nuestros setup margins para nuestras técnicas de posicionamiento y localización. Utilizaremos dichos datos para establecer los posibles desplazamientos.

MATERIAL Y MÉTODOS

Todos los cálculos dosimétricos se realizaron con el sistema de planificación XiO5.11(CMS) (SP) para un acelerador Varian Clinac 2100. Ambas planificaciones constan de dos incidencias tangenciales a la mama, las tipo 1 tienen un campo principal por cada incidencia y un mínimo de tres segmentos para cada una donde la dosis aportada por los campos principales oscila entre el 70 y el 85% del total. Las planificaciones tipo 2 constan de un campo principal para cada incidencia con cuña dinámica y un solo segmento por cada incidencia, donde los campos principales aportan entre el 85 y el 95% de la dosis.

La estimación de la dosimetría alterada por falta de precisión en el posicionamiento, se realiza haciendo desplazamientos de la posición del isocentro en el SP en tres magnitudes de distancias diferentes, cada magnitud en sentido positivo y negativo, en las tres direcciones del espacio y obteniendo la variación de la distribución de dosis para un total de 18 casos.

Se comparan las variaciones de V105 (%) y D98 % y Dmedia % del PTV respecto a las planificaciones iniciales para cada uno de los desplazamientos propuestos, con el fin de evaluar que tipo de planificación sufre menos variación en dichos parámetros.

RESULTADOS

LATERAL	LONGITUDINAL	VERTICAL
3 mm	3 mm	3 mm
-3 mm	-3 mm	-3 mm
7 mm	5 mm	8 mm
-7 mm	-5 mm	-8 mm
12 mm	12 mm	12 mm
-12 mm	-12 mm	-12 mm

Figure 551: Magnitud de los desplazamientos realizados. (Los valores de SetUp margin están sombreados.)

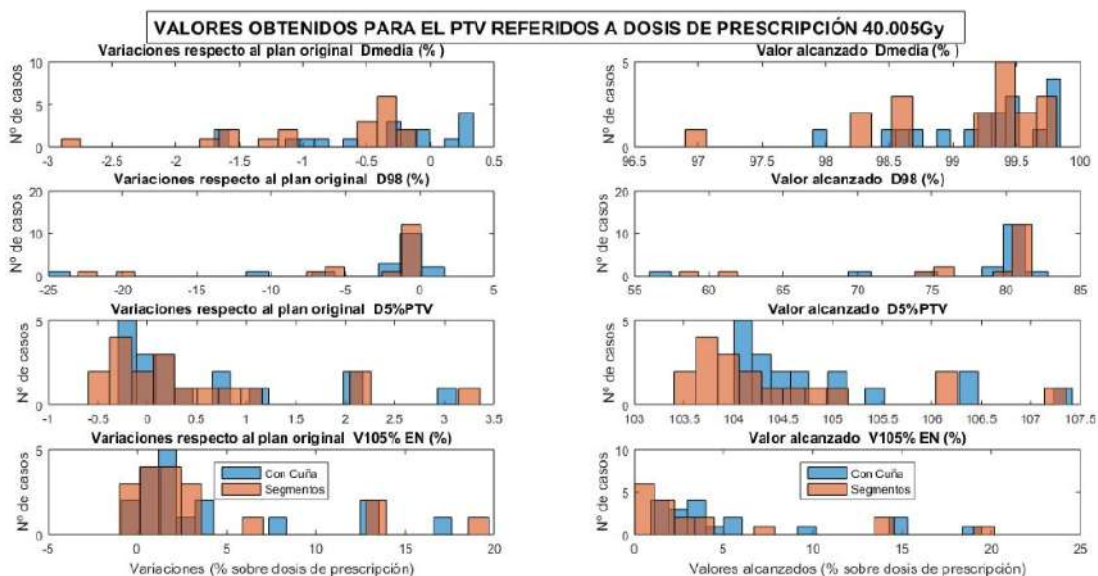


Figure 552: Valores obtenidos

Se han calculado las variaciones de cada parámetro con respecto a los de la planificación original en cada uno de los desplazamientos considerados.

En las gráficas hemos reflejado los promedios estimados para los seis pacientes del estudio.

En las gráficas de la derecha observamos que la mayoría de todos los desplazamientos producen

variaciones de menos de un 5% en ambos tipos de estudio.

En las gráficas de la izquierda observamos que los valores de estos parámetros son algo mejores en el tipo 1 de planificación con segmentos que en el tipo 2 con cuña.

DISCUSIÓN

Se presenta un método para la evaluación de la robustez de una técnica de irradiación frente a variaciones de posicionamiento del isocentro, evaluando la variación de parámetros dosimétricos en la planificación correspondiente. El escaso número de pacientes no permite un resultado estadísticamente relevante.

CONCLUSIÓN

La gran cantidad de información obtenida de cada suceso puede dar pie a un estudio más extenso que pudiera incluir desplazamientos en varias direcciones a la vez y un número mayor de casos analizados.

Pósteres Radioterapia / 634

Experiencia de SBRT de Pulmón en el Hospital do Meixoeiro de Vigo

Autor: Ana García Pérez^{None}

Co-autores: Cristina Casares Merino¹; Julio Vázquez Rodríguez¹; Antonio Teijeiro¹; Francisco Salvador Gómez¹

¹ Hospital do Meixoeiro

Corresponding Author: ana.garcia.perez@sergas.es

Introducción

La radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de pulmón es una técnica cuyo uso se ha incrementado en los últimos años debido a su repercusión en el aumento de la supervivencia de estos pacientes. Esta técnica está comprometida por la dosis a órganos de riesgo, especialmente la cantidad de pulmón sano irradiada. En este estudio se describe cómo se lleva a cabo esta técnica en nuestro hospital y los resultados dosimétricos obtenidos.

Material y métodos

A los pacientes tratados con SBRT de pulmón, para cuantificar el movimiento de la lesión, se les realiza un CT4D cada 2 mm, posicionado en decúbito supino con compresión abdominal. El oncólogo radioterápico contornea el GTV en las 10 fases del ciclo respiratorio y con la unión de estos se delimita el ITV en el CT promedio que se empleará para el cálculo dosimétrico. Se le asigna un margen de 5 mm simétrico al ITV para generar el PTV.

Se siguen los protocolos RTOG0813 y RTOG0915 y se prescribe el 100% de la dosis al 95% del volumen del PTV. Las restricciones de dosis que se imponen en los órganos de riesgo son las establecidas en el TG-101 (Tabla 1).

Se utiliza Eclipse para la planificación con el algoritmo Acuros y una retícula de cálculo de 0,1cm. Los tratamientos se hacen con arcoterapia dinámica excepto en los casos en los que no se cumple con los objetivos de dosis que se optimiza un tratamiento con VMAT. Se deja un margen simétrico de 3 mm alrededor del PTV al conformar en arcoterapia.

Se trata en el acelerador TrueBeam (Varian) con MLC 120HD. El posicionamiento diario se realiza con un CBCT y mesa 6D. Al finalizar la sesión de tratamiento se realiza otro CBCT como comprobación del movimiento intrafracción.

Se hace seguimiento realizando un CT cada seis meses y un PET un año después del tratamiento.

Resultados

En el Hospital do Meixoeiro se han tratado 54 pacientes con SBRT de pulmón entre marzo de 2017 y enero de 2019. La prescripción de dosis ha sido entre 43,75Gy y 60Gy, suministrados entre 3 y 10 fracciones. El 72% de los pacientes recibieron 50Gy en 5 fracciones de 10Gy. Se han tratado con

arcoterapia dinámica 45 pacientes (23 con energía 6X y 22 con energía 6FFF) y con VMAT 9 pacientes (3 con energía 6X y 6 con energía 6FFF). En la Tabla 1 se muestran las medias de dosis en órganos de riesgo.

		Media	Desviación estándar	Rango
Pulmones	D1000cc (Gy) Criterio: D1000cc<13,5 Gy	2,0	±1,8	0,2 - 8,9
	D1500cc (Gy) Criterio: D1500cc<12,5Gy	0,92	±0,99	0 – 4,92
Esófago	V19,5 (cc) Criterio: V19,5<5cc	0,30	±0,80	0-3,82
	D _{máx} (Gy) Criterio: D _{máx} <32Gy	14,4	±8,4	1,2-36,6
Corazón	V32 (cc) Criterio: V32<15cc	0,00	±0,02	0– 0,14
	D _{máx} (Gy) Criterio: D _{máx} <38Gy	6,6	±9,8	0,10 – 39,8
Médula	V23 (cc) Criterio: V23<0,35cc	0,06	±0,43	0 – 3,08
	V14,5 (cc) Criterio: V14,5<1,2cc	0,4	±1,2	0 – 5,0
	D _{máx} (Gy) Criterio: D _{máx} <30	11,3	±6,5	0,7 – 35,9

Figure 553: Media, desviación estándar y rango de dosis en órganos de riesgo.

En la Figura 1 se ejemplifica la buena respuesta al tratamiento mostrando el PET-TC de estadiaje y posterior de un paciente.

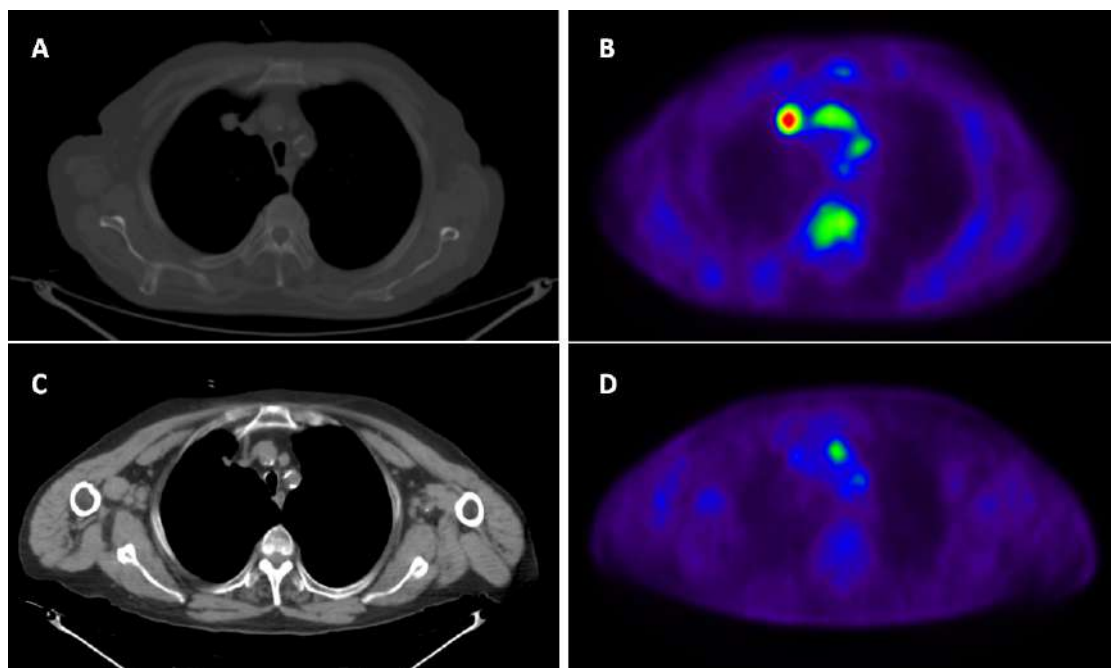


Figure 554: Imágenes TC (A) y PET (B) antes del tratamiento e imágenes de TC (C) y PET (D) un año después del tratamiento.

Conclusiones

Los tratamientos de SBRT implementados con arcoterapia dinámica en general permiten alcanzar los objetivos de dosis prescrita sin sobrepasar las restricciones en órganos de riesgo, consiguiendo excelentes resultados a nivel de control locorregional.

Pósteres Radioterapia / 603

COMPARACIÓN ENTRE TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA EN CÁNCER DE PRÓSTATA.

Autores: Breixo Carmelo Portas Ferradás¹ ; Diana Lucía Guevara Barrera¹ ; Paula Rosa Menéndez¹ ; Abel Niebla Piñero¹ ; Amparo Josefina Carcel Vázquez¹ ; Noemi Aguilar Díaz¹ ; Manuel Rodríguez Pazos¹ ; Marta Rodríguez Portabales¹ ; Breogán Sobral Aspérez¹ ; Noelia Solís Preciado¹ ; Diego Jiménez Vegas¹ ; José Ángel Merino Gestoso² ; María Dolores Morillas Perez¹ ; José Carlos Martínez Cedrés¹ ; José Javier Martín Ortega¹ ; María Luisa Chapel Gómez² ; Claudio Fuentes Sánchez¹

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

² Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

Corresponding Author: breixocarmelo@gmail.com

Introducción.

El propósito de este estudio es analizar los resultados dosimétricos y clínicos obtenidos con las diferentes técnicas de radioterapia de intensidad modulada disponibles en los servicios de Radiofísica y Oncología Radioterápica de nuestro centro.

Material y métodos.

Se han analizado retrospectivamente 470 pacientes tratados con IMRT o VMAT entre noviembre de 2013 y octubre de 2018.

Se han exportado los planes en formato DICOM desde el sistema de planificación Elekta Monaco y, utilizando un software programado en Python por el autor principal, se han extraído diferentes datos dosimétricos.

Los pacientes de IMRT fueron tratados en los ALE Siemens Oncor o Artiste. Los pacientes de VMAT fueron tratados en un ALE Elekta VersaHD. Los tres ALE cuentan con colimadores multiláminas de 160 láminas de 0.5 cm de ancho proyectado en el isocentro. Los ALE Siemens están provistos con un sistema CBCT de MV mientras que el Elekta VersaHD cuenta con un sistema CBCT de KV.

La comparación de resultados se ha realizado con el programa G-Stat utilizando análisis Chi-2 para variables cualitativas y Kaplan-Meier con log-rank test para curvas de supervivencia y recidiva.

Resultados.

La dosis de prescripción al PTV está entre los 70 y los 81 Gy con una dosis por fracción de entre 2.5 y 1.8 Gy.

De los 458 pacientes analizados, 173 fueron tratados con IMRT y los 285 restantes con VMAT.

En la siguiente tabla se presentan los datos extraídos de los planes de tratamiento para cada técnica (p=NS en todos los parámetros):

Tabla 1.

Técnica	Recto			Vejiga			PTV
	V45 (%)	V50 (%)	Dm (Gy)	V45 (%)	V50 (%)	Dm (Gy)	V95% (%)
IMRT	27.9	21.0	31.9	18.7	15.1	22.9	99
VMAT	27.4	20.3	31.4	19.4	15.7	22.6	99.1

Figure 555:

En la siguiente tabla se presentan los resultados clínicos para cada técnica:

Tabla 2.

Técnica	Tiempo de seguimiento (meses)	Toxicidad Crónica (%) (p=0.0001)	Recidiva Bioquímica a 2 años (%) (p=0.27)	Supervivencia Global a 30 meses (%) (p=0.82)
IMRT	29.6	10.9	4.2	92.2
VMAT	16.5	2.5	8.4	93.4

Figure 556: enter image description here

Evidenciándose diferencias estadísticamente significativas (p=0.0001, Chi-2) en la toxicidad tardía en recto o vejiga.

Discusión.

Los resultados dosimétricos (Tabla 1), son equivalentes con ambas técnicas. Así mismo los resultados clínicos son similares en cuanto a recidiva bioquímica y supervivencia global (p=NS).

La probabilidad de sufrir un efecto adverso crónico fue mayor para los pacientes tratados con IMRT vs VMAT (p=0.0001, Chi-2). Los factores que pueden explicar esta diferencia son:

- Tiempo medio de seguimiento: 29.6 meses IMRT vs 16.5 VMAT.
- Sistema IGRT: los pacientes de IMRT se han tratado en unidades con CBCT de MV, por lo que la corrección del posicionamiento de cada paciente se ha realizado fusionando a estructuras óseas. Los pacientes de VMAT se han tratado en una unidad con CBCT de KV, lo que ha permitido fusionar a tejido blando garantizando un mejor control de las dosis administradas a los órganos de riesgo.

Conclusiones.

La IMRT y la VMAT son dosimétricamente equivalentes, sólo se han evidenciado diferencias estadísticamente significativas en la probabilidad de toxicidad tardía en recto y vejiga, explicables por otros motivos.

Podemos concluir que la VMAT con CBCT de KV sobre IMRT con CBCT de MV, presenta menor toxicidad tardía, aunque se necesitaría un mayor tiempo de seguimiento de los pacientes tratados para sacar una conclusión definitiva.

Pósteres Radioterapia / 52

Tratamiento radical planteado con técnicas volumétricas con unión de bajo gradiente de dosis como técnica eficaz para el tratamiento de patología pulmonar altamente invasiva.

Autores: Carlos Baeza Monedero¹ ; Nerea López Martín^{None} ; Fernando Cerrón Compo² ; Gema Muñoz Romero³

¹ Hospital Universitario Virgen de la Macarena

² Hospital Universitario de Canarias

³ Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: carlosjuanbaeza@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Se revisa el caso de un paciente de 59 años, diagnosticados de un carcinoma infiltrante de células escamosas moderadamente diferenciado, estadio T3N3M0, iniciando el tratamiento con RT=QT concomitante. Se revisa la técnica de VMAT con unión de alto gradiente.

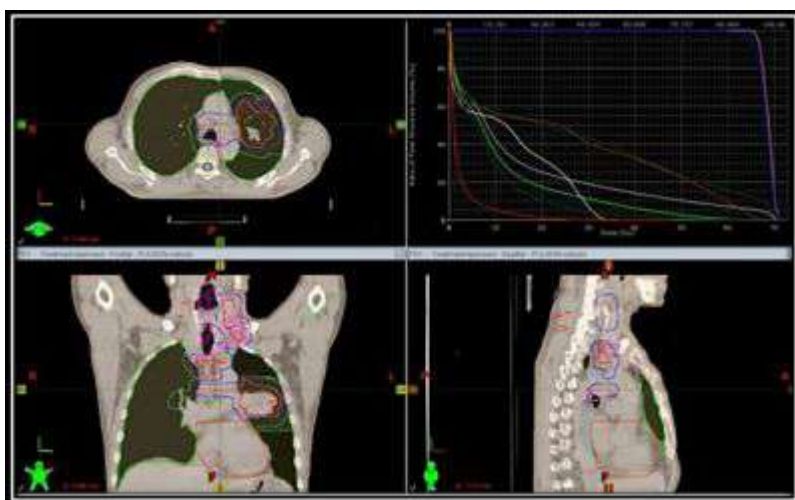


Figure 557: enter image description here

OBJETIVOS

La gran extensión y complejidad que presenta la lesión a tratar, con el cambio notorio anatómico que dificulta la irradiación, hace plantear un reto dosimétrico que se solventa con el planteamiento de una técnica Vmat con hemicampos con unión de bajo gradiente de dosis.

Tras la delimitación del GTV, se expande a CTV [+0.3cm], y este a PTV [+0.3cm] y se prescribe 66 Gy normofraccionados a PTV.

Se busca además minimizar la dosis en esófago, OR rodeado por la expansión del PTV, y disminuir al máximo la dosis media y V20 en los pulmones, evitando entrar por el pulmón sano en los campos inferiores.

METODOLOGÍA

Se plantea el hemicampo en la región supraclavicular, introduciendo 2 arcos sectoriales en la región supraclavicular, bloqueando las incidencias entre (235°-320°) y (48°-155°) del arco planificado para disminuir radicalmente la dosis en las cabezas humerales.

Se plantean en la parte inferior tres semiarcos mas, para cubrir la zona mediastínica y subcarinal. Se busca un solapamiento de los cinco haces en la región intermedia, presentando una región de unión de 2,5cm para conformar en esa región y tener limitada y controlada la dosis impartida en la zona de solapamiento.

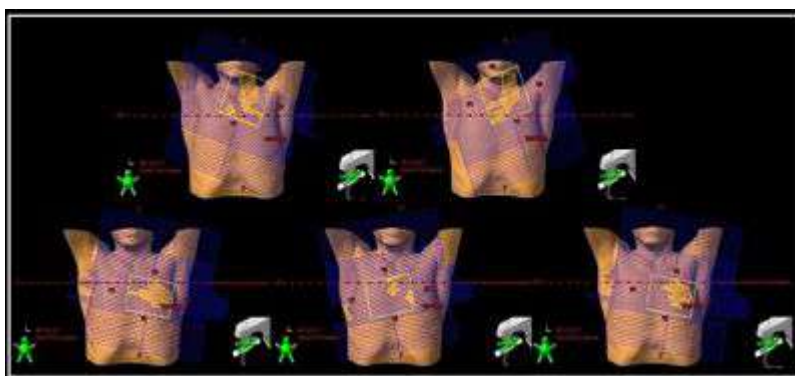


Figure 558: enter image description here

RESULTADOS

Con la técnica de VMAT con hemicampos con unión de bajo gradiente de dosis se ha conseguido una

conformación satisfactoria con unas coberturas superiores al {97%-97%}. En la zona de unión, no se aprecian regiones calientes, mejorando notablemente la conformación de las curvas de isodosis en esta zona y disminuyendo la apertura de las curvas de dosis .

En esófago se ha conseguido minimizar la dosis en las regiones no afectas, fuera de CTV, con la creación de un anillo de conformación parcial, a 3mm de 3mm de espesor, sobre los cortes axiales en los que distaba mas de 2mm del PTV, con el fin de crear una región de bajas dosis en torno a el sin perder cobertura en el PTV próximo.

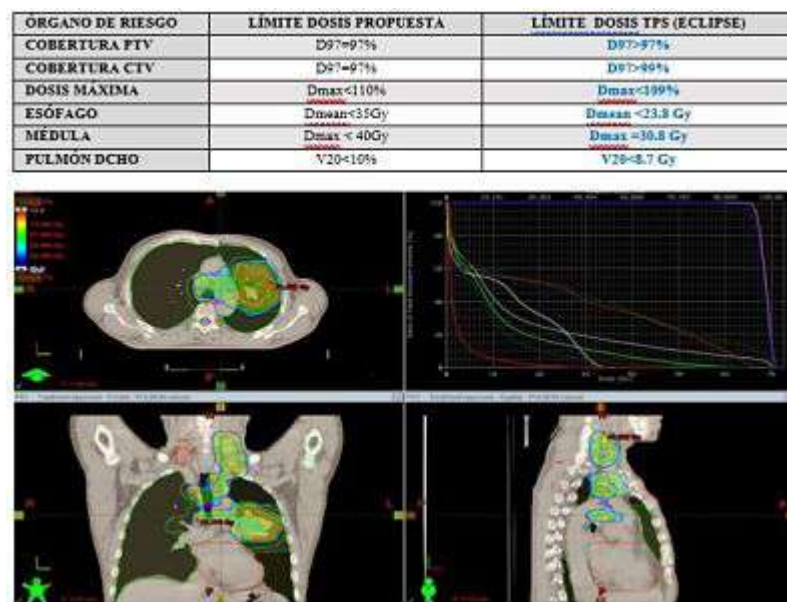


Figure 559: enter image description here

La dosis en pulmón se ha conseguido disminuir mucho frente a una VMAT convencional, limitando el V20 de ambos pulmones por debajo de 24Gy, y el V20 de pulmones-CTV por debajo de 17Gy.

CONCLUSIONES

El tratamiento de este tipo de patologías, en los que el grado de extensión tumoral y el cambio de anatomía se manifiestan tan bruscamente, se ve claramente beneficiado planteando una técnica de vmat con hemicampos con unión de bajo gradiente, en la que de manera independiente se diseña la dosimetría para la parte superior e inferior de la unión, consiguiendo unas coberturas satisfactorias a la vez que se obtiene una disminución muy significativa de las dosis en tejido sano y dosis medias de los ORs.

Pósteres Radioterapia / 250

Influencia en la dosimetría debida a la elección de la estructura objetivo de optimización en radioterapia holocraneal con protección de hipocampos empleando VMAT.

Autores: Alejandro Prado¹ ; Ana I Milanés² ; Eduardo Cabello² ; Raúl Díaz³ ; Alejandro Ferrando³ ; Gustavo Pozo³

¹ HU HM Sanchinarro

² HU 12 de Octubre

³ Hospital Universitario 12 de Octubre

Corresponding Author: alejandropb_@hotmail.com

Objetivo

El propósito de este trabajo es la determinación de la influencia de la distancia entre la estructura PTV de optimización y el hipocampo tanto en la cobertura del PTV como en las dosis recibidas por el hipocampo.

Material y métodos

El contorno del hipocampo se realizó de acuerdo al atlas de contorno del RTOG 0933. Se estableció un PRV para el hipocampo de 5 mm. El PTVRTOG se definió como el holocraneo menos el PRV creado. Se planificó en Eclipse v.11.0 (Varian Medical Systems. Palo Alto, CA) para un Varian Unique de 6 MV. Para el cálculo de dosis se utilizó el algoritmo Anisotropic Analytical Algorithm (AAA). Para 5 pacientes se prescribieron 30 Gy al PTV en 10 fracciones. La geometría de irradiación consistió en dos arcos completos con ángulos de colimador de 30° y 330°, respectivamente. Las estructuras de optimización fueron creadas a partir del holocraneo, restando el PRV del hipocampo con márgenes entre 0 y 4 mm extra. Se denota como PTVX a la estructura de optimización cuya distancia al hipocampo es X mm (X varía entre 5 y 9 mm). Cada una de estas estructuras se empleó como estructura objetivo de la optimización, pero la evaluación siempre se realizó utilizando el PTVRTOG. Los parámetros de la función de coste se mantuvieron constantes durante las optimizaciones para aislar la influencia de la estructura objetivo de la optimización en los resultados. Para evaluar las diferencias entre planes se emplearon para el hipocampo los valores de D_{max} y $D_{100\%}$ y para el PTVRTOG el valor de V_{30} . Se calcularon medias y desviaciones estándar para cada parámetro. Para determinar si con alguna de las estructuras de optimización PTVX se obtenían resultados significativos se tomaron las diferencias para los parámetros evaluados entre los casos en los cuales se empleó PTV5 y PTV7 (5-7) como estructuras de optimización y entre los casos que empleó PTV7 y PTV9 (7-9). La significación estadística se evaluó mediante una prueba t con dos colas empleando un nivel de significación de 0.05.

Resultados

Los resultados obtenidos para los parámetros evaluados se recogen en la tabla 1. En la tabla 2 aparecen las diferencias entre los parámetros correspondientes a los casos (5-7) y (7-9), respectivamente, así como los valores p obtenidos. En ambos casos los datos corresponden a los valores medios sobre los 5 pacientes estudiados y las incertidumbres corresponden a las desviaciones estándar multiplicadas por un factor de cobertura de $k=2$.

PTVX	Hipocampo		PTV _{RTOG}
	D_{max} (cGy)	$D_{100\%}$ (cGy)	V_{30} (%)
5	1821.5 ± 66.2	891.4 ± 31.5	91.6 ± 0.9
6	1780.1 ± 84.0	874.7 ± 35.9	91.3 ± 1.2
7	1552.9 ± 42.1	825.3 ± 97.3	91.0 ± 0.6
8	1498.2 ± 116.2	807.5 ± 56.3	89.4 ± 1.0
9	1446.7 ± 93.6	805.3 ± 38.9	88.3 ± 0.6

Figure 560: Tabla 1: Resultados obtenidos para los parámetros evaluados empleando las distintas estructuras PTVX como objetivos de optimización.

Δ PLAN	Hipocampo		PTVRTOG
	ΔD_{max} (cGy)	$\Delta D_{100\%}$ (cGy)	ΔV_{30} (%)
5-7	268.6 ± 78.5	66.1 ± 40.9	0.6 ± 1.1
7-9	106.2 ± 102.6	20 ± 41.9	2.7 ± 0.8
Valor p	0.02	< 0.01	<< 0.01

Figure 561: Tabla 2: Resultados obtenidos para las diferencias entre los parámetros evaluados para los casos (5-7) y (7-9).

Discusión

En la tabla 1 se observa como al aumentar la distancia entre la estructura PTVX y el hipocampo las dosis máximas y mínimas al hipocampo disminuyen. Esta disminución es mayor entre los casos 5-7 que entre los casos 7-9 y es significativa (tabla 2). La cobertura del PTVRTOG también disminuye al aumentar el valor de X (tabla 1), siendo esta significativamente menor entre los casos 5 y 7 que entre los casos 7 y 9 (tabla 2). Se deduce que los mejores resultados se obtienen empleando 7 mm de margen entre la estructura de optimización y el hipocampo.

Conclusiones

Se ha estudiado la influencia de la estructura de optimización PTVX en la cobertura del PTVRTOG y en las dosis mínimas y máximas recibidas por el hipocampo. Con la estructura PTV7 se consigue reducir de manera significativa las dosis al hipocampo evitando una reducción importante en la cobertura en el PTVRTOG, manteniendo esta cobertura en niveles aceptables.

Pósteres Radioterapia / 424

Comparación del IC en tratamientos de RCU usando la técnica de arcoterapia dinámica conformacional 3D, (3D-DCA) con arcos no coplanares, en función de las amplitudes de arco.

Autores: Mario Leonor Yuste¹ ; Gustavo Pozo Rodríguez² ; Raúl Díaz Fuentes³

Co-autores: Ángel Gaitán Simón⁴ ; Marta Manzano Rodríguez⁵ ; Alejandro Prado Barragán¹ ; Ana Isabel Milanés Gaillet⁶ ; Alejandro Ferrando Sánchez⁷ ; Eduardo Cabello Murilo²

¹ H.U. 12 de Octubre

² Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre.

³ Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Doce de Octubre

⁴ Hospital Universitario 12 de Octubre

⁵ H.U 12 de Octubre

⁶ SEFM

⁷ H.U. 12 DE OCTUBRE

Corresponding Author: mariete.ley@gmail.com

Introducción.

En RCU el factor dosimétrico más relevante es la conformación de la dosis, y su mejora nos va a permitir irradiar menos cerebro sano. Uno de los parámetros que menos se ha analizado es en los tratamientos de RCU con arcos no coplanares es la influencia de la amplitud de arcos en la dosimetría.

Material y métodos

En nuestro hospital se está utilizando la técnica de 3D-DCA con arcos no coplanares para tratar metástasis cerebrales con RCU. Para el cálculo se utilizó el planificador iPlan v 4.5.5, con el algoritmo de cálculo Pencil Beam. Las planificaciones han sido generadas para un acelerador lineal Varian Unique, a 6MV y mMLC m3 de BrainLab.

Partiendo de las planificaciones hechas para 20 pacientes de RCU ya tratados con sesión única de 15- 20 Gy, para cada uno de ellos se procedió a generar dos planes de tratamiento adicionales: arcos completos y arcos medios. El de arcos completos ampliando la amplitud de arco a 120° a partir del plan original evitando siempre posibles colisiones gantry-mesa tratamiento, mientras que el de arcos medios usando amplitudes de arco de 60° de modo que los arcos continuos sean complementarios unos de otros, ver figura 1.

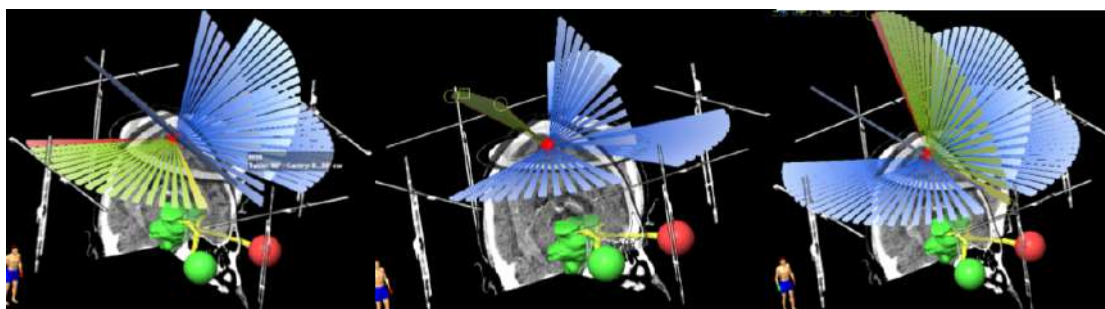


Figure 562: Figura 1.De izquierda a derecha: plan original, arcos medios y arcos completos

A partir del histograma dosis-volumen se obtuvo el índice de conformación IC para los niveles de dosis comprendidos entre la dosis de prescripción y el 10 % de ésta. Dicho IC nos lo proporciona el planificador utilizando la definición de la RTOG:

$$IC_{RTOG} = \frac{V_{IP}}{V_{PTV}}$$

Se procede a obtener las diferencias entre valores del IC para tratamientos de: arcos completos (AC) frente arcos medios (AM), el plan original (Or) frente al de arcos completos y el plan original frente arcos medios.

Con el software estadístico R probamos que la distribución de estas diferencias se aproxima a una normal en los tres casos. Por ello para poder inferir si la diferencia en el IC obtenido por uno y otro método es significativa procedemos con la prueba de la t de Student entre dos muestras dependientes (comparamos diferencias del IC de un paciente consigo mismo).

Resultados

A partir de las diferencias en el IC entre una clase de tratamiento y otro para los distintos valores de isodosis, calculamos la media, la desviación típica y el estadístico t de Student para nuestra muestra de 20 pacientes, obteniendo:

% D presc	<IC {AC} - IC {AM}>	o{IC {AC} - IC {AM}}	t-student	<IC {Or} - IC {AM}>	o{IC {Or} - IC {AM}}	t-student	<IC {Or} - IC {AC}>	o{IC {Or} - IC {AC}}	t-student
100	0,07	0,12	0,69	0,16	0,16	4,70	0,13	0,16	3,68
90	0,00	0,11	1,08	0,18	0,15	5,49	0,15	0,13	5,17
80	0,07	0,13	0,04	0,21	0,18	5,24	0,20	0,15	5,92
70	-0,15	0,16	-0,83	0,28	0,23	5,47	0,29	0,21	6,04
60	0,22	0,23	-0,52	0,49	0,36	6,02	0,52	0,33	7,01
50	0,22	0,29	-1,45	0,73	0,47	6,84	0,79	0,51	6,90
40	0,30	0,72	-0,45	0,98	0,77	5,70	1,05	0,69	6,78
30	-0,30	2,17	-0,69	1,32	1,60	3,68	1,90	1,38	6,17
20	0,07	16,16	-0,45	2,48	5,58	1,99	5,07	4,68	4,84
10	-51,26	15,50	-5,74	-2,34	19,09	-0,55	23,67	28,44	3,72

Figure 563:

Discusión

Teniendo en cuenta que el valor de la t de Student para un nivel de significación α 0,05 y 19 grados de libertad, $t_{(\alpha=0,05,v=19)}$ es 1,729 concluimos que:

La mejora en el IC al tratar con arcos completos respecto a con arcos medios sólo es significativa para isodosis muy bajas (≤ 10 %).

La mejora del IC al usar las técnicas con arcos completos o medios es significativa respecto al plan original.

Conclusión

Los resultados obtenidos muestran que para aquellas localizaciones en las cuales los OR no se vean comprometidos tanto la utilización del método de arcos medios como completos ofrece ventajas dosimétricas significativas.

Pósteres Radioterapia / 719

Implementación de VMAT para Irradiación Total de Médula Ósea (TMI) como alternativa a la Irradiación Corporal Total (TBI) convencional

Autor: José Manuel Fandiño Lareo¹

Co-autores: Victoria Parra Osorio¹ ; Carlos Fernández Fernández¹ ; Carlos Luciano Gesto Lage¹ ; Jacobo Guiu Souto¹ ; Marcos Soto Búa¹

¹ Fundación Centro Oncológico de Galicia

Corresponding Author: jose.fandino@cog.es

Introducción

Desde 1992 el Centro Oncológico de Galicia realiza tratamientos de acondicionamiento previo a transplante de médula ósea mediante la técnica de irradiación corporal total (TBI, *Total Body Irradiation*). Recientemente se ha implementado esta técnica de irradiación total de médula ósea con protección de órganos (*Organ-Sparing Marrow-Targeted Irradiation*, OSMI) mediante arcoterapia volumétrica (VMAT) como alternativa al método tradicional de irradiación corporal total.

Material y Métodos

Se parte de un estudio TC de cuerpo completo adquirido en la unidad PET-CT (Philips Ingenuity TF), con el paciente inmovilizado en un colchón de vacío extra-grande y máscara termoplástica. Para la segmentación de estructuras y volúmenes blanco, así como el diseño de haces y optimización VMAT se usa el sistema de planificación Varian Eclipse 13.6. La unidad de radiación es un Clinac DHX con MLC-120 dotado de imagen guiada con OBI (*On Board Imager*).

Se requiere un total de 18 haces y 6 isocentros para irradiar todas las estructuras óseas del paciente y se emplea un régimen clásico de 6 sesiones de 2 Gy dos veces al día (intervalo > 6 h).

Debido al desplazamiento longitudinal limitado de la mesa de tratamiento es necesario dividir el tratamiento en dos partes: en primer lugar se trata las extremidades inferiores orientadas hacia *gantry* (con haces AP-PA modulados para generar uniones de campo graduales); y a continuación con cabeza hacia *gantry* (con arcos VMAT para proteger los órganos craneales, torácicos abdominales y pélvicos).

Resultados

En cada isocentro (separados aproximadamente 20 – 25 cm) se controla la posición del paciente mediante imagen CBCT (*Cone Beam CT*) obteniendo desplazamientos menores de 5 mm en todos los casos.

La distribución de dosis obtenida con esta técnica logra que el 90% del volumen blanco de planificación (PTV) reciba más del 90% de la dosis prescrita (12 Gy), asegurando además que el 99% del volumen blanco clínico (CTV) reciba al menos de 10 Gy (PTV = CTV + 7-10 mm).

Gracias a la modulación de intensidad volumétrica guiada por imagen se logra disminuir la dosis en pulmón, hígado, riñones, cristalinos, esófago, cavidad oral e intestinos de forma apreciable ($D_{media} < 8 - 9$ Gy).

Discusión

Desde hace más de 15 años hay estudios que demuestran el uso seguro de la tomoterapia helicoidal en irradiación TMI y últimamente varios centros han puesto en marcha protocolos similares mediante el uso de arcoterapia VMAT, mediante la cual es posible tratar más precisamente el volumen blanco real, compuesto por los huesos del esqueleto.

La complejidad en el número de haces, inmovilización y control con imagen requeridos conlleva un tiempo medio por sesión de 60 – 65 minutos; frente a los 40 – 45 minutos de la técnica TBI convencional a distancia extendida en nuestro centro.

Conclusiones

La irradiación total de médula ósea con VMAT aporta una mejor distribución de dosis permitiendo reducir considerablemente la dosis en órganos de riesgo. Además este método permitiría escalar la dosis localmente en áreas de mayor riesgo y también, gracias a su menor toxicidad, incluir a pacientes que no tolerarían una TBI convencional.

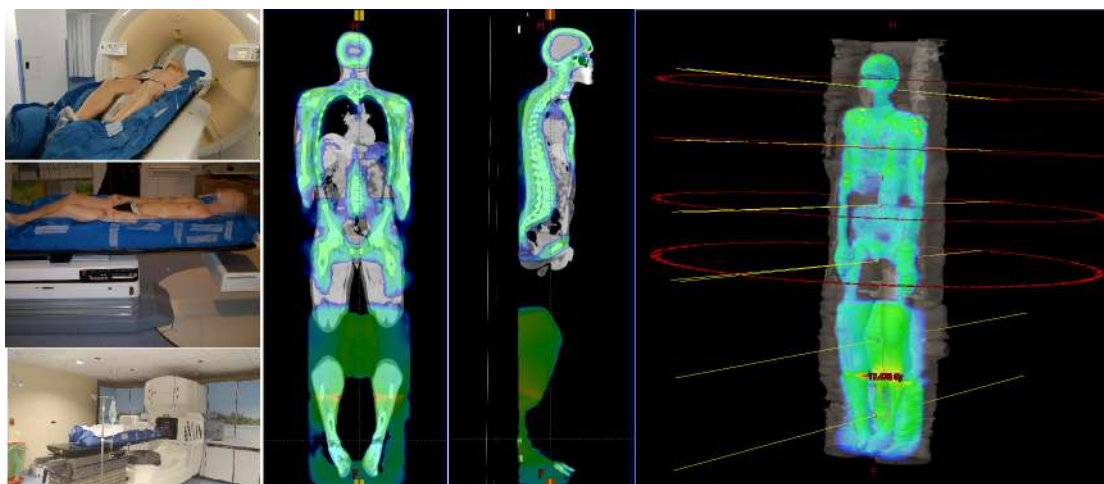


Figure 564:

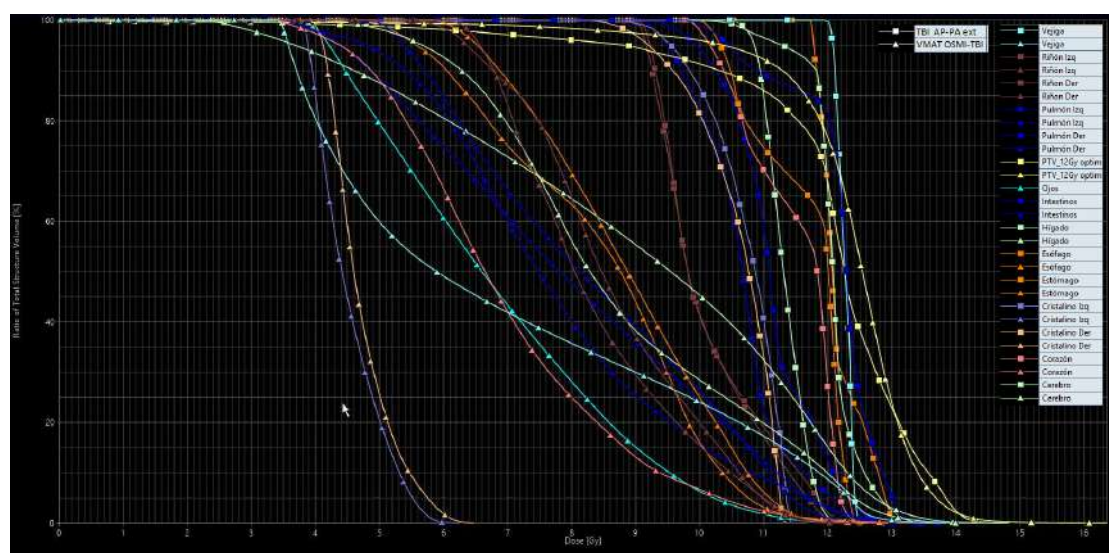


Figure 565:

Pósteres Radioterapia / 281

SBRT de cáncer de pulmón con tomoterapia y estudio comparativo con un acelerador lineal.

Autores: Gema Muñoz Romero¹ ; Montserrat Baeza Trujillo² ; Santiago Velazquez Miranda¹ ; Florencio Javier Luis Simón³

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

² 2. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla)

³ *Hospital Virgen del Rocío*

Corresponding Author: gemacortegana@hotmail.com

Introducción

En el Hospital Virgen del Rocío (Sevilla) se han realizado más de 700 SBRT de pulmón administrando la radiación con un acelerador lineal y empleando un procedimiento de CT-4D dinámico multidamping estereotáctico con eXaCradle (Anatomical Geometry). Recientemente se ha instalado un equipo de terapia helicoidal (TomoTherapy® Hi-Art® System) con su planificador (Tomo HD Planning Station v.5.1.1). El objetivo de este trabajo es estudiar la viabilidad de SBRT de pulmón con el nuevo equipo y comparar el cumplimiento de límites y coberturas entre las planificaciones ya realizadas con el acelerador y aquellas realizadas con la unidad de tomoterapia.

Material y Método

Se seleccionan 12 pacientes con cáncer de pulmón no microcítico con dosis de prescripción entre 48 y 60 Gy, ya planificados para el acelerador Synergy (Elekta) con el planificador Pinnacle v.9. Con Pinnacle se utilizaron las técnicas Forward-IMRT o VMAT, empleando haces no coplanares y/o márgenes negativos cuando fue necesario. Se planifican estos pacientes con la unidad de tomoterapia, y se estudian y comparan los parámetros exigidos para SBRT de pulmón en cuanto a cobertura de la zona a tratar y gradientes de dosis, así como los límites de dosis para los órganos de riesgo (OR) según el protocolo RTOG 0618. Para valorar la dosis integral se determinan los volúmenes cubiertos por las isodosis de 2, 5 y 10 Gy. Por último, se compara el tiempo de irradiación.

Resultados

Con tomoterapia la cobertura de la lesión es del 95% para el 100% de volumen, con máximos inferiores al 120%. Se cumplen los límites de dosis para OR (figura 1), con tiempos de irradiación inferiores a los 10 minutos en la mayoría de los casos, utilizando un ancho de mandíbula de 2.5 cm, 1.5 de factor de modulación y 0.075 de pitch.

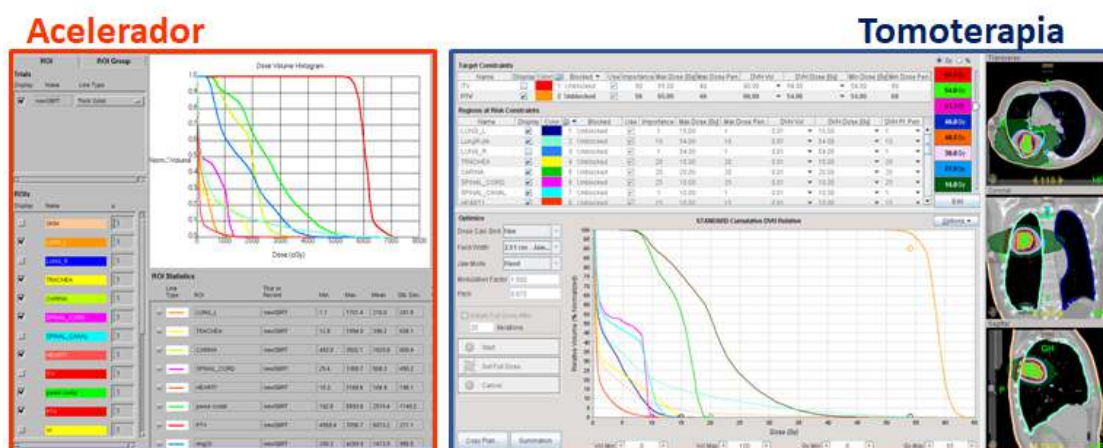


Figure 566: Histogramas Dosis-Volumen obtenidos en el acelerador (izda) y en la tomoterapia (drcha) para uno de los pacientes analizados

Discusión

Con tomoterapia se logran parámetros de cobertura de la lesión mejores que con el acelerador, manteniendo más baja la dosis máxima. Sin embargo, resulta mucho más difícil reducir las dosis bajas, incluida la isodosis del 50% de prescripción, por lo que las dosis integrales serán mayores. Cuando la lesión es mayor es más fácil cumplir los límites de dosis en OR con la tomoterapia, no existiendo diferencias apreciables para volúmenes mayores de PTV. Respecto a los tiempos de irradiación, la tomoterapia los reduce mucho en el caso de volúmenes con diámetro ≤ 4 cm (5-10 minutos), no ocurriendo lo mismo para volúmenes mayores, donde los tiempos en tomoterapia pueden llegar a los 15 minutos mientras que se mantienen estables para el acelerador (12 minutos).

Conclusiones

La tomoterapia es una técnica viable para SBRT de pulmón multidamping. Permite reducir el tiempo empleado para la planificación del tratamiento, así como el tiempo de irradiación en la mayoría de las lesiones. Por el contrario, aumenta notablemente la dosis integral. Se consiguen cumplir los límites de dosis en órganos de riesgo presentándose algunas mejoras no muy significativas en el tratamiento planificado con tomoterapia.

Pósteres Radioterapia / 32**PLANIFICACION DE TRATAMIENTOS DE MAMA MEDIANTE UNA TECNICA SIMPLE DE DOSIMETRIA INVERSA STEP&SHOOT****Autor:** Alberto Sánchez-Reyes¹**Co-autores:** Sofia Suarez¹; Laura Vidueira¹; Miguel Moreno-Torres¹; Miguel Rozas¹; Adérito Chaves¹¹ Radiofísica. Genesiscare**Corresponding Author:** alberto.sanchezreyes@genesiscare.es**INTRODUCCION**

La dosimetría para planificaciones de tratamientos de mama ha evolucionado de forma acelerada en los últimos años. Las continuos límites y restricciones de dosis en órganos de riesgo como pulmones, corazón, mama contralateral, húmero, etc., hacen que con una dosimetría clásica, 2 tangenciales, sea muy difícil cumplir los requisitos dosimétricos pautados por el oncólogo radioterápico. Hemos pasado de la simple utilización de dos campos tangenciales, al diseño meticuloso de la planificación mediante la técnica de segmentos 3D (comúnmente llamada de campos reducidos). Esta técnica permite un buen ajuste dosimétrico pero implica una gran laboriosidad en la planificación y puede conllevar desde horas hasta días de trabajo. Para aligerar dicho tiempo, presentamos aquí un método de trabajo, implementado en nuestras unidades, basado en limitar los parámetros de cálculo (unidades monitoras, número de segmentos y tamaño de campos) en la dosimetría inversa para radioterapia de intensidad modulada (IMRT, step&shoot). Esto determina que la planificación dosimétrica sea más simple, relativamente más rápida, y a la vez más flexible que la técnica clásica de segmentos. Aportando además la misma fiabilidad, sin necesidad de realizar el control de calidad previo al tratamiento como se indicaría en tratamientos con IMRT más complejas.

MATERIAL Y METODOS

El cálculo de los tratamientos se ha realizado en un planificador Pinnacle3 Smart Enterprise, centralizado para todo el grupo Genesiscare, situado físicamente en el centro de computación de Alcalá de Henares. La versión utilizada es la 9.10. Se ha empleado el módulo de dosimetría inversa step&shoot en el diseño y cálculo de los campos de tratamientos. Las restricciones que obligamos a los mismos es que tanto los tamaños de campo como las UM sean superiores a 18 cm² y a 12 respectivamente, así como 4-5 segmentos por campo. Los límites en órganos de riesgo y asignación de dosis a PTVs se introducen como si fuera un cálculo inverso para IMRT convencional. Los tiempos para la realización de las dosimetrías dependen mucho de la geometría del paciente y de los PTVs a irradiar. Al ser campos y UM grandes no consideramos la necesidad de la comprobación del tratamiento antes del mismo. A fin de validar este método respecto al tradicional de dosimetría clásica de segmentos, hemos planificado varios casos con ambas técnicas respectivamente y hemos comparado los resultados.

RESULTADOS

En la figura 1 mostramos la dosimetría de mama izquierda mediante la técnica inversa de segmentos. En la figura 2 se presenta el histograma dosis-volumen de la dosimetría de una paciente realizada con la técnica de segmentos clásica y con la técnica inversa.

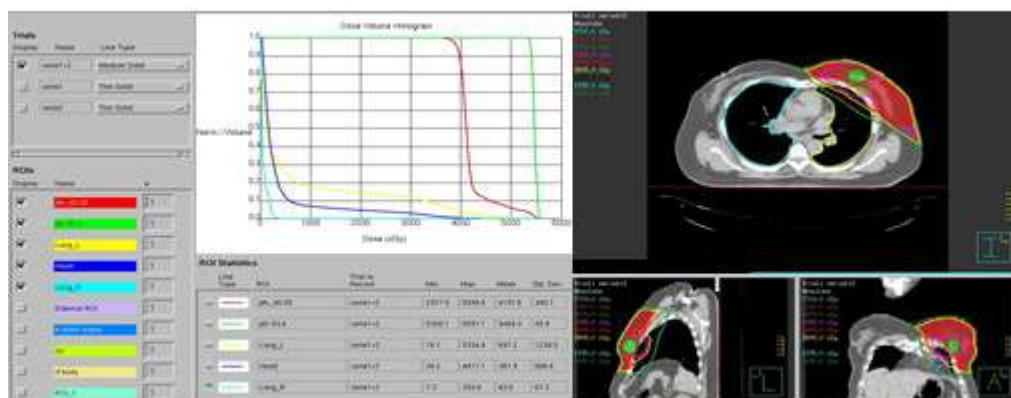


Figure 567: enter image description here

Figura 1

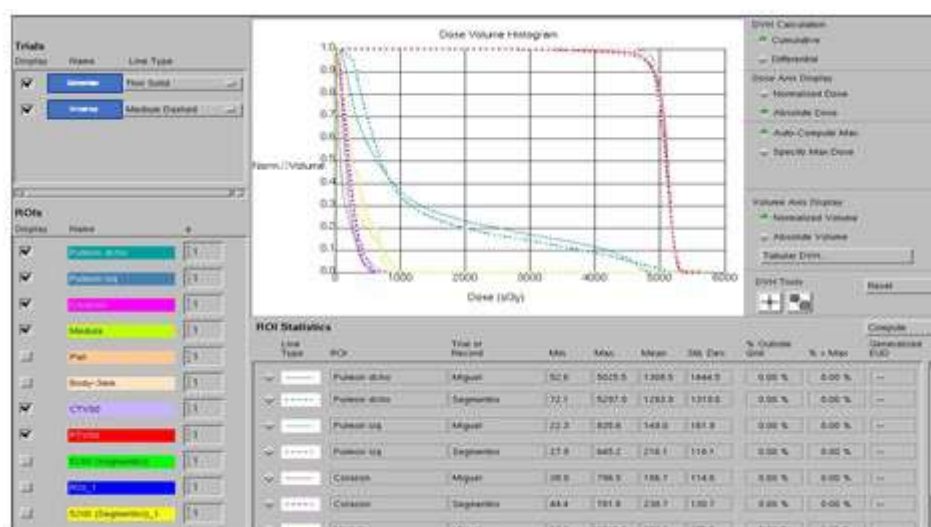


Figure 568: enter image description here

Figura 2

CONCLUSIONES

Dosimetrías para mama que por el método clásico con segmentos costarían más tiempo y más esfuerzo para cumplir con los requisitos pautados por el oncólogo radioterápico, se realizan de forma más rápida y automática. Las dosimetrías obtenidas mediante la metodología inversa son equivalentes a las obtenidas mediante el método clásico.

Pósteres Radioterapia / 108

Estimación de la mínima distancia para evitar el solapamiento entre campos de electrones

Autores: Victor de la Llana Granja¹ ; David Miguel Pérez² ; Daniel Martinez³ ; Manuel Agulla Otero² ; Carlos

Andrés Rodríguez² ; Angel del Castillo Belmonte² ; Delfín Alonso Hernández² ; Mario Martín Veganzones⁴ ; Jesus María de Frutos Baraja² ; Ricardo Torres Cabrera³ ; María Ruiz Aznar²

¹ Hospital Clínico Universitario Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: vllana@saludcastillayleon.es

Objetivo

Calcular la mínima distancia entre campos de electrones adyacentes para evitar la sobredosificación de la región intermedia.

Método

Se considera la mínima distancia estimada para que no se produzcan solapamiento de campos electrones como $d^i + d^{i+1}$ $i=1,2,..$ donde d se calculó como: $d^i = \cos\Theta \cdot R_{90}$ y el ángulo se estima como la intersección de la isodosis del 50% con la normal a la distancia R_{90} . Figura 1.

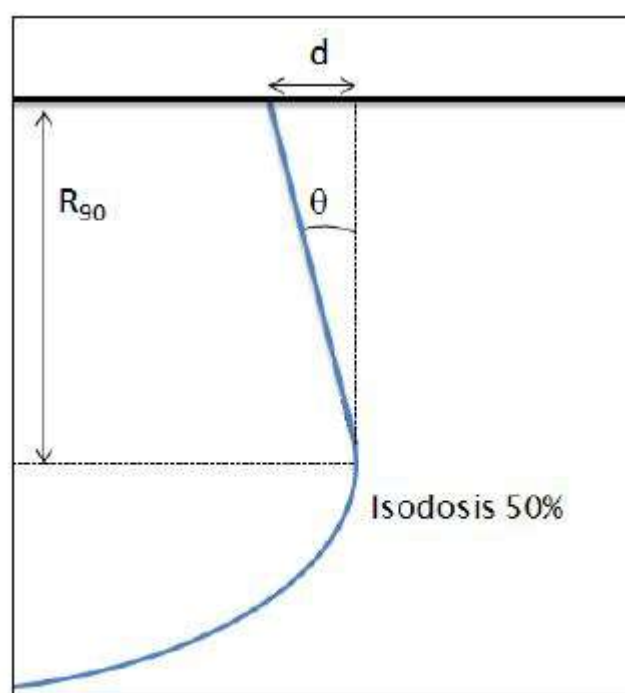


Fig. 1. Esquema de la estimación de d

Figure 569: enter image description here

La normalización de los diferentes planes se estableció de acuerdo a la profundidad donde el haz ha depositado el 90% de la dosis máxima (R_{90} , rango terapéutico)^{1}. Cada energía presenta un R_{90} diferente: 1.7 cm para 6 MeV, 2.7 cm para 9 MeV, 3.7 cm para 12 MeV, 4.7 cm para 15 MeV, 5.5 cm para 18 MeV. Se calcula con el algoritmo Eclipse Electron Monte Carlo (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) versión 13.7.16 (tamaño de rejilla de cálculo 0.25 cm) las distancias para las energías anteriores con el mismo tamaño de aplicador. Los tamaños de campo empleado son 6x6, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 cm^2 .

Se ajustan los diferentes valores de d_i en función de la energía (a tamaño de aplicador constante). Se estudian diferentes ajustes escogiéndose el que mejor coeficiente de correlación presenta.

Resultados

Se representa d (cm) en función del tamaño del aplicador en cm^2 considerando campos cuadrados. Figura 2. Se ha realizado un ajuste para cada una de las energías de electrones.

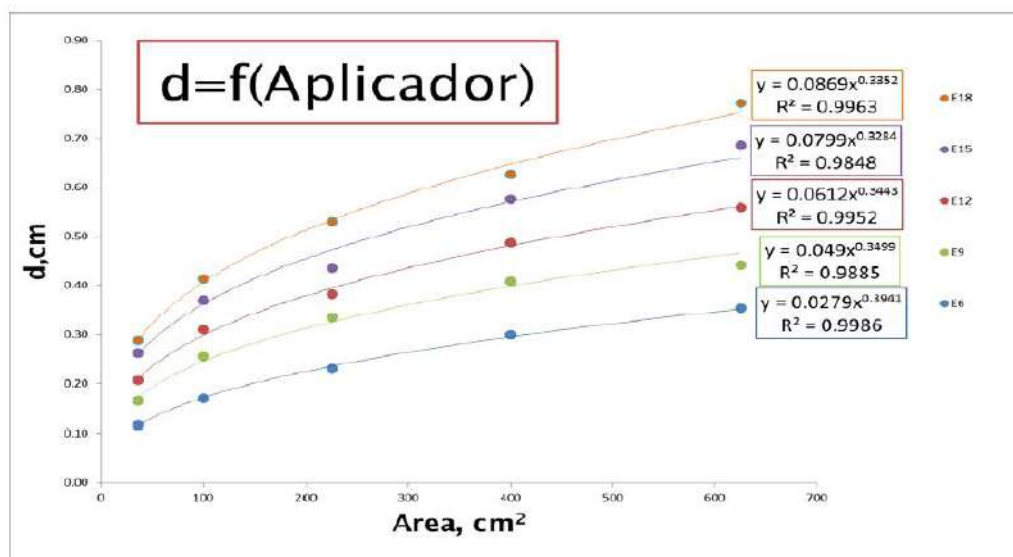


Fig. 2. Gráfica Excel de la relación d en función del tamaño del aplicador

Figure 570:

El ajuste potencial es que mejor coeficiente de correlación presenta (figura 2). Para energías bajas (6,9 MeV), el valor de mínima distancia de solapamiento $d^i + d^{i+1}$ es inferior a 1 cm incluso para el tamaño de campo más grande.

Para energía alta (18 MeV) y el campo más grande posible, tendríamos solapamiento con valores por debajo de 1.5 cm.

Conclusiones

Se han encontrado la dependencia de la distancia d con la energía y el tamaño del aplicador de los electrones de nuestro centro.

Este trabajo nos permite estimar la mínima distancia entre dos campos fijos de electrones $d^i + d^{i+1}$ para poder planificar la terapia sin sobredosificar la región intermedia.

{1} Faiz M .Kahn. John P. Gibbons. The physics of radiation therapy: Chapter 14. Electron Beam Therapy. 5ª Edición, 2014. Philadelphia, PA 19103 USA. LIPPINCOTT-RAVEN

Pósteres Radioterapia / 443

Evaluación del incremento de dosis en mama hipofraccionada debido a la sobreimpresión del lecho tumoral.

Autores: Ángel Gaitán Simón¹ ; Gustavo Pozo Rodríguez¹

Co-autores: Ana Isabel Milanés Gaillet¹ ; Marta Manzano Rodríguez¹ ; Mario Leonor Yuste¹ ; Raúl Díaz Fuentes¹ ; Alejandro Ferrando Sánchez¹ ; Eduardo Cabello Murillo¹

¹ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre

Corresponding Author:

Introducción

Los tratamientos de mama hipofraccionada se realizan con una irradiación de la mama y un boost para reducir la posible remanencia de células tumorales tras la cirugía. La dosis administrada a la mama es 4005cGy, con un boost integrado de 30 ó 50cGy durante 15 sesiones.

En la irradiación del boost, se deposita necesariamente dosis adicional fuera del lecho tumoral. Es importante estimar la dosis extra que recibe el tejido mamario no incluido en ese volumen de sobreimpresión para optimizar los tratamientos, y para ello proponemos un descriptor que establezca un nivel de referencia de esa sobredosificación para ese tipo de pacientes con los medios de los que disponemos en el Hospital Universitario 12 de Octubre (H12O).

Material y métodos

Se han estudiado 27 pacientes de mama (tratamiento hipofraccionado de mama y lecho quirúrgico concomitante) en el Sistema de Planificación Varian Eclipse™ v11.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Se ha analizado el histograma dosis-volumen (HDV) acumulativo y diferencial del plan suma que incluye el tratamiento de la mama y del boost (Fig.1).

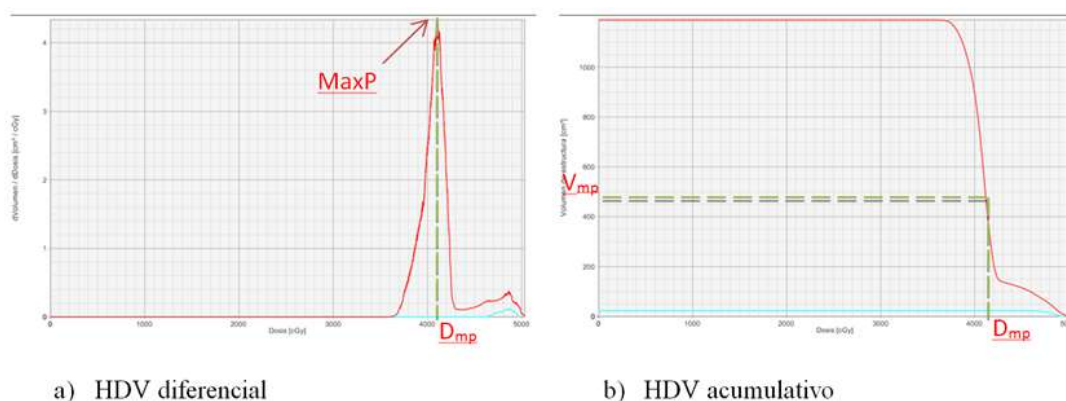


Figure 571: HDV diferencial (a) y acumulativo (b)

En el HDV diferencial se busca el primer valor máximo de la curva (MaxP). Este pico corresponde a la máxima pendiente del HDV de la mama.

Se registra la dosis a la que corresponde ese punto (D_{mp}). Se traslada el punto al HDV acumulativo, obteniendo el volumen para esa D_{mp} (V_{mp}).

Se tiene la pendiente y un punto para calcular la recta teórica con la que debería caer la curva del PTV_{mama} si no existiese el boost.

$$\begin{aligned} &\backslash\begin{equation} \\ V &= \text{MaxP} \cdot (D_{mp} - D) + V_{mp} \\ &\backslash\end{equation} \end{aligned}$$

La curva de la mama debería cambiar su curvatura al alcanzar el volumen del boost. Se calcula la dosis, D_1 , que corresponde para el volumen del boost, V_{boost} .

$$\begin{aligned} &\backslash\begin{equation} \\ D_1 &= \frac{V_{mp} - V_{boost}}{\text{MaxP}} + D_{mp} \\ &\backslash\end{equation} \end{aligned}$$

Para D_1 se tiene un volumen sobreirradiado de la mama, V_{si} obtenido del HDV acumulativo.

Para tener una idea de cuánto volumen de la mama (V_{mama}) se está sobreirradiando más allá del volumen del boost se calcula el “parámetro de desborde”, Δ :

$$\begin{aligned} &\backslash\begin{equation} \\ \Delta(\%) &= \frac{V_{si} - V_{boost}}{V_{mama}} \cdot 100 \\ &\backslash\end{equation} \end{aligned}$$

Resultados

N = 27 pacientes		Δ (%)
		Media
Dosis presc (cGy)	450 (63%)	17.44
	750 (37%)	25.08
Tratamiento	Electrones (7.4%)	18.45
	Directo (14.8%)	13.49
	2 tangenciales (14.8%)	20.30
	3 campos (63%)	22.07

Figure 572: Resultados del parámetro de desborde para 27 pacientes, según dosis de prescripción del boost y técnica de tratamiento.

Discusión y conclusiones

Se ve que una prescripción mayor produce un parámetro de desborde mayor, como es de esperar, ya que se produce un mayor gradiente de dosis en el mismo espacio.

Según la técnica de tratamiento, la que mejor preserva la dosis original de la mama es el campo directo de fotones, aunque éste puede ser de mayor toxicidad para el pulmón ipsilateral. El siguiente sería el campo de electrones, aunque puede que no todos los centros dispongan de este tratamiento y se restringe a boost no muy profundos. Los dos campos tangenciales son los que tienen un Δ similar a la media, siendo los más óptimos para el tratamiento.

Con este parámetro Δ se puede tener un nivel de referencia en nuestro hospital adaptado a la población tratada en el H12O y servir de parámetro de calidad de dosimetría.

Pósteres Radioterapia / 109

Técnica híbrida forward IMRT & VMAT para el tratamiento de boost integrado simultáneo de mama en radioterapia

Autores: Victor de la Llana Granja¹ ; Angel del Castillo Belmonte² ; Carlos Andrés Rodríguez² ; David Miguel Pérez² ; Daniel Martínez³ ; Manuel Agulla Otero² ; Mario Martín Véganzones⁴ ; Delfín Alonso Hernández² ; Jesus María de Frutos Baraja² ; María Ruiz Aznar² ; Ricardo Torres Cabrera³

¹ Hospital Clínico Universitario Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospitla Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Univeristario de Valladolid

Corresponding Author: vllana@saludcastillayleon.es

Objetivo

Evaluar dosimétricamente una técnica híbrida de radioterapia en el boost integrado simultáneo (SIB) de mama analizando la cobertura, homogeneidad, conformación y dosis a los órganos de riesgo.

Método

La técnica híbrida implantada en nuestro centro combina dos tangenciales modulados mediante la técnica de fIMRT al volumen de la mama y un arco parcial RapidArc para la sobreimpresión del lecho tumoral (boost). Con esta técnica se pretende simplificar el tratamiento de SIB de mama, buscando reducir la dosis en piel y mejorar la conformidad del boost mediante un plan más robusto que utiliza solo 3 campos. Figura 1.

Se estudiaron 11 pacientes (4 mamas izquierdas y 7 mamas derechas), con una dosis de 45.9 Gy a la mama y 51.3 al boost, simultáneamente durante 18 sesiones. (EQD2=50 Gy Mama, 60 Gy Boost). La contribución de la terapia VMAT al lecho fue de 0.3 Gy por sesión. Figura 2.

Definimos el índice de homogeneidad (IH) como: $IH = D_2/D_{98}$

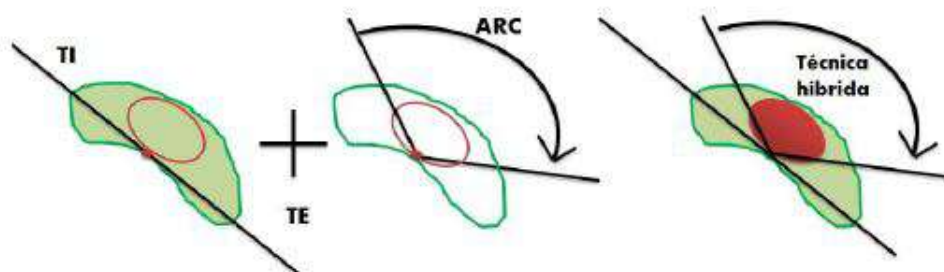


Fig. 1. Esquema de la técnica híbrida

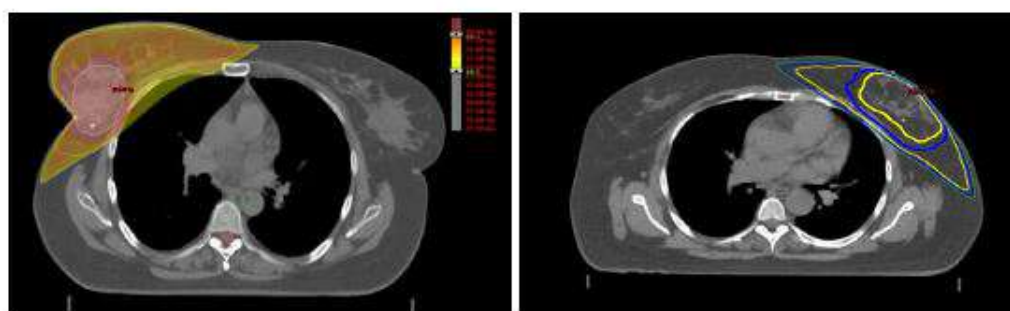


Fig. 2. Dose Color Wash entre 48.3 Gy y 39.5 Gy (izquierda) e Isodosis (derecha); Línea amarilla gruesa isodosis 51.3 Gy, línea azul gruesa 48.7 Gy, línea amarilla fina 45.9 Gy, línea azul fina 43.6, línea verde fina 41.3 Gy. El algoritmo de cálculo utilizado fue Anisotropic Analytical Algorithm versión 13.7.16 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA).

Figure 573:

Se estudiaron 11 pacientes (4 mamas izquierdas y 7 mamas derechas), con una dosis de 45.9 Gy a la mama y 51.3 al boost, simultáneamente durante 18 sesiones. (EQD2=50 Gy Mama, 60 Gy Boost). La contribución de la terapia VMAT al lecho fue de 0.3 Gy por sesión. Figura 2.

Definimos el índice de homogeneidad (IH) como: $IH = D_2/D_{98}$

Resultados

Los resultados de cobertura para las mamas derecha e izquierda se muestran en la tabla 1.

Los resultados de la evaluación dosimétrica indican que la técnica propuesta permite tener un balance de cobertura de dosis, homogeneidad y conformación con bajas dosis a los órganos de riesgo.

Derecha	Volumen (cm ³)	D ₂ (Gy)	D ₉₈ (Gy)	V ₉₅ (%)	IH
PTV Mama	1251.7 ± 667.1	52.6 ± 0.5	41.1 ± 1.2	92.6 ± 2.7	1.3 ± 0.1
PTV Boost	89.5 ± 34.1	53.5 ± 0.6	49.2 ± 1.3	98.6 ± 3.0	1.1 ± 0.1
Izquierda	Volumen (cm ³)	D ₂ (Gy)	D ₉₈ (Gy)	V ₉₅ (%)	IH
PTV Mama	1197.7 ± 271.1	52.5 ± 0.9	40.5 ± 1.5	91.7 ± 1.9	1.3 ± 0.1
PTV Boost	125.4 ± 55.4	53.6 ± 0.9	48.1 ± 1.5	96.8 ± 2.2	1.1 ± 0.1

Tabla 1. Cobertura PTVs técnica híbrida

Derecha	V ₁₅ (Gy)	V ₅ (Gy)	Dosis media (Gy)
Pulmón ipsilateral	14.5 ± 4.7	26.8 ± 7.5	7.3 ± 2.1
Izquierda	V ₁₅ (Gy)	V ₅ (Gy)	Dosis media (Gy)
Pulmón ipsilateral	9.2 ± 5.5	18.9 ± 8.9	5.5 ± 2.8
	V ₃₀ (Gy)	V ₅ (Gy)	Dosis media (Gy)
Corazón	5.7 ± 2.8	20.1 ± 6.8	5.6 ± 1.8

Tabla 2. Dosis a órganos de riesgo. SIB mama técnica híbrida

Figure 574:

Conclusiones

Se ha conseguido implementar una técnica que mejora la conformación, reduce el tiempo de máquina y la dosis a órganos de riesgo.

Pósteres Radioterapia / 714

Tratamientos de próstata con mARC vs. IMRT: análisis de los objetivos dosimétricos estratificado por la extensión del volumen blanco

Autor: Rocío Bermúdez Luna¹

¹ Hospital Universitario de Fuenlabrada

Corresponding Author: rocio.bermudez@salud.madrid.org

Introducción

mARC es la técnica de arcoterapia volumétrica modulada “step and shoot” que ofrece Siemens.

El objetivo de este estudio ha sido comparar las distribuciones de dosis obtenidas con planes de mARC con las obtenidas con la técnica de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) en tratamientos de cáncer de próstata. El análisis se ha estratificado de acuerdo a la afectación de vesículas seminales y ganglios pélvicos.

Material y métodos

Se han analizado los histogramas dosis-volumen (HDV) de 60 tratamientos de próstata con mARC y se han comparado con los correspondientes a 60 planes de IMRT que se impartieron con anterioridad en nuestro hospital. Ambas muestras estaban formadas por 3 grupos de 20 pacientes cada uno, en función de la extensión del volumen blanco: próstata (PR), próstata y vesículas seminales (PR+VS) y próstata, vesículas seminales y ganglios pélvicos (PR+VS +GP).

La dosis de prescripción al volumen blanco de planificación (PTV) de la próstata fue de 70 Gy en 28 sesiones (2.5 Gy/sesión). En caso de afectación de las vesículas seminales, su PTV contó con una dosis de prescripción de 56 Gy (2 Gy/sesión). Si los ganglios pélvicos también se incluyeron en el tratamiento, la dosis de prescripción de su PTV fue 50.4 Gy (1.8 Gy/sesión). Los planes se optimizaron de forma que al menos el 95% de cada PTV recibiese el 95% de su dosis de prescripción, protegiendo los órganos de riesgo todo lo posible.

Se ha evaluado el parámetro V95% de cada PTV y una serie de parámetros dosimétricos y los HDV promedio del recto, la vejiga y las cabezas femorales. Se ha realizado el test de la t de Student para muestras independientes o el test de Mann-Whitney, con un nivel de significación del 5%.

Resultados

Todos los planes fueron aprobados para tratamiento.

La tabla contiene los resultados de los análisis (valores medios $\pm$ desviaciones típicas; n.s.: no significativo). Los HDV promedio de los órganos de riesgo se muestran en la figura.

Estructura	Parámetro	Grupo	IMRT	mARC	p
PTV próstata	V66.5 (%)	PR	98.9 $\pm$ 1.1	98.3 $\pm$ 0.9	n.s.
		PR + VS	97.5 $\pm$ 1.4	97.2 $\pm$ 1.5	n.s.
		PR + VS + GP	98.2 $\pm$ 0.9	97.0 $\pm$ 1.4	0.004
PTV vesículas seminales	V53.2 (%)	PR + VS	97.8 $\pm$ 2.0	98.2 $\pm$ 1.5	n.s.
		PR + VS + GP	97.9 $\pm$ 1.8	97.8 $\pm$ 1.9	n.s.
PTV ganglios pélvicos	V47.88 (%)	PR + VS + GP	97.9 $\pm$ 1.5	96.6 $\pm$ 1.3	0.001
Recto	Dosis media (Gy)	PR	32.1 $\pm$ 3.7	31.4 $\pm$ 5.1	n.s.
		PR + VS	35.4 $\pm$ 3.8	34.5 $\pm$ 5.1	n.s.
		PR + VS + GP	41.1 $\pm$ 2.7	38.1 $\pm$ 3.4	0.004
Vejiga	Dosis media (Gy)	PR	19.1 $\pm$ 8.8	19.7 $\pm$ 8.6	n.s.
		PR + VS	32.4 $\pm$ 10.7	25.9 $\pm$ 5.7	0.043
		PR + VS + GP	48.4 $\pm$ 3.3	46.6 $\pm$ 4.7	n.s.
Cabezas femorales	Dosis media (Gy)	PR	15.9 $\pm$ 3.1	13.3 $\pm$ 2.0	0.010
		PR + VS	19.1 $\pm$ 3.3	13.8 $\pm$ 1.9	<0.001
		PR + VS + GP	21.5 $\pm$ 3.4	18.0 $\pm$ 2.1	0.002
	Dosis máxima (Gy)	PR	41.0 $\pm$ 5.5	36.2 $\pm$ 6.6	0.016
		PR + VS	43.9 $\pm$ 7.4	35.5 $\pm$ 5.6	<0.001
		PR + VS + GP	50.9 $\pm$ 2.8	47.2 $\pm$ 4.4	0.007

Figure 575: Tabla

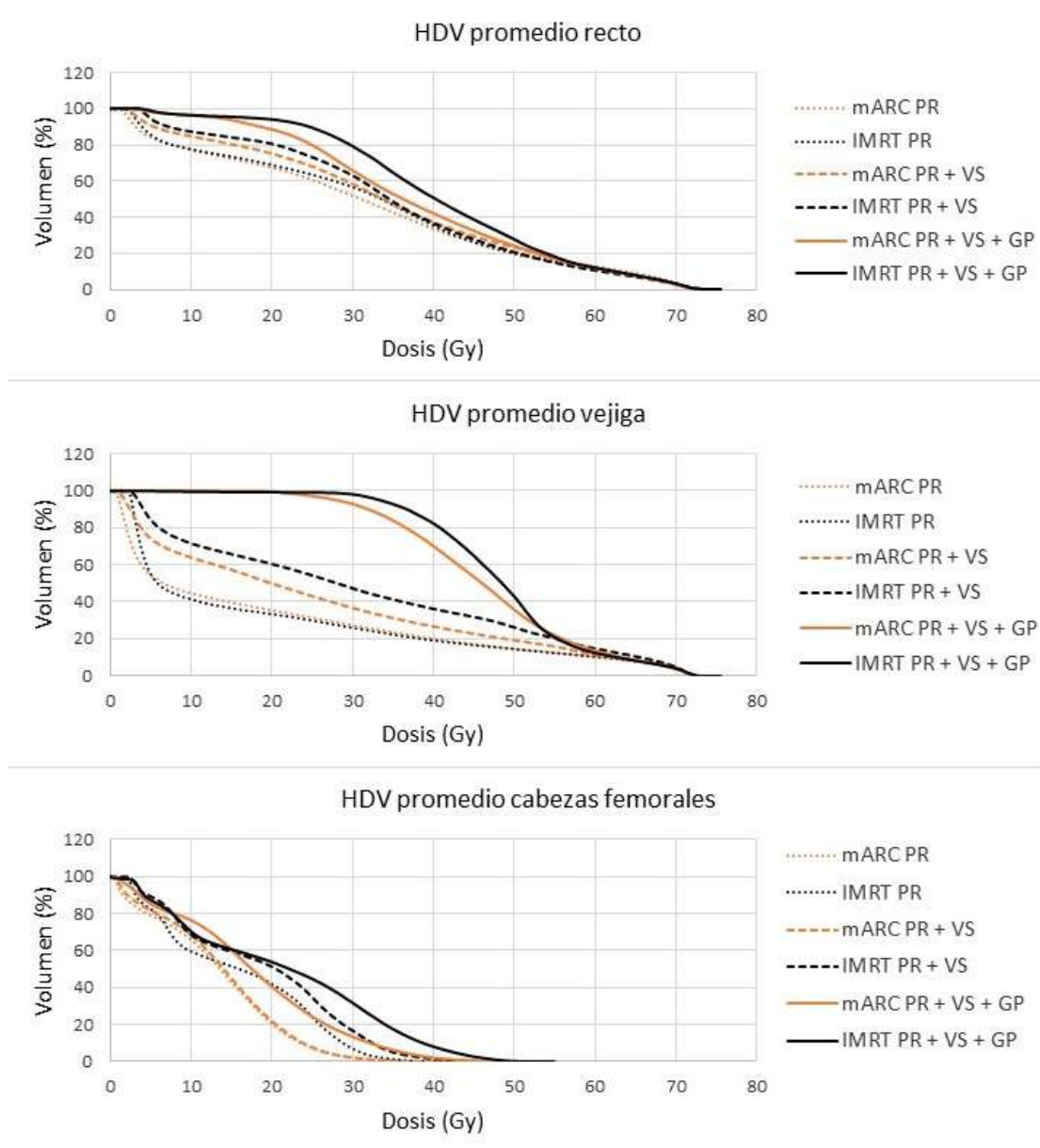


Figure 576: Figura

Conclusiones

Los planes de mARC han dado lugar a distribuciones de dosis clínicamente aceptables en los PTVs, con una protección de los órganos de riesgo evaluados similar o mejor a la obtenida con los planes de IMRT.

Con respecto al recto, la ventaja más importante de la técnica mARC se ha obtenido en el grupo PR+VS+GP, en el cual los planes de mARC han mostrado una reducción estadísticamente significativa en la dosis media de 3 Gy.

Con respecto a la vejiga, los planes de mARC han dado lugar a una reducción de los volúmenes irradiados a todos los niveles de dosis en el grupo PR+VS, con una reducción estadísticamente significativa de 6.5 Gy en la dosis media.

Con respecto a las cabezas femorales, las distribuciones de dosis correspondientes a los tratamientos de mARC han resultado en reducciones estadísticamente significativas en las dosis medias y máximas de todos los grupos, mostrando diferencias altamente significativas de 5.3 Gy en la dosis media y de 8.4 Gy en la dosis máxima del grupo PR+VS.

Pósteres Radioterapia / 447

CREACIÓN AUTOMÁTICA DE SUBVOLUMENES PTV PARA SU OPTIMIZACIÓN EN HISTOGRAMA: ALGORITMO Y MACRO

Autor: Alejandro Ferrando Sánchez¹

Co-autores: Ángel Gaitán Simón¹; Gustavo Pozo Rodríguez¹; Ana Isabel Milanés Gaillet¹; Eduardo Cabello Murillo¹; Raúl Díaz Fuentes¹

¹ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre.

Corresponding Author:

Introducción

El auge de técnicas de modulación de fluencia en radioterapia y planificación inversa enfrenta al dosimetrista a sistemas de planificación (SP) cuyos motores de optimización son cajas negras. Aportando datos y parámetros de entrada se busca obtener una dosimetría clínica válida de entre los resultados salida que cumpla objetivos de histogramas e índices terapéuticos.

La creación de volúmenes auxiliares permite ganar control sobre el proceso de optimización y guiar al SP hacia conjuntos de soluciones válidas. Cuando el número de PTVs es alto, su subdivisión para incluir volúmenes de transición que permitan definir objetivos de dosis coherentes en cada región es laboriosa. Nuestra finalidad es facilitar esta tarea.

Material y métodos

Como SP hemos utilizado Eclipse™ v11.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA); permite realizar operaciones booleanas sobre estructuras de contorno y crear márgenes a las mismas. En la implementación de la macro hemos usado el software libre Autohotkey v1.1.30.01 para automatizar comandos y acciones de ratón.

El algoritmo obtenido es heurístico, por lógica de casos simples generalizada a n volúmenes. Cada paso se ha codificado e iterado en un guión (*script*) ejecutable en Windows.

Resultados

Estando definidos los PTVs y objetivos de dosis en el SP el algoritmo es:

1. Unir volúmenes de igual dosis de prescripción (operación OR). Resultarán n volúmenes principales, V_i .
2. Ordenar de menor a mayor dosis objetivo estos V_i .
3. Crear los volúmenes de transición correspondientes a todas las posibles duplas de cada volumen principal con los superiores: $V'_{i a j}$, expandiendo el volumen de mayor índice de cada dupla x mm (según SP y especificaciones de máquina, a estudiar). En total $\binom{n}{2}$ volúmenes $V'_{i a j}$ ($i < j = 1 \dots n$).
4. Sustraer a cada volumen principal los volúmenes principales superiores. Resultarán n volúmenes principales V'_i .
5. Sustraer a cada volumen las duplas de igual índice base y superior índice destino.
6. Hacer AND de cada volumen del punto 5 con el V'_i de igual índice base.

Transformando multiplicación por el operador AND, suma por OR y resta por SUB, la expresión matricial de este algoritmo para obtener los volúmenes V'_i y $V'_{i a j}$ interiores a cada PTV es

$$\begin{pmatrix} V'_1 & V'_{1a2} & V'_{1a3} & \dots & \dots & V'_{1an} \\ V'_2 & V'_{2a3} & \dots & \dots & \dots & V'_{2an} \\ \dots & \dots & V'_i & V'_{i(i+1)} & \dots & V'_{in} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & V'_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} V_1 - \sum_{j=2}^n V_j & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & V_i - \sum_{j=i+1}^n V_j & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & V_n \end{pmatrix} \begin{pmatrix} V_1 & V_{1a2} & V_{1a3} & \dots & \dots & V_{1an} \\ V_2 & V_2 & V_{2a3} & \dots & \dots & V_{2an} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & V_i & V_{i(i+1)} & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & V_{i+1} & \dots \\ V_n & V_n & \dots & \dots & \dots & V_n \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ \dots & 1 & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ -1 & \dots & \dots & \dots & \dots & 1 \end{pmatrix}$$

Figure 577: Expresión matricial del algoritmo

Se ha programado un *script* con Autohotkey para, indicando PTVs y sus dosis original prescrita, interaccionar con el SP y secuenciar el algoritmo. Incluimos enlace *bidi* a video ejemplo.



Figure 578: Enfoca aquí tu móvil

Discusión

El *script* se ejecuta e interacciona correctamente con el SP, economizando tiempo y uniformizando procedimientos en la dosimetría con planificación inversa. Como todo automatismo, requiere supervisión de resultados antes de guardar datos. Estudiando las capacidades del SP, multilámina, energía y técnica para conformar la dosis en torno a PTVs curvos, se podrían reducir márgenes de transición para mejorar la optimización del SP.

Conclusiones

Se describe un algoritmo para la creación de PTVs intermedios (originales y de transición) aplicable al SP que realiza operaciones booleanas. El uso de macros permite automatizar el proceso y, junto a plantillas de estructuras, haces y parámetros de optimización, explorar soluciones de clase en planificación inversa.

Pósteres Radioterapia / 476

On the validity of density overrides for lung PTV through model theory

Autores: Santiago Velázquez Miranda¹ ; Manuel Toscano Jiménez² ; Mónica Ortiz Seidel³

¹ S. Radiofísica HUVR

² 2. Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Sevilla

³ S. Radiofísica HUVM

Corresponding Author: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

Introducción

El margen externo del PTV pulmonar es de menor densidad, de ahí que necesite de una mayor fluencia para que la dosis sea homogénea. Pero es precisamente allí donde menos tiempo va a estar presente el tumor, suministrando una fluencia totalmente innecesaria que produce una penetración excesiva en el tejido sano, una excesiva modulación, que condiciona a la VMAT, y un riesgo de efecto Interplay.

La alteración de la densidad es una manera de afrontar este problema. Nosotros proponemos una solución con dependencia radial.

Material y métodos

Nuestro modelo de paciente es cilíndrico, dividido en un anillo exterior que representa al cuerpo y uno central de pulmón definido en TPS-Pinnacle. En el centro colocamos PTVs de diferentes diámetros en cuyo interior hacemos cambiar de posición de los tumores de distinto diámetro.

A cada configuración le aplicamos un campo rotacional de fluencia constante y otro de intensidad modulada con aumento de la fluencia en la parte del PTV de densidad pulmón.

El experimento lo dividimos en cuatro configuraciones del maniquí α , β , γ y ω , y en tres fluencias distintas Ψ_A^α , $\Psi_p + \Psi_M$ y Ψ_c^γ .

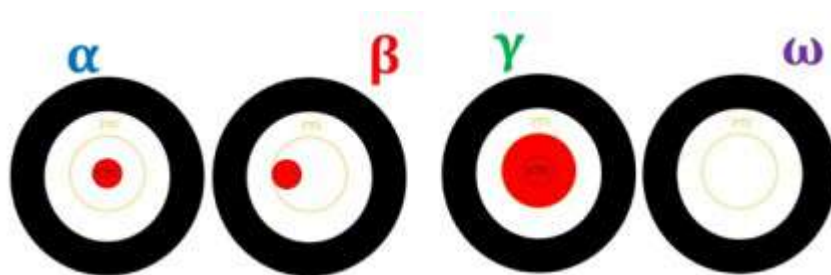


Figure 579: enter image description here

Alfa es una situación de no corrección de la densidad. Beta es esa misma situación, pero con tumor desplazado hacia el extremo. En gamma el PTV es agua y omega es radio tumoral cero. La fluencia A es la que surgiría de prescribir al centro un haz plano sin modulación al maniquí alfa. La fluencia P+M es la modulación para que esa infradosificación exterior no se produzca. La fluencia C es la que surgiría de prescribir gamma.

Del cruce de maniquís y fluencias tenemos 7 situaciones:

¿Qué radio es el que marca los límites para que en situación beta merezca alterar densidad?

Esto ocurrirá cuando las diferencias bajo fluencias moduladas entre el tumor desplazado y no desplazado ($\beta-\alpha$) sean iguales a las diferencias bajo haz plano mayor:

$$D_1^\beta(\Psi_p + \Psi_M) - D_0^\alpha = D_{1C}^\beta - D_{0C}^\alpha$$

Resultados

Los datos de 70 experimentos se grafican como sigue:

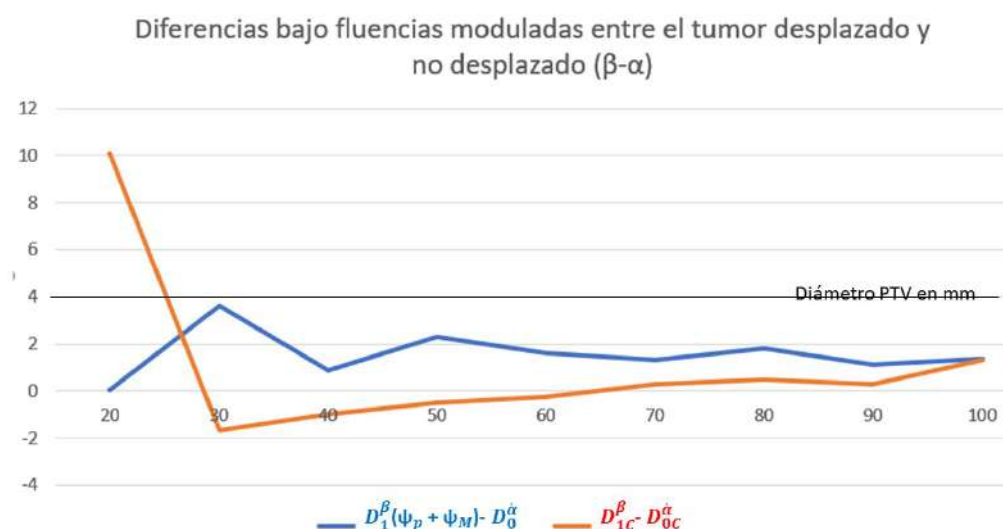


Figure 580: enter image description here

Discusión

Entre curvas la alteración de densidad evita la sobredosificación y la modulación es baja por lo no debería aparecer efectos Interplay.

Para PTVs mayores el tamaño del tumor respecto al margen la dispersa complementa las áreas con densidad pulmón.

Para tamaños inferiores a 3cm cuando el diámetro tumoral está lejos de contener el equilibrio electrónico en situación 5 cambia el sentido del diferencial, esto es, lo contrario de lo esperado. Se debe a que la densidad sobreescrita sí produce ese equilibrio electrónico. Al aplicar a la situación 6 la dosis es también menor a la esperada.

Conclusiones

De los resultados podemos recomendar la alteración de la densidad entre 3cm a 10cm de diámetros de PTV.

Pósteres Radioterapia / 92**Evaluación de la dosis total de un tratamiento combinado de radioterapia intraoperatoria y radioterapia externa.**

Autor: Paula Monasor Denia¹

Co-autores: María del Carmen Castellet García¹; Carla Manjón García¹; Noelia de Marco Blancas¹; Jorge Bonaque Alandí¹; Virginia Morillo Macías¹; Carlos Illana Alejandro²; Juan López-Tarjuelo¹

¹ Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

² GMV Innovating Solutions

Corresponding Authors: paula.monasor@gmail.com, , , ,

Objetivo

Visualizar las dosis de radioterapia intraoperatoria de electrones (IOERT) en un sistema de planificación de tratamientos (TPS) de radioterapia externa para tener en cuenta la irradiación previa de IOERT en la prescripción futura de radioterapia externa (o viceversa) y en los límites a los órganos en riesgo, evaluando en una sola tomografía computarizada (CT) la contribución de ambos tratamientos.

Material y métodos

Con el TPS *Radiance* (GMV, Madrid, España), las dosis de los tratamientos de IOERT se pueden exportar al CT del paciente. Con un TPS de radioterapia externa, en nuestro caso *RayStation* versión 6.1.1 (*RaySearch Laboratories*, Estocolmo, Suecia), se importan el CT y el tratamiento de IOERT.

Una vez en *RayStation*, se realiza el registro rígido y deformable del CT de IOERT con el nuevo CT de radioterapia externa. La dosis del tratamiento de IOERT se deforma entonces al nuevo CT de radioterapia externa.

Ahora ya podemos observar la dosis del tratamiento de IOERT en el CT de radioterapia externa para poder así prescribir el nuevo tratamiento de radioterapia externa, ya que se puede ver en los volúmenes tumorales y en los órganos de riesgo la contribución de la suma de dosis de ambos tratamientos.

Se presenta en las imágenes el caso clínico de un paciente con tratamiento combinado de IOERT y radioterapia externa en un cáncer de recto localmente avanzado.

Resultados

En el lado izquierdo de la Figura 1, se muestra el tratamiento de IOERT en el TPS *Radiance* en el que se administró una dosis de 12.5 Gy en el lecho presacro. En el lado derecho de la Figura 1 se muestra el tratamiento de radioterapia externa, en el TPS *RayStation*, con una prescripción de dosis en el lecho quirúrgico y áreas ganglionares de 50.4 Gy con una primera fase de 25 sesiones a una dosis por sesión de 1.80 Gy más un boost de 3 sesiones de 1.80 Gy.

En el lado izquierdo de la Figura 2, se puede observar el registro deformable en el TPS *RayStation* del CT de IOERT con el CT de radioterapia externa. En el lado derecho, se muestra la dosis deformada del tratamiento de IOERT en el CT de radioterapia externa junto con el tratamiento posterior de radioterapia externa que se le administró.

Conclusión

Radiance permite exportar el plan de tratamiento de IOERT para evaluar la contribución total de las dosis en los tratamientos combinados de IOERT más radioterapia externa.

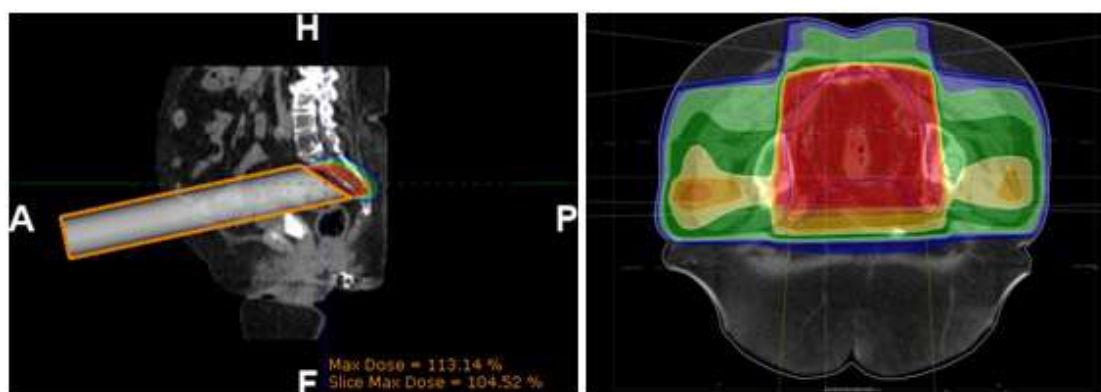


Figure 581: Figura 1. Izquierda. Tratamiento de IOERT en el TPS *Radiance*. Derecha. Tratamiento de radioterapia externa en el TPS *RayStation*.

Figura 1. Izquierda. Tratamiento de IOERT en el TPS *Radiance*. Derecha. Tratamiento de radioterapia externa en el TPS *RayStation*.

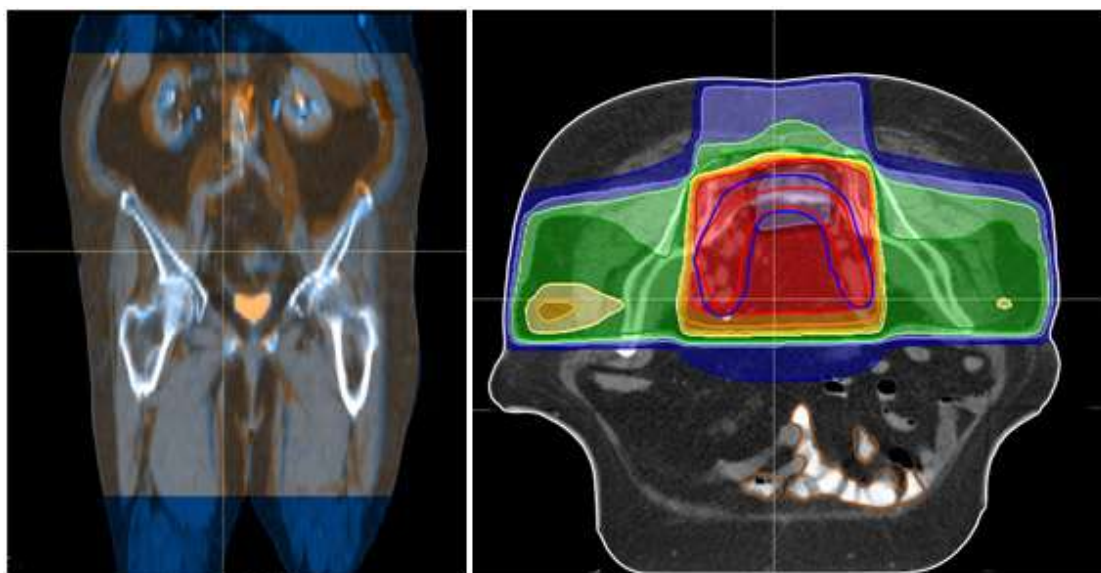


Figure 582: Figura 2. Izquierda. Registro deformable de los CT's de IOERT y externa. Derecha. Contribución total de las dosis de IOERT más radioterapia externa.

Figura 2. Izquierda. Registro deformable de los CT's de IOERT y externa. Derecha. Contribución total de las dosis de IOERT más radioterapia externa.

Pósteres Radioterapia / 215

Irradiación bilateral de mama mediante técnica VMAT monoisocéntrica

Autores: Pablo Simón García¹ ; Lucía Lado Cacheiro² ; Javier Mosquera Sueiro¹ ; Ramón Lobato Busto¹ ; Manuel Sánchez García³ ; Victor Luna Vega³ ; Ezequiel González Patiño¹ ; Nuria Salvador Garrido¹ ; Miguel Pombar Cameán¹

¹ CHUS² Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS)³ Hospital Clínico de Santiago de Compostela**Corresponding Author:** simongarcia.p@gmail.com

Introducción

El tratamiento del cáncer de mama bilateral sincrónico (CMBS) conlleva, en muchos casos, la indicación de radioterapia complementaria en ambas mamas. La planificación dosimétrica de este tipo de tratamientos con técnicas convencionales (campos tangenciales) es compleja, lo que a su vez se traduce en un deficiente compromiso entre cobertura de los volúmenes de tratamiento y preservación de órganos de riesgo. La utilización de técnicas avanzadas con diferente isocentro para cada mama conlleva una incertidumbre adicional al tener que asumirse un doble posicionamiento del paciente, además de alargar el tiempo de tratamiento.

El objetivo es mostrar la posibilidad de tratamiento del CMBS mediante una técnica VMAT mono-isocéntrica y valorar su utilización frente a la técnica convencional.

Material y métodos

En los últimos meses se han tratado en nuestro centro tres pacientes con CMBS con indicación de irradiación bilateral de mama (ninguno de los casos tenía indicación de irradiación ganglionar). Tras la realización del TC de planificación se realizó la delimitación de las estructuras de interés: PTVs (izquierdo y derecho, por separado) y órganos de riesgo (pulmón izquierdo y derecho, corazón e hígado). La dosis prescrita en ambas mamas fue de 40.05 Gy (dosis media) en 15 fracciones.

A cada paciente se realizaron dos planificaciones con diferentes técnicas. Una primera con técnica VMAT utilizando 3 arcos parciales (230°-130°) mono-isocéntrica y con giro de colimador de 90° (movimiento de las láminas en la dirección axial) y la segunda con técnica estándar (RTC3D) con campos tangenciales "Field in Field". Se utilizó el sistema de planificación Eclipse v13.6 de Varian y los algoritmos de cálculo y optimización fueron respectivamente, AcurosXB y photon Optimizer. La máquina de tratamiento fue un Clinac IX.

Resultados

Todos los parámetros dosimétricos relativos a volúmenes de tratamiento (V95%, índice de homogeneidad (IH) e índice de conformidad (IC)) mejoran significativamente con la técnica VMAT respecto de la técnica convencional (tabla 1). En relación a los órganos de riesgo, con VMAT se constata una reducción importante de los volúmenes de pulmón y corazón que reciben dosis altas (V20Gy, V30Gy) a costa de un ligero aumento en la dosis media y del volumen irradiado a dosis bajas (tabla 1 y figura 1). La dosimetría en hígado es favorable en la RTC3D, aunque en ambos casos las dosis implicadas están por debajo de las recomendaciones.

En base a los resultados anteriores y teniendo en cuenta las ventajas adicionales de la técnica VMAT en cuanto al posicionamiento del paciente y el tiempo total de administración del tratamiento, se optó en todos los casos por esta modalidad frente a la convencional.

Conclusiones

La utilización de la técnica mono-isocéntrica descrita es una magnífica opción de tratamiento de la mama bilateral, con la que se consigue una distribución de dosis más homogénea y adaptada a los volúmenes blanco que con la técnica convencional. Adicionalmente, la técnica VMAT mono-isocéntrica conlleva a un único posicionamiento del paciente, disminuyendo la incertidumbre de éste y del tiempo total de tratamiento.

	V95% (PTV Total) [%]		IH [%]		IC [%]	
	VMAT	RTC3D	VMAT	RTC3D	VMAT	RTC3D
Paciente 1	96.55	90.14	10.77	13.61	0.93	0.63
Paciente 2	97.11	91.31	9.84	13.71	0.92	0.61
Paciente 3	96.86	92.22	10.02	13.82	0.91	0.68

Figure 583: Tabla 1

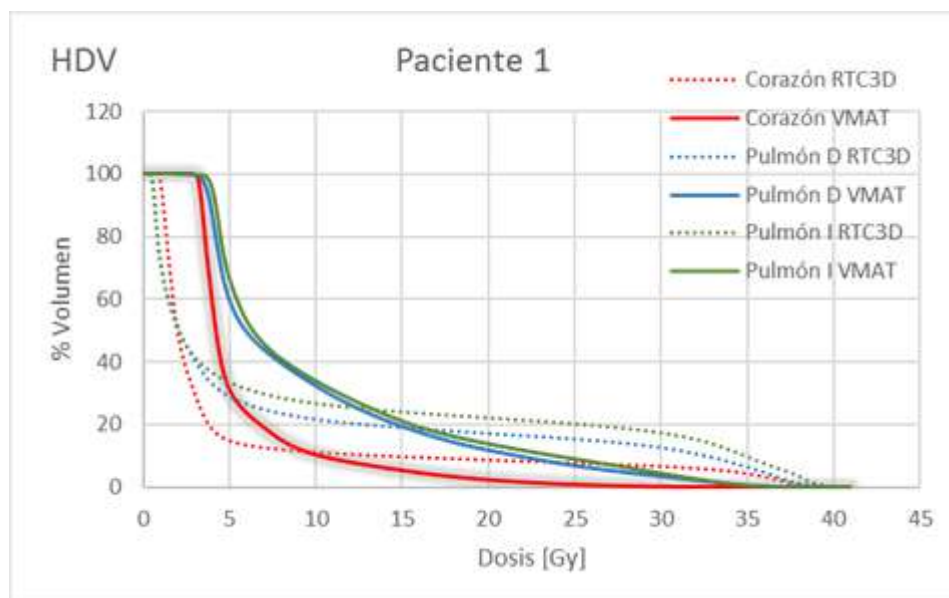


Figure 584: Figura 1

Pósteres Radioterapia / 641

COMPARACIÓN DOSIMÉTRICA DE TÉCNICA HÍBRIDA IMRT Y VMAT PARA CASOS CLÍNICOS DE CÁNCER DE CABEZA Y CUELLO.

Autores: Bertha Milagros Garcia Gutierrez¹ ; GUSTAVO SARRIA¹ ; RICARDO CABELLO¹

¹ RED AUNA - ONCOSALUD

Corresponding Author: bertha_milagros@hotmail.com

RESUMEN

Se comparó para cáncer de cabeza y cuello (H&N) tres técnicas de tratamiento arco terapia volumétrica modulada (VMAT), terapia de intensidad modulada (IMRT), tratamiento híbrido (H-VMAT), esta última consta de unir ambas técnicas VMAT e IMRT y entregarle pesos diferentes durante la planificación. El trabajo de investigación consiste en comparar las distribuciones dosimétricas, y observar las ganancias de distribución de dosis, tiempo de tratamiento y radiación dispersa impartida en el paciente.

MATERIALES Y METODOS

Se trató a diez pacientes con cáncer de H&N, los tratamientos se realizaron en posición supina para todos los casos, los pacientes fueron inmovilizados mediante el uso de máscara termoplásticas, en todos los casos se verificó su posicionamiento mediante un cone beam (XVI), los pacientes fueron

planificados con las tres técnicas para el caso de VMAT con 1 a 2 arcos y para IMRT (sliding windows). Todo se calculó en el planificador MONACO versión 3.0011, para ser tratados en el acelerador lineal Infinity con cabezal Agility, marca ELEKTA, los cálculos fueron verificados mediante el control de calidad utilizando un arreglo de cámaras Octavius de la marca PTW.

La modalidad de tratamiento H-VMAT consiste en utilizar haces de IMRT y haces de VMAT sumar ambas técnicas mediante la opción new bias doses (B) esta opción se presenta el planificador MONACO, que permite adicionar dosis a un tratamiento de diferente modalidad, y entregarle diferente pesos de tratamientos para lograr una menor dispersión y mayor conformacionalidad de dosis del tumor.

RESULTADOS: RESULTS:

Al comparar la distribución de dosis según la Fig.1, se observa que la dosis del 5% (azul) es menor en H-VMAT; lo que se interpreta en menor radiación dispersa, con respecto al área donde la dosis son mayores para el caso H-VMAT es áreas se reducen considerablemente.

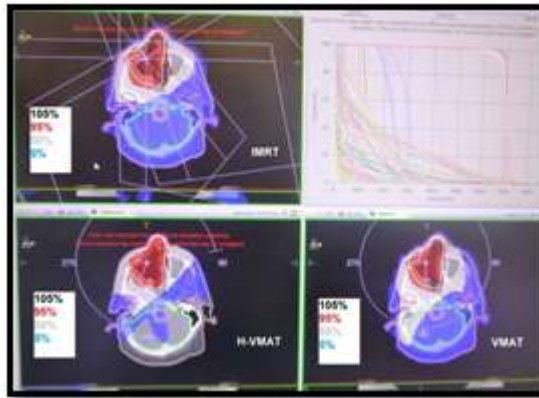


Figure 585: enter image description here

Se calculó los índices

1. Índice de Conformidad (IC),

IC :	VOLUMEN TRATADO
	VOLUMEN PTV

Figure 586: enter image description here

1. índice de homogeneidad (IH)

IH :	(Dmax - Dmin)
	Dmean

Figure 587: enter image description here

Donde:

Dmax: Dose máxima.

Dmin: Dose mínima.

Dmean: Dose mean.

2. índice de Padick (IP).

INDICE	(VOL. OF TARGET THAT RECEIVES THE RPRESRIPTION DOSE) ²
PADICK:	TARGET VOLUMEN * TOTAL VOLUME OF THE PRESCRIPTION ISODOSE

Figure 588: enter image description here

En el cuadro N°1 se observa los promedios de índices obtenidos y UM en los tres procedimientos planificados, observe que el IH en H-VMAT es mayor que las otras técnicas, en cuanto al numero de UM H-VMAT se situa en medio de ambas técnicas.

	H&N		
	Dosis prescrita: 6600 cGy		
	IMRT (5Field)	VMAT (1 arc)	H-VMAT (2field imrt 1 arc)
IC	0.95	0.95	0.95
IH	0.38	0.34	0.48
PADIC	0.658	0.69	0.76
UM	814	632	705

Figure 589: enter image description here

Cuadro 1: índices utilizados para comparación de las planificaciones

En el cuadro 2 se observa los valores de distribución de dosis en Gy, dentro del volumen del PTV, en H-VMT, los cGy entregados es mucho menor esto permite que la dosis sea más homogénea en el PTV, considerando que la dosis prescrita es de 6600cGy.

		DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN EL VOLUMEN TUMORAL		
		IMRT	VMAT	H-VMAT
		dosis prescrita: 6600 cGy Vol PTV: 99.196cc		
vol isodosis	cc	cGy	cGy	cGy
2%	1.984	7313.2	7221.3	6986.2
50%	49.598	7019.8	6976.9	6835.7
95% (*)	94.236	6604.7	6626.1	6618.0
100%	99.196	4899.6	5070.9	3911.8

Figure 590: enter image description here

Cuadro 2: Valores de distribución de dosis en cGy dentro del volumen del PTV.

Pósteres Radioterapia / 98

Estudio de la viabilidad del cambio de densidad electrónica del ITV en tratamientos de SBRT pulmonar realizados en MONACO, resultados preliminares.

Autores: Verónica Alba Escorihuela¹ ; David Carlos Villa Gazulla¹ ; Sara Jiménez Puertas¹ ; Sergio Alberto Lozares Cordero¹ ; Almudena Gandia Martinez¹ ; Jose Antonio Font Gomez¹

¹ Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza

Corresponding Author: valba@salud.aragon.es

Introducción: En los tratamientos de SBRT pulmonar en los que no se realizan técnicas de Gating o Tracking se puede llegar a sobredosificar el PTV debido a que, en el TAC de planificación no se tiene en cuenta que la zona contorneada como ITV está constituida, en parte, por aire. Si en este volumen se pide una cobertura mínima (en nuestro caso D90% > 95%), y se utiliza una planificación inversa (en nuestro caso IMRT Sliding Window), se produce un aumento innecesario de UM y, en consecuencia, una sobredosificación tanto del tumor como de los órganos de riesgo (OAR).

Nuestro objetivo es comprobar si, cambiando la densidad electrónica (DE) del ITV (decidimos sustituirla por 1DE dado que comprobamos que era el promedio de la DE de los tumores estudiados), en 11 tratamientos ya realizados, conseguimos una reducción de las unidades monitor (UM) pero sin comprometer la cobertura del PTV y además reduciendo dosis en los OAR.

Material y métodos: Hemos utilizado las planificaciones de 11 pacientes ya tratados en nuestro servicio, planificados en MONACO (versión 5.11.02). Para estos pacientes, hemos duplicado el tratamiento ya existente modificando la DE del volumen definido como ITV por 1DE y hemos recalculado el plan sin modificar nada más.

Resultados: En la Figura 1 se observa que en la mayoría de casos las UM se reducen con el cambio de DE, como era de esperar. En aquellos pacientes en los que el volumen del ITV es mayor, la variación de UM también aumenta. Hay dos casos en los que las UM aumentan con el cambio, es cierto que en estos la diferencia entre el volumen tumoral y el ITV no era muy pronunciada. Por otro lado, en la Figura 2 se observa que, en global, se consigue la misma cobertura o incluso mejor para los PTV, reduciendo en general, la dosis en los OAR. En aquellos casos en que la variación es desfavorable a nuestra hipótesis, los valores de dosis obtenidos no superan en ningún caso los límites establecidos para los OAR y, en valor absoluto, la mayor desviación encontrada es de 170cGy para tratamientos de entre 50 y 60Gy. Hemos cogido como OAR de control el corazón, los bronquios y el esófago dado que son órganos representativos en estos tratamientos y que por tanto iban a estar contorneados en todos los casos de estudio.

Discusión: Es difícil realizar una estadística fiable con tan pocos casos, por lo que nuestro propósito es seguir recopilando pacientes antes de decidir implementar este cambio en nuestro procedimiento clínico de SBRT pulmonar. Sin embargo, en el 80% de los casos estudiados se cumple el objetivo establecido.

Conclusiones: Con los datos obtenidos hasta el momento veríamos justificado el cambio de DE en SBRT pulmonares según nuestro método de trabajo, pero necesitamos recopilar más pacientes para conseguir unos resultados estadísticos significativos.

VARIACIÓN DE UM ENTRE TRATAMIENTO REALIZADO Y EL OBTENIDO CON 1ED EN EL ITV				
PACIENTE	UM tto normal	UM tto ITV =1ED	Desviación abs UM	Desviación relativa UM %
1	4239,9	3241,1	998,9	23,6
2	3312,7	3078,4	234,3	7,1
3	5288,6	4490,9	797,7	15,1
4	3867,5	4169,3	-301,7	-7,8
5	1835,5	1745,7	89,7	4,9
6	2197,7	2075,8	121,9	5,5
7				
8	6914,3	6429,7	484,6	7,0
9	3807,9	3338,5	469,4	12,3
10	1828,4	1866,2	-37,8	-2,1
11	1728,4	1591,7	136,7	7,9
* El 6 y 7 son el mismo paciente con dos ITV distintos pero tratados con el mismo plan MONACO, por lo que comparten UM				

Figure 591: Figura 1

PACIENTE	DESVIACIONES RELATIVAS (%) ENTRE EL TRATAMIENTO REALIZADO Y EL OBTENIDO CON DENSIDAD ELECTRÓNICA 1 EN EL ITV											
	PTV tumor			ITV tumor		corazón		bronquios		esófago		
	Max Dose	Med Dose	V95%	Max Dose	Med Dose	Max Dose	Med Dose	Max Dose	Med Dose	Max Dose	Med Dose	
1	-0,79	0,48	-0,02	-0,93	-1,09	1,78	6,08	5,59	7,73	1,96	3,10	
2	0,67	0,19	0,04	0,67	-1,23	1,69	3,20	1,44	2,21	3,35	62,96	
3	0,49	0,23	0,51	0,49	0,19	11,78	1,68	6,99	9,05	5,14	3,57	
4	0,81	0,51	-0,01	0,53	0,30	2,07	15,14	-4,85	-0,75	-3,16	-3,38	
5	-0,49	-0,31	-0,02	-1,40	-1,02	1,69	3,20	-1,44	2,21	3,35	62,96	
6	-0,66	-0,64	0,00	-0,66	-2,63	1,39	0,00	-0,48	2,82	-2,81	1,77	
7	-3,40	-0,72	-0,31	-5,15	-3,88	1,39	0,00	-0,48	2,82	-2,81	1,77	
8	0,05	0,38	-2,99	0,85	-0,35	1,27	-1,27	5,43	0,68	8,62	2,09	
9	-0,38	0,24	0,31	-0,24	-0,19	-4,62	3,45	13,33	8,00	2,49	-73,81	
10	-0,37	-0,29	0,10	-2,24	-0,89	0,51	0,58	-0,73	1,25	5,60	2,06	
11	0,18	0,17	-0,13	-0,18	0,62	-4,59	1,35	0,36	0,01	1,67	1,80	
FORMATO CONDICIONAL PARA PTV Y ITV												
Si Desv. Rel < a = que 0												
Si Desv. Rel entre 0 y 3%												
Si Desv. Rel > que 3%												
Nos interesa que la cobertura del PTV e ITV sea mayor en el plan con cambio de densidad						FORMATO CONDICIONAL PARA OAR						
						Si Desv. Rel > a = que 0						
						Si Desv. Rel entre 0 y -3%						
						Si Desv. Rel < que -3%						
						Nos interesa que los OAR reciban menos dosis en el plan con cambio de densidad						

Figure 592: Figura 2

Pósteres Radioterapia / 577

Radioterapia Externa de Intensidad Modulada Tras Braquiterapia en Cáncer de Próstata Recurrente

Autores: Montserrat Baeza Trujillo¹ ; María Perucha Ortega² ; Gema Muñoz Romero² ; Patricia Cabrera Roldán² ; Javier Luis Simón²

¹ 2. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla)

² Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: montserrat.baeza.sspa@juntadeandalucia.es

INTRODUCCIÓN

En pacientes de próstata localizado de bajo riesgo sometidos a braquiterapia con fuentes de I-125 presentan en un 8-9% de los casos recidiva bioquímica tras 5 años donde las opciones de rescate más usuales son la prostatectomía radical o la supresión andrógena.

En nuestro hospital, gracias a la incorporación de técnicas de intensidad modulada y de la imagen guiada desde el año 2010, hemos implementado la radioterapia externa como opción terapéutica de rescate tras braquiterapia, habiendo tratado un total de 11 pacientes, con resultados favorables. Se trata por tanto de una técnica reciente con escasas referencias bibliográficas.

En este trabajo retrospectivo mostramos los parámetros dosimétricos relevantes de este tipo de planificaciones y estudiamos la idoneidad de los distintos aceleradores que disponemos en nuestro hospital.

MATERIAL Y MÉTODO

Se han tratado 11 pacientes que presentaban fallo bioquímico, confirmación histológica de recidiva y descarte de metástasis. En el TC de simulación el paciente lleva una sonda uretral radiopaca, que deberá llevar posteriormente durante todo el tratamiento. El volumen a tratar es toda la próstata, más un margen (PTV), excluyendo la uretra prostática.

La prescripción es de 60 Gy en 24 sesiones al PTV. Hay que evitar todo lo posible la uretra y el recto que V40 Gy<40%, así como que la dosis máxima no supere la de prescripción.

Las planificaciones se han realizado para en un acelerador Elekta Synergy con 80 pares de MLC de 1 cm. de grosor planificado con un Philips Pinnacle, (10 planificaciones), un Varian Clinac DHX con 120-MLC planificado con Eclipse TPS (1 planificación), siendo el grosor en el centro de 0.5 cm y un equipo de Tomotherapy® HI-ART planificado con TomoHD® con mordazas fijas a 2.51 cm (1 planificación, no tratado). En los aceleradores lineales se emplean 2 arcos enteros.

Todos los equipos disponen de IGRT previa al tratamiento y el registro de imágenes prioriza el ajuste en la sonda uretral.

Se toman los indicadores de cobertura, homogeneidad y dosis en los órganos de riesgos y se analizan las distintas técnicas y equipos.

RESULTADOS



	PTV (sin uretra)		URETRA		RECTO	
ALE	D98% (Gy)	D2% (Gy)	Dosis máxima (Gy)	Dmedia (Gy)	V40	HI (icru 83)
Elekta Synergy	57,6-59,5	62,9-63,5	55,8-60,0	55,5-56,4	25,3-29,9	0,058-0,092
Varian DHX	57,2	62,9	59,7	33,9	14,5	0,120
Tomotherapy	58,3	62,9	59,9	55,9	27,2	0,075



Figure 593: Tabla 1

DISCUSIÓN

Los resultados muestran que con condiciones de intensidad modulada bien VMAT o radioterapia helicoidal se consiguen buenos resultados dosimétricos. La homogeneidad empeora cuanto menor sea la dosis en uretra y viceversa, prevaleciendo una sobre otra dependiendo de las condiciones de ligadura en la optimización.

Con TomoHD® se puede mejorar la homogeneidad y disminuir la dosis en uretra disminuyendo la anchura de la mordaza, no obstante alargaría el tiempo de tratamiento.

CONCLUSIÓN

Los aceleradores lineales Elekta Synergy y Varian DHX con intensidad modulada e IGRT cumplen las condiciones exigidas para considerar la radioterapia externa como opción terapéutica de rescate tras braquiterapia de baja tasa.

El equipo Tomotherapy® HI-ART que tenemos en nuestro hospital proporciona buenos resultados dosimétricos, no obstante, la calidad de imagen que ofrece la IGRT (MV) no es suficiente para visualizar la sonda uretral radiopaca por lo que descartamos la administración del tratamiento en este equipo.

Pósteres Radioterapia / 525**METODOLOGIA PARA LA IRRADIACION CORPORAL TOTAL (TBI) CON TOMOTERAPIA HELICOIDAL**

Autores: Cristina Minguez Aguilar¹; Patricia Tavera Pomata¹; Alberto Sanchez Reyes²; Alicia Sánchez Jiménez^{None}

¹ GenesisCare La Milagrosa

² GenesisCare

Corresponding Author: cristina.minguez@genesiscare.es

1. Introducción. El objetivo del presente trabajo es establecer una metodología para la planificación, tratamiento y verificación dosimétrica de los tratamientos de TBI empleando un equipo de Tomoterapia Helicoidal Hi-Art (HT).
2. Material y método. Hemos tratado cuatro pacientes de edades comprendidas entre los 5 y 47 años. Todos los pacientes se han inmovilizado combinando un colchón de vacío para el cuerpo y una máscara termoplástica con reposa individualizado. En tres de los casos se ha generado un volumen (PTV) a partir del contorno exterior de la imagen TC del paciente sustrayendo cristalinós, riñones, así como una expansión de 5mm de ambos pulmones. Para el cuarto paciente, por tratarse de un tratamiento a baja dosis, el PTV se ha generado sustrayendo únicamente el timo. La planificación se ha realizado tal que el 93% del PTV reciba la dosis de prescripción limitando las dosis medias en los órganos de riesgo. Previamente al tratamiento se realizaron varias verificaciones en un maniquí cilíndrico mediante dosimetría de película e ionométrica en partes del tratamiento correspondientes a regiones de interés. Durante el tratamiento realizamos dosimetría

in vivo usando películas Gafchromic EBT3. Así mismo, usamos la herramienta de radioterapia adaptativa Planned Adaptive para calcular y evaluar la dosis recibida en el TC de megavoltaje realizado para verificar la posición del paciente.

- Resultados. Todas las planificaciones se han realizado con tamaño de campo de 5cm, pitch 0.430 y un factor de modulación inferior a 2 para limitar el tiempo de tratamiento. Los resultados dosimétricos aparecen resumidos en la tabla I. La tabla II, recoge las diferencias medidas entre las dosis calculadas y medidas en el maniquí de agua sólida. Respecto a la dosimetría de película al menos el 95% de los puntos cumplieron el criterio gamma (5%, 3mm). La diferencia promedio de las medidas realizadas en la dosimetría in vivo es del 1.6% (rango 12.8%-3.6%). Finalmente, la diferencia entre las dosis medias planificadas y calculadas con Planned Adaptive son menores del 1% para todas las estructuras excepto para pulmones donde encontramos diferencias máximas del 5%.
- Discusión. La HT es una nueva técnica con la que poder abordar la TBI. Al emplearse la misma metodología de tratamiento que para cualquier otro tratamiento, la HT nos ofrece un mayor control del posicionamiento del paciente, siendo éste más cómodo y estable, distribuciones de dosis más homogéneas y mejor protección de los órganos de riesgo, así como mayor seguridad en la dosis administrada.
- Conclusiones. La TBI con HT es una técnica bien tolerada por los pacientes durante el tratamiento con claras ventajas dosimétricas respecto a la técnica convencional con LINAC y que puede llevarse a cabo en tiempos de tratamiento razonables.

	PTV D98% (Gy)	PTV D2%(Gy)	PTV Dmedia(Gy)	Pulmón Izq Dmedia(Gy)	Pulmón Der Dmedia(Gy)	Riñón Izq Dmedia(Gy)	Riñón Der Dmedia(Gy)	Cristalino Der Dmedia(Gy)	Cristalino Izq Dmedia(Gy)	Timo Dmedia(Gy)	Tiempo (min)
Paciente 1	2,83	3,29	3,15	2,14	2,18	1,92	1,91	2,14		2,03	27,8
Paciente 2	2,9	3,17	3,11							1,4	17,6
Paciente 3	10,5	13,49	12,86	9,31	9,15	8,19	8,18	4,56	6,78		33,9
Paciente 4	10,29	13,51	12,76	9,16	9,07	8,18	8,18	7,78	7,78		30,86
Promedio	6,63	8,37	7,97	6,87	6,80	6,10	6,09	4,83	7,28	1,72	27,54

Tabla I. Resumen del Histograma Dosis-Volumen para los tratamientos de TBI analizados

Figure 594: enter image description here

	Cabeza	Torax	Abdomen	Pelvis	Pierna
Paciente 1	-0,01	-2,8	-1,69	-1,9	-0,36
Paciente 2	-0,01	-0,77	-0,85	-0,67	
Paciente 3		-2,78	-3,26	-1,51	-0,82
Paciente 4	-0,12	-2,75	-2,71	-3,22	-1,97
Promedio	-0,05	-2,28	-2,13	-1,83	-1,05

Tabla II. Diferencia entre las dosis planificadas y medidas con cámara de ionización en %.

Figure 595: enter image description here

ESTUDIO DE SBRT DE PRÓSTATA CON TOMOTERAPIA

Autores: Gema Muñoz Romero¹ ; Montserrat Baeza Trujillo² ; María Perucha Ortega¹ ; Nerea Lopez Martin³ ; Patricia Cabrera¹ ; Florencio Javier Luis Simón⁴

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

² 2. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla)

³ Hospital Universitario Virgen del Rocío

⁴ Hospital Virgen del Rocío

Corresponding Author: gemacortegana@hotmail.com

Introducción

La radioterapia estereotáctica corporal (SBRT) presenta un alto potencial para lograr un excelente control tumoral con menos toxicidad en los órganos de riesgo en el cáncer de próstata. El objetivo de este trabajo consiste en determinar los parámetros de planificación, de una unidad de tomoterapia, que permiten alcanzar los mejores resultados en la administración de estos tratamientos.

Material y Métodos

Se estudian los tres primeros pacientes simulados con SBRT de próstata siguiendo el protocolo del ensayo clínico del Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla). Se prescribe una dosis de 32 Gy en 4 sesiones. Se planifican los pacientes con la unidad de tomoterapia recientemente instalada (TomoTherapy® Hi-Art® System) con su planificador (Tomo HD Planning Station v.5.1.1). Se modificarán los parámetros de tratamiento factor de modulación (MF), pitch y ancho de mandíbulas (Jaws) para obtener cuatro planes en cada paciente (figura 1).

PLAN	MF	PITCH	JAWS (cm)
1	1.5	0.1	2.5
2	2	0.1	2.5
3	2	0.287	2.5
4	1.5	0.1	1.0

Figure 596: Lista de los valores del factor de modulación (MF), pitch y ancho de mandíbula (Jaws) seleccionada para cada uno de los planes.

Se evaluará el tiempo de tratamiento, la cobertura de la lesión y los límites establecidos sobre los órganos de riesgo, principalmente la uretra, así como los volúmenes cubiertos por diferentes dosis. Además, se pondrá en práctica la verificación de estos pacientes utilizando el Sistema ArcCHECK® y el software 3DVH de Sun Nuclear. Se analizará la tasa de paso de la gamma 3%/3mm para el PTV, la diferencia en dosis media de los órganos de riesgo y además la dosis máxima para la uretra.

Resultados

Para todos los planes se cumplen los límites de dosis en órganos de riesgo, con dosis en uretra inferiores a 32 Gy (figura 2). La cobertura de la lesión es superior al 95% de la dosis en el 100% del volumen blanco, no superándose en ningún caso los 34,2 Gy. Los tiempos de irradiación son inferiores a 13 min excepto para el plan 4, donde pueden superar los 23 min. Los planes cumplen el criterio de paso 95% para gamma 3%/3mm para el PTV. Para los órganos de riesgo la diferencia en dosis media es menor del 1% en todos los casos. La diferencia en dosis máxima para la uretra puede llegar a ser de +3%.

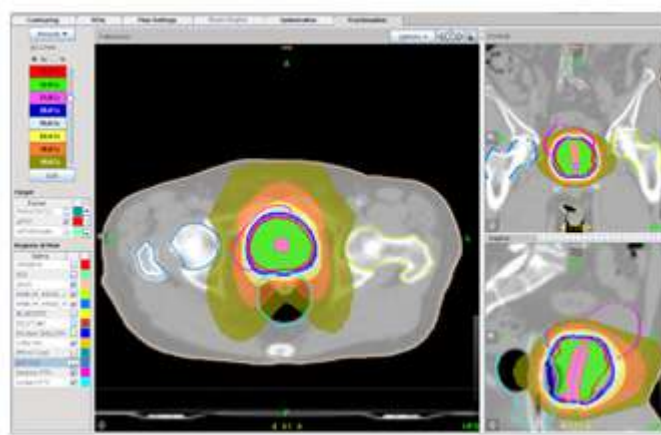


Figure 597: Isodosis obtenidas con la tomoterapia sobre el TAC de uno de los pacientes del estudio de SBRT de próstata

Discusión

Para los límites de dosis de órganos de riesgo los mejores valores se obtienen para el plan 4. Sin embargo, en este caso los tiempos de irradiación son excesivos (>20 min). El plan 1, con el menor tiempo de irradiación (≈ 9 min), presenta mayores valores de dosis en recto y vejiga que los planes 2 y 3, obteniéndose los mejores resultados para la combinación del plan 2. En la verificación del plan hay que evaluar especialmente la dosis máxima en uretra.

Conclusiones

Con una unidad de tomoterapia son fácilmente alcanzables los límites de dosis sobre órganos de riesgo, manteniendo la dosis máxima sobre la uretra por debajo de la dosis de prescripción. Se cumplen, además, los criterios de cobertura de la lesión. La mejor elección de parámetros es un ancho de mandíbula de 2.5 cm con un pitch de 0.1 y un factor de modulación de 2.

Pósteres Radioterapia / 299

Comparación radiobiológica de técnica de lágrima para planeación de tratamientos de cáncer de mama en un sistema de Tomoterapia.

Autores: Higmar Herrera Hernández¹ ; Uvaldo Reyes Serrano²

¹ Centro Estatal de Cancerología de Durango

² Servicios de Salud de Durango

Corresponding Author: ramgih@yahoo.com

Introducción

El cáncer de mama es uno de los más sensibles y con mayor morbilidad en el mundo, en México es la primera causa de muerte en mujeres. La radioterapia ha probado ser una gran herramienta en el control de este mal mientras que la Tomoterapia es una de las relativamente nuevas tecnologías utilizadas para ello. Para alcanzar buenos resultados clínicos, se establecen estrictas restricciones dosimétricas sobre órganos en riesgo para maximizar la probabilidad de control del tumor y minimizar la probabilidad de complicación del tejido normal. La técnica de lágrima ayuda a conseguir estos objetivos al utilizar una bloque virtual sobre el pulmón ipsilateral y parte del corazón, pero igualmente contribuye a aumentar el tiempo de tratamiento. En este trabajo presentamos nuestra experiencia en el uso de esta técnica mediante la comparación de parámetros radiobiológicos.

Material y Métodos

Siete pacientes diagnosticadas con cáncer de mama fueron planeadas dos veces: sin y con el bloque de lágrima. Se obtuvieron los histogramas dosis-volumen con el Sistema de Planeación de Tomotherapy y se analizaron con el programa Albireo Target Cygnus X1 para estimar los parámetros UTCP y fEUD. Luego se utilizó la caja de herramientas estadísticas de Matlab para examinar cuán significativos eran los resultados utilizando el método de bootstrap con las pruebas de Student y Wilkinson. Los órganos en riesgo considerados fueron: corazón, ambos pulmones y la mama contralateral. Las mismas pruebas estadísticas se aplicaron al tiempo de tratamiento.

Resultados

El rango de UTCP para planes sin bloque fue 0.910 - 0.952 con promedio de 0.925, mientras el mismo parámetro en los planes bloqueados fue 0.920 - 0.964 con promedio de 0.939. fEUD en el rango 0.423 - 0.562 y 0.492 - 0.612; el tiempo de tratamiento promedio fue 344.7 ± 84.8 s y 496.8 ± 70.5 s para planes sin bloque y bloqueados respectivamente. Estas diferencias fueron significativas con el 95% de confianza ($p < 0.05$).

Discusión

A pesar de que se observó un 2% de diferencia en UTCP, la optimización sólo se detuvo cuando se cumplieron todas las restricciones de dosis, sin embargo, fue más fácil alcanzarlas con la técnica de lágrima. Esta técnica permitió una fEUD 10% superior a costa de un incremento del 40% en el tiempo de tratamiento. A pesar de ello, el tiempo de tratamiento estuvo por debajo de los 10 minutos por paciente establecidos en nuestra institución.

Conclusiones

Observamos que la técnica de lágrima mostró un beneficio neto con pequeño impacto sobre el flujo de trabajo.

Pósteres Radioterapia / 45

Radioterapia holocraneal con protección de hipocampos

Autor: Ana Isabel Milanés Gaillet¹

Co-autores: Alejandro Prado Barragán²; Marta Manzano¹; Mario Leonor¹; Ángel Gaitán¹; Gustavo Pozo¹; Alejandro Ferrando¹; Raúl Díaz¹; Eduardo Cabello¹

¹ H.U. 12 de Octubre

² HU HM Sanchinarro

Corresponding Author: amilanesg@hotmail.com

Introducción

La radioterapia holocraneal (WBRT) es la técnica más usada para tratar pacientes con múltiples metástasis cerebrales. Permite reducir la presión intracraneal, mejorar el control tumoral y aumentar la supervivencia. Sin embargo, la WBRT puede tener secuelas neurológicas como pérdida de memoria o demencia. Si se protegen de la radiación las células madre neurogénicas localizadas en el hipocampo se pueden reducir las alteraciones en la memoria y preservar la calidad de vida de los pacientes. Se define el PTV como el holocráneo menos los hipocampos con un margen de 5 mm (PTV_{eval}). El PTV_{eval} debe cumplir que $D2\% \leq 37.5$ Gy y $D98\% \geq 25$ Gy; los hipocampos que $D100\% \leq 9$ Gy y $D_{\max} < 16$ Gy; nervios ópticos, tronco y quiasma $D_{\max} < 37.5$ Gy.

Material y métodos

Se han seleccionado 20 pacientes realizándoles un CT (Philips Brilliance Big Bore) y un resonancia en T1 (3T Diamond Select Achieva, Philips). Se han contorneado los órganos de riesgo de acuerdo con el atlas del RTOG 0933. La prescripción fue de 30 Gy al PTV_{eval} en 10 fracciones. Los tratamientos fueron planificados en Eclipse v.11.0 para un Unique (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) con 6 MV. Se comparan tres planes VMAT con diferentes configuraciones geométricas (tabla 1). Aunque la evaluación se realizó sobre el PTV_{eval} la optimización se llevó a cabo empleando un PTV retirado 7 mm de los hipocampos.

PLAN	Giro de brazo (°)	Ángulo del colimador (°)	Ángulo de la mesa (°)
1	A1: 181 to 179 (CW)	30	0
	A2: 179 to 181 (CCW)	330	0
2	A1: 181 to 179 (CW)	30	0
	A2: 179 to 181 (CCW)	330	0
	A3: 181 to 350 (CW)	30	300
	A4: 10 to 179 (CCW)	330	60
3	A1: 181 to 179 (CW)	30	0
	A2: 179 to 181 (CCW)	330	0
	A3: 21 to 179 (CW)	150	90
	A4: 179 to 21 (CCW)	210	90

Figure 598: Configuraciones de arcos empleadas para las tres técnicas comparadas

Se evaluaron los parámetros V25, V30, D50%, D2%, D98%, Índice de Homogeneidad (IH) y Factor de Conformación (FC) para el PTV_{eval}, D100% y D_{máx} para hipocampo y D_{máx} para tronco, quiasma y cristalinos. Se obtuvieron los tiempos de tratamiento y el número de unidades de monitor de los planes. Se calcularon valores medios y desviaciones estándar, así como valores p a través de un prueba t de Student con un nivel de significación de 0.05.

Resultados

En la tabla 2 se recogen los valores obtenidos para los parámetros evaluados del PTV_{eval} y de los órganos de riesgo.

PTV _{eval}							
PLAN	V ₂₅ (%)	V ₃₀ (%)	D _{50%} (cGy)	D _{2%} (cGy)	D _{98%} (cGy)	IH	FC
1	99.0 ± 0.6	90.6 ± 1.4	3128.7 ± 30.8	3250.7 ± 8.7	2728.7 ± 165.6	0.17 ± 0.03	0.84 ± 0.05
2	98.6 ± 0.5	89.8 ± 1.4	3115.2 ± 19.5	3242.5 ± 22.8	2625.8 ± 103.1	0.20 ± 0.02	0.82 ± 0.06
3	99.3 ± 0.5	94.2 ± 2.3	3124.5 ± 30.4	3248.1 ± 40.7	2865.8 ± 106.7	0.12 ± 0.03	0.88 ± 0.02
ÓRGANOS DE RIESGO							
PLAN	Hipocampo D		Hipocampo I		Tronco	Quiasma	Cristalinos
	D _{100%} (cGy)	D _{máx} (cGy)	D _{100%} (cGy)	D _{máx} (cGy)	D _{máx} (cGy)	D _{máx} (cGy)	D _{máx} (cGy)
1	896.7 ± 59.3	1559.2 ± 141.6	894.9 ± 35.5	1541.5 ± 75.6	3341.2 ± 61.3	3264.3 ± 97.8	781,6 ± 160,7
2	835.0 ± 64.1	1469.6 ± 177.6	839.3 ± 78.8	1410.1 ± 126.9	3375.8 ± 58.5	3344.2 ± 101.5	706,6 ± 97,0
3	872.3 ± 35.6	1474.5 ± 74.3	873.9 ± 34.2	1416.7 ± 142.4	3369.4 ± 111.4	3339.5 ± 86.8	758,2 ± 106,5

Figure 599: Valores medios obtenidos para el PTV_{eval} y los órganos de riesgo junto con sus incertidumbres obtenidas a partir de la desviación estándar y un factor de cobertura k=2.

Los tiempos de tratamiento promedios fueron 2.51 ± 0.32 minutos para el Plan 1, 5.63 ± 0.51 minutos para el Plan 2 y 4.52 ± 0.64 minutos para el Plan 3. Las unidades de monitor empleadas fueron 680 ± 38 (Plan1), 725 ± 54 (Plan2) y 848 ± 60 (Plan3).

Discusión de resultados

Con el Plan 3 se consiguen los mejores resultados para V25 y V30 (p<0.03 y p<0.01 respectivamente). Además, presenta mayor D98% y mejor IH (p<0.01). Sin embargo, D2% y FC no presentan diferencias significativas entre los 3 planes. Respecto al hipocampo en Plan 2 se consigue mejores resultados seguido del Plan 3, no siendo significativa la diferencia.

Conclusión

El Plan 3 presenta mejor cobertura y mejores IH y FC. El Plan 1 resulta ser el tratamiento más rápido al emplearse menos arcos, menos UM y menos giros de mesa.

Pósteres Radioterapia / 219**Comparativa de la irradiación de mama en VMAT con diferentes configuraciones de arcos****Autor:** María del Pilar Jiménez López¹**Co-autores:** Miguel Medina Céspedes¹; Rocío García Marcos¹; Ramón Polo Cezón¹; Sara Segura Arribas¹; José Miguel Jiménez González¹¹ Hospital Rey Juan Carlos**Corresponding Author:** mdpilar.jimenezlopez@gmail.com**Introducción:**

Se proponen tres configuraciones de arcos para VMAT en tratamientos de mama con irradiación de cadenas ganglionares y sin ellas, que consisten en limitar o no el recorrido de los haces en torno a la paciente.

Se comparan los resultados de los histogramas, en un análisis de 12 pacientes (5 mamas con cadenas ganglionares y fraccionamiento convencional, 3 mamas con fraccionamiento convencional y 4 mamas hipofraccionadas. En los tres grupos hay ejemplos con y sin boost integrado).

Materiales y método:

Se hacen las planificaciones con Monaco 5.11.02 para un acelerador Synergy 6MV con MLCi2.

Las configuraciones propuestas son:

- 1 arco: empezando en 180° con un recorrido del orden de 240° por el lado a tratar.
- 2 arcos: un tangencial externo y otro interno con un recorrido del orden de 50° cada uno.
- 3 arcos: sólo para mamas con cadenas ganglionares, usando un isocentro a la altura del isocentro compartido que se habría utilizado en 3D. La mama se irradia con la misma configuración de 2 arcos tangenciales, y las cadenas supraclaviculares con un arco del orden de 240° con las mismas características que en el primer caso.

Todas las planificaciones se han optimizado con el objetivo de cubrir todos los PTVs con el criterio habitual de $V(95\%Dp) \geq 95\%$, $V(107\%Dp) \leq 2\%$, y a partir de ahí se han analizado los DVHs de los órganos de riesgo.

Resultados:

Siempre que se limita el recorrido del haz evitando incidencias directas el lado contralateral recibe dosis menores y se reduce drásticamente el baño de dosis bajas. Para el caso del pulmón ipsilateral no se observa beneficio.

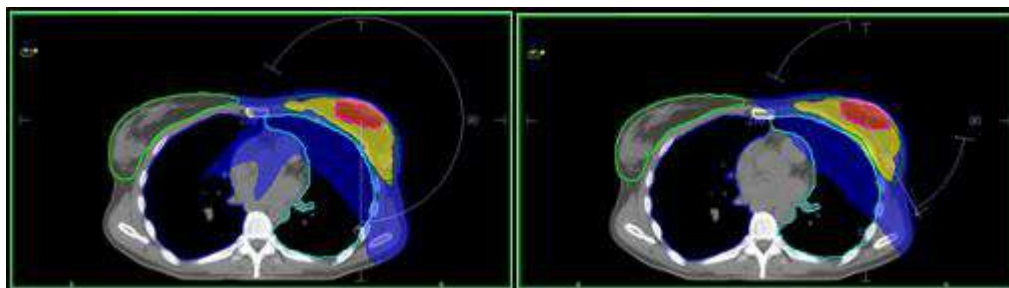


Figure 600: Rojo: 48Gy, amarillo: 40.05Gy, azul: 4Gy

En el caso de 3 arcos, que usa una técnica parecida al isocentro compartido en 3D, se observa un aumento en las unidades de monitor que conllevará más tiempo de tratamiento.

La configuración de 2 arcos es beneficiosa tanto en tiempo de tratamiento como en el histograma, aunque para las cadenas ganglionares, la conformación de las isodosis empeora levemente.

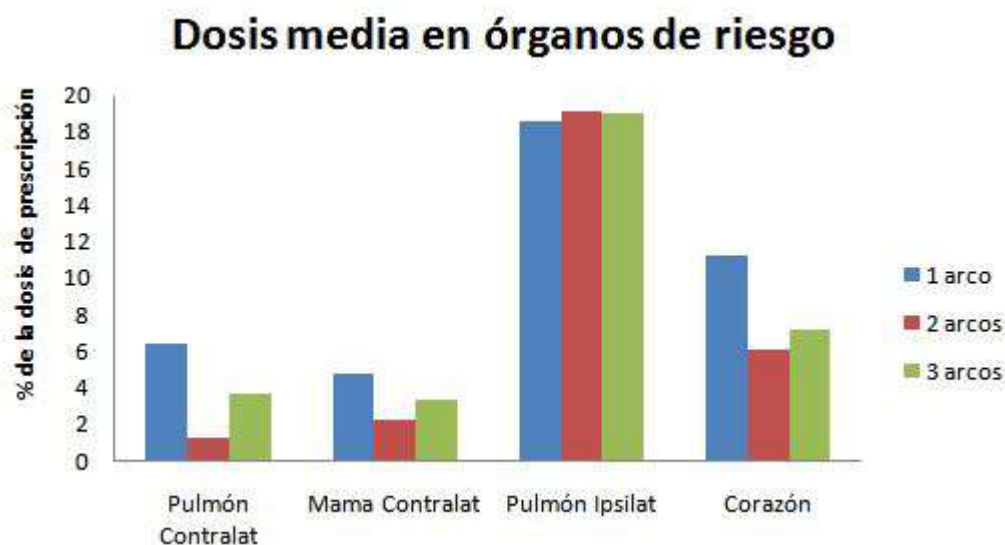


Figure 601: Dosis medias

Discusión:

Si bien es controvertido aún el uso de VMAT para los tratamientos de mama, la conformación de las dosis y el histograma mejoran sustancialmente respecto del 3D.

Cuando la irradiación incluye cadenas ganglionares supraclaviculares, el uso de arcos tangenciales de recorrido limitado, dificulta la conformación de las dosis. La configuración de VMAT con isocentro compartido es un paso intermedio que tiene como beneficio la mejora de las dosis de los órganos de riesgo del lado contralateral, y como inconveniente el aumento de tiempo de tratamiento.

Conclusiones:

Resulta beneficioso limitar siempre el recorrido del arco cuando se irradia la mama de forma exclusiva, ya que ningún órgano empeora, ni la cobertura de los PTVs.

En el caso de las mamas con cadenas ganglionares se debe evaluar en cada caso, si la conformación de las dosis es buena usando arcos de recorrido limitado, o si es necesario utilizar haces directos a pesar del aumento de bajas dosis en el lado contralateral, o el tiempo de tratamiento.

Pósteres Radioterapia / 638

Irradiación corporal total con Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada

Autores: Margarita Melián Jiménez¹ ; Alba Díaz Martín¹ ; Celia Madan Rodríguez¹ ; Ana Tornero López¹ ; Eugenio Ruiz Egea¹

¹ Hospital Universitario de GC Dr. Negrín

Corresponding Author:

Introducción

Para procurar una escalada de dosis en el PTV que preserve los ORs en la irradiación corporal total (TBI) respecto de sus métodos de aplicación tradicionales, analizamos una técnica basada en ar-

coterapia volumétrica (VMAT). Este estudio muestra nuestra experiencia y evaluamos los resultados en el contexto de la literatura existente.

Material y métodos

La técnica consta de un plan con el número mínimo de isocentros que proporcione una cobertura óptima del PTV, 6-7 según la altura del paciente y colocados a lo largo del eje longitudinal del mismo, cada uno con 2-3 arcos (izquierda figura 1). La planificación consta de un plan superior, con el paciente en posición céfalo-caudal y otro inferior, en posición caudal-cefálica, separados bajo la pelvis. El paciente se sitúa en la mesa usual de tratamiento y se inmoviliza con una máscara termoplástica hasta los hombros y un colchón de vacío de hombros a pies.

La prescripción son 6 fracciones de 2 Gy en 3 días, siendo el PTV todo el cuerpo extrayendo piel, pulmones, riñones y ojos.

Utilizamos el planificador Varian Eclipse 13.5.35. Dado el gran volumen del PTV, el tamaño de la malla de cálculo y la resolución de optimización se fijan en 0.5cm. El tratamiento es administrado con el acelerador CLINAC DHX Varian.

Optimizamos cada plan por separado iterativamente, incluyendo en cada iteración volúmenes auxiliares creados a partir de ciertas isodoses del plan suma, disminuyendo progresivamente la sobredosificación de la unión de planes.

Se realizan dos verificaciones dosimétricas independientes para cada isocentro, una mediante el maniquí Octavius 4D (PTW) y otra con Portal Dosimetry (Varian), aplicando el criterio gamma con límite de hasta (5,5) para un 95% del número total de puntos.

Evaluamos los resultados dosimétricos de cuatro pacientes así tratados.

Resultados

Siendo los planes normalizados tal que la isodosis del 95% cubra aproximadamente el 95% del volumen, algunos parámetros dosimétricos de las 4 planificaciones se resumen en la tabla 1 (ver además derecha figura 1). Los valores son comparables a los encontrados en la literatura.

Los tiempos de planificación y cálculo son entre 25 y 30 horas y el tiempo de administración de cada fracción, una media de 1h15min.

Discusión

Esta metodología proporciona con respecto a otros métodos tradicionales un conocimiento más preciso de la dosis administrada, garantizada con la verificación de la dosimetría planificada mediante la medida en maniquí, haciendo innecesaria la dosimetría in vivo.

La TBI así realizada añade incertidumbre en la reproducibilidad debido al uso de múltiples isocentros, la cual se intenta minimizar con la inmovilización del paciente y la realización de imagen OBI en cada isocentro antes del inicio del tratamiento.

Aunque el tiempo de planificación, cálculo y administración del tratamiento es mayor que con técnicas tradicionales, la mejora dosimétrica conseguida compensa esta circunstancia.

Conclusiones

Verificamos la viabilidad de la técnica descrita habiendo conseguido agilizar el procedimiento para aprovechar de un modo eficiente las ventajas que proporciona la VMAT aplicadas a un tratamiento tan complejo como es la TBI.

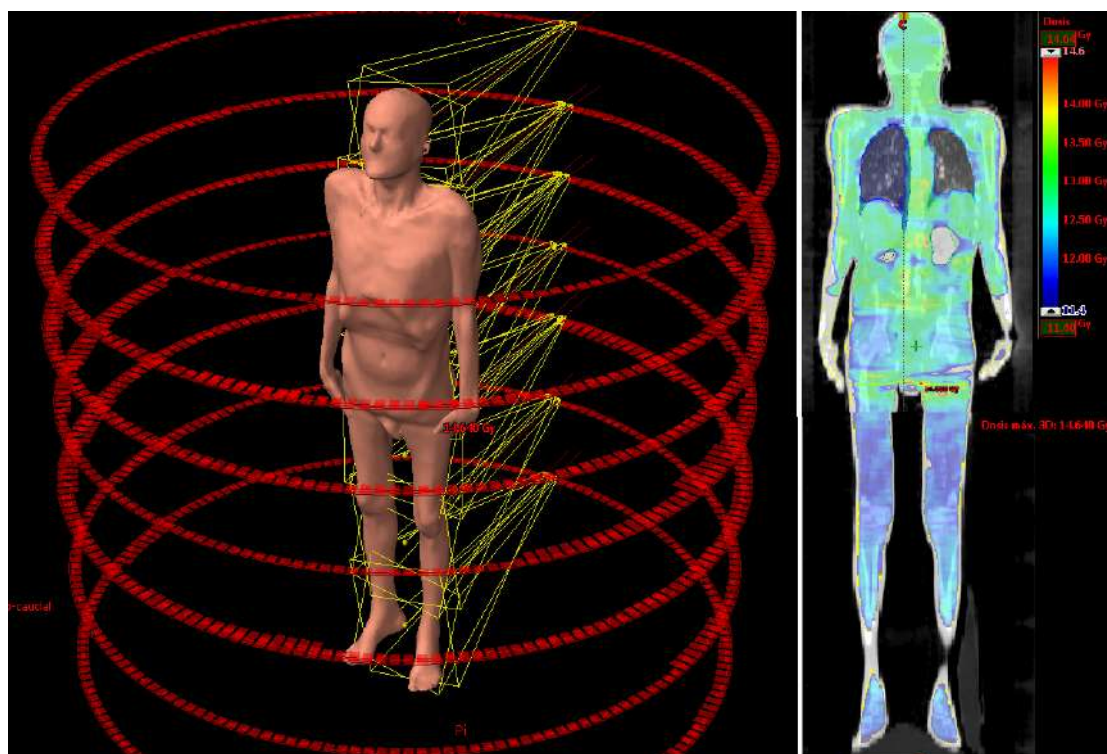


Figura 1. Izquierda: Representación 3D de la distribución de los arcos utilizados. Derecha: Distribución de dosis en *colorwash* entre el 95% de la dosis prescrita y la dosis máxima en el plano coronal.

Figure 602: enter image description here

Paciente	PTV		Pulmones				Higado		Riñón izq.	
	Dmedia Gy	D95% Gy	Dmedia Gy	V0,04cc Gy	V60% Gy	V1500cc Gy	V0,04cc Gy	V100cc Gy	Dmedia Gy	
#1	12,5	11,5	10,4	13,5	10,2	11,1	13,6	8,8	9,0	
#2	12,7	11,6	10,9	13,7	10,7	11,0	13,9	9,8	10,3	
#3	12,4	11,3	10,6	12,6	10,6	10,0	13,1	9,0	9,5	
#4	13,1	11,4	10,7	14,7	10,2	10,6	14,7	13,0	13,0	
Paciente	Riñón der.		Cristalino izq.		Cristalino der.		Porcentaje de PTV que recibe 110, 115 y 120% de la dosis prescrita			
	V100cc Gy	Dmedia Gy	V0,01cc Gy	V0,01cc Gy	V0,01cc Gy	V0,01cc Gy	110%	115%	120%	
#1	8,9	9,7	6,1	5,8	5,3	0,1	0,4			
#2	10,3	10,3	6,3	5,9	19,9	0,8	0,0			
#3	9,1	10,3	8,2	8,8	1,4	0,2	0,0			
#4	13,0	13,0	9,6	8,8	45,7	26,7	0,5			

Tabla 1. Parámetros dosimétricos obtenidos para cada paciente

Figure 603: enter image description here

Pósteres Radioterapia / 568

Planificación Automatizada de Tratamientos 3DCRT

Autores: Javier García Ledesma¹ ; Miguel Ángel Suero Rodrigo¹

¹ Hospital Virgen del Puerto

Corresponding Author: javier.garcial@salud-juntaex.es

Introducción

La automatización de procesos en la planificación de tratamientos de radioterapia nos permite conseguir dos objetivos, una mayor eficiencia del tiempo utilizado por el personal de la Unidad de Radiofísica, tanto de los Técnicos Dosimetristas como de los Radiofísicos Hospitalarios como responsables últimos, también nos permite una estandarización de los diferentes procesos consiguiendo un mayor control de los mismos y por último evitar descuidos errores en la introducción manual de ciertos parámetros.

Materiales y Métodos

El Sistema de Planificación de *Phlips Pinnacle TPS v9.8* de la unidad de Radiofísica del Hospital Virgen del Puerto de Plasencia, tiene una sistema de ejecución de tareas en lotes o Scripts, mediante la grabación de Macros o mediante el uso de código interno.

```

/*-----HEAD AND NECK CONFORM 80G; 30-----*/
/*-----*/
/*-----*/

/*Es necesario CREAR el FTV en primera posición*/
/*Es necesario crear un punto isocí*/

/*Bases de Trial y Prescripción*/
TrialList .Current .Name="ptv1_80G";
TrialList .Current .AddPrescription = "Add";
TrialList .Current .PrescriptionList .Last .MakeCurrent = 1;
TrialList .Current .PrescriptionList .Last .Name = "ptv1_80G";

/*Crea la Matrix de dosis con resolución de 5mm y utilizar algoritmo CC*/
TrialList .Current .DoseGrid .DoseSize.X = "0.2";
TrialList .Current .DoseGrid .Dimension.X = "900";
TrialList .Current .DoseGrid .Origin.X = "-30.00";
TrialList .Current .DoseGrid .DoseSize.Y = "0.2";
TrialList .Current .DoseGrid .Dimension.Y = "900";
TrialList .Current .DoseGrid .Origin.Y = "-30.00";
TrialList .Current .DoseGrid .DoseSize.Z = "0.2";
TrialList .Current .DoseGrid .Dimension.Z = "900";
TrialList .Current .DoseGrid .Origin.Z = "-30.00";

/*Edita la Prescripción con 3000Gy/30 y 28fx*/
TrialList .Current .PrescriptionList .Current .PrescriptionName = "isocí";
TrialList .Current .PrescriptionList .Current .Method = "Prescribe";
TrialList .Current .PrescriptionList .Current .NormalisationMethod = "Point Dose";
TrialList .Current .PrescriptionList .Current .PrescriptionPeriod = "Per Fraction";
TrialList .Current .PrescriptionList .Current .PrescriptionDose = 300;
TrialList .Current .PrescriptionList .Current .NumberOfFractions = 28;

/*Añadir campos en 80G*/
CreateBeam = "Add Beam";
CtRimBeamLayout .Index = 1;
TrialList .Current .BeamList .Current .IsLeftRightIndependent = 1;
TrialList .Current .BeamList .Current .IsTopBottomIndependent = 1;
TrialList .Current .BeamList .Current .MachineEnergyName = "60Votones";
TrialList .Current .BeamList .Current .PrescriptionName = "ptv1_80G";
TrialList .Current .BeamList .Current .IsocenterName = "isocí";
TrialList .Current .BeamList .Current .CWManager .ControlPointList .#80 .Entry = 270;
TrialList .Current .BeamList .Current .CWManager .ControlPointList .#80 .Collimator = 5;
TrialList .Current .BeamList .Current .CWManager .ControlPointList .#80 .Gantry = 0;
TrialList .Current .BeamList .Current .Name = "12";

CtRimBeamLayout .Index = 2;
TrialList .Current .BeamList .Current .DoseMLC = 1;
TrialList .Current .BeamList .Current .AutoGantry = 1;
TrialList .Current .BeamList .Current .AddModifier = "Add Filter";
TrialList .Current .BeamList .Current .CWManager .ControlPointList .Current .ModifierList .Current .StructureToBlock = Skullier .#80 .Name;
TrialList .Current .BeamList .Current .CWManager .ControlPointList .Current .ModifierList .Current .Margin = 1;
TrialList .Current .BeamList .Current .CWManager .ControlPointList .Current .ModifierList .Current .StructureToBlock = "Manual";

CreateBeam = "Add Beam";
CtRimBeamLayout .Index = 1;
TrialList .Current .BeamList .Current .IsLeftRightIndependent = 1;
TrialList .Current .BeamList .Current .IsTopBottomIndependent = 1;
TrialList .Current .BeamList .Current .MachineEnergyName = "60Votones";
TrialList .Current .BeamList .Current .PrescriptionName = "ptv1_80G";

```

Figure 604: Código del Script Utilizado en Tratamientos de CyC

A continuación se muestra las tareas que nos ha permitidos esta herramienta realizar de forma automática, gracias a los SCRIPTS que se han programado en nuestro servicio:

- Nombra de forma estandarizada los planes de tratamiento
- Crea un punto en el centro del volumen objetivo y posiciona el isocentro de los campos en el mismo
- Añade las prescripciones de tratamiento, dosis por sesión y número de sesiones
- Añade los campos de tratamiento de manera estandarizada
- Conformar el MLC a los volúmenes objetivo
- Cambia el algoritmo de dosis a todos los campos

Resultados

En la tabla siguiente se muestra los tratamientos en los que se ha realizado esta automatización, el número de fases de los que constan los mismos, el número de campos totales, el tiempo de realización de las mismas tareas de forma automática, el tiempo de realización de estas tareas de forma manual y la diferencia de tiempo que supone en cada planificación.

Conclusiones

Como se puede observar la programación de estos Scripts permite una mayor eficiencia temporal en la planificación, aunque ha faltado para completar este artículo, valorar la importancia de los mismos en evitar errores o descuidos en la planificación, a priori nos hace pensar que el uso de los mismos evitará muchos de ellos.

Por último, con la programación de estos archivos, nos ha permitido conocer en mayor profundidad esta herramienta del Sistema de Planificación de *Philips Pinnacle TPS v9.8*, que en un futuro no lleve a un mayor aprovechamiento de la misma.

SCRIPT	Nº Prescripciones	Nº Campos	Tiempo AUTO (s)	Tiempo MANUAL (s)	DIF (s)
head_and_neck_50Gy_Conpas_30	1	9	74	435	-361
head_and_neck_50Gy_Conpas_40	1	9	74	435	-361
prostata78Gy_3f_4c5c6c	3	15	50	450	-400
prostata78Gy_2f_5c6c	2	11	50	395	-345
prostata78Gy_2f_4c6c	2	10	45	375	-330
columna_8Gy_3c_ap	1	3	30	120	-90
recto45Gy_1f_3c	1	3	30	125	-95

Figure 605: Tabla de Resultados

Pósteres Radioterapia / 297

SBAP: Un algoritmo automatizado para generar volúmenes en forma de capas en optimización de planes IMRT en Philips Pinnacle

Autores: Alejandro Bertolet Reina¹ ; José Macías Jaén¹ ; José Antonio Terrón León¹ ; Antonio Ortiz Lora¹ ; Héctor Miras del Río¹ ; Rafael Arrans Lara¹

¹ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena (Sevilla)

Corresponding Author: arrans@us.es

Introducción: En este trabajo se presenta un algoritmo automatizado para la optimización de planes de IMRT dividiendo el volumen de planificación (PTV) en regiones de interés (ROIs) en forma de capas. El objetivo es disponer de un algoritmo que funcione de una forma rápida, sencilla y repetible con independencia de la localización anatómica.

Material y métodos: El algoritmo se codifica en forma de script de Philips Pinnacle, generando una serie de ROIs en forma de capa a la que se le asigna un objetivo dosis-volumen para la optimización del plan de una forma escalonada, exigiendo niveles más altos de dosis para las capas más internas. Se presentan tres casos clínicos optimizados en este sistema de planificación de tratamientos empleando

step and shoot, cada uno correspondiente a una localización anatómica diferente: próstata, cabeza y cuello y pulmón. Los planes optimizados automáticamente se comparan con planes “manuales”, es decir, optimizados de acuerdo con la metodología estándar en nuestra institución, para evaluar la capacidad del algoritmo.

Resultados y discusión: Los planes optimizados automáticamente consiguen cumplir con los objetivos de cobertura del PTV y dosis máxima, al menos, al mismo nivel que los planes manuales. Además, los planes optimizados mediante el algoritmo presentan un gran nivel de conformación de dosis en torno a los PTVs definidos en cada caso tras sólo un proceso de optimización (40 iteraciones). Esta conformación implica un gradiente pronunciado, de modo que las distribuciones de dosis obtenidas en órganos de riesgo tienden a ser menores que las producidas por los planes optimizados manualmente. A la vista de los resultados, el algoritmo puede resultar especialmente importante en planes de radioterapia estereotáxica corporal (SBRT).

Conclusiones: El algoritmo produce planes, al menos, de igual calidad que los manuales en varias localizaciones anatómicas. La característica dosimétrica de estos planes es una alta conformación en torno a los volúmenes blanco. La automatización del proceso reduce la complejidad y los recursos en el proceso de planificación de tratamientos de intensidad modulada.

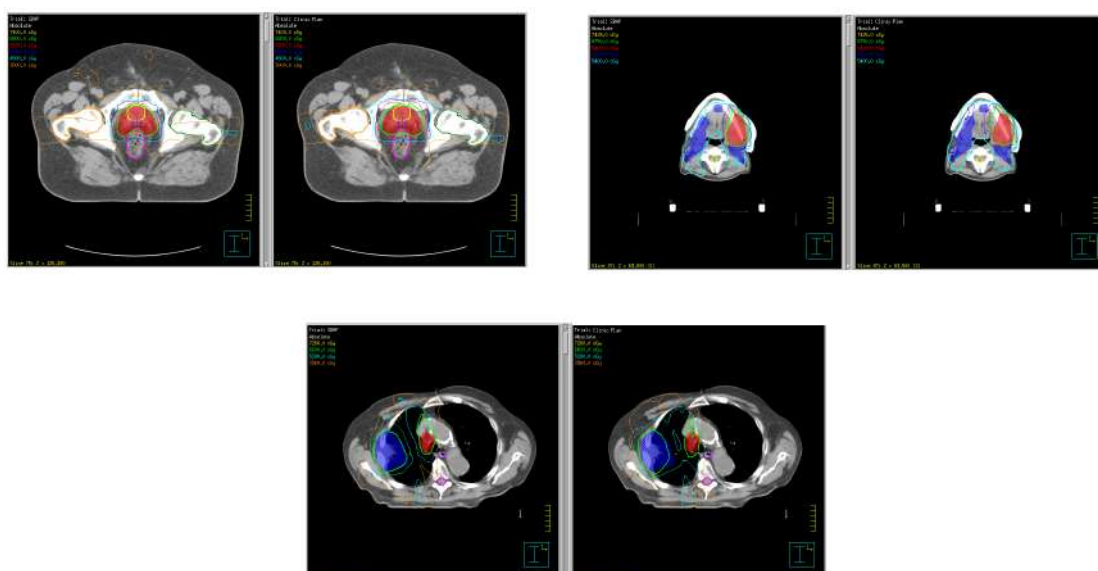


Figure 606: Figura 1. Distribuciones de isodosis en un plano axial para los tres casos presentados. Arriba a la izquierda: caso de próstata. Arriba a la derecha: caso de cabeza y cuello. Abajo: caso de pulmón. Las ROIs rojas y azules representan los PTVs. La línea verde es, en todos los casos, la dosis de prescripción más alta. La línea celeste es la dosis de prescripción más baja en el caso de cabeza y cuello.

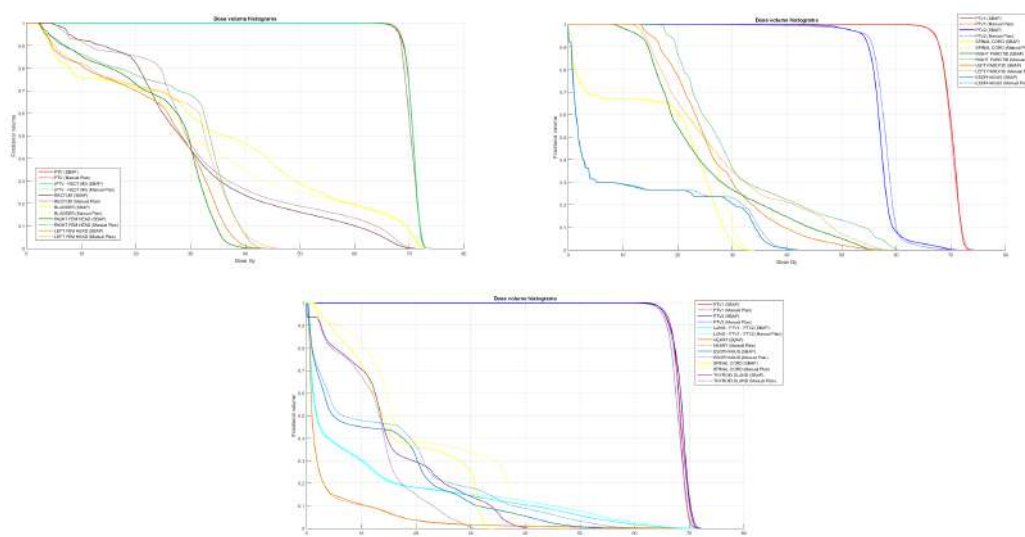


Figure 607: Histogramas dosis-volumen para los tres casos presentados. Arriba a la izquierda: caso de próstata. Arriba a la derecha: caso de cabeza y cuello. Abajo: caso de pulmón.

Pósteres Radioterapia / 434

AUTOMATIZACIÓN DE TAREAS EN ECLIPSE CON AUTOHOTKEY

Autores: Ángel Gaitán Simón¹ ; Alejandro Ferrando Sánchez¹

Co-autores: Mario Leonor Yuste¹ ; Gustavo Pozo Rodríguez¹ ; Marta Manzano Rodríguez¹ ; Ana Isabel Milanés Gaillet¹ ; Raúl Díaz Fuentes¹ ; Eduardo Cabello Murillo¹

¹ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre

Corresponding Author: angel-angasi@hotmail.com

Introducción

Autohotkey es un lenguaje de programación libre para Windows que permite la creación de atajos de teclado, formularios y automatización de procesos. Con esto, el usuario puede realizar tareas repetitivas con cualquier elemento de Windows por medio de macros: extraer datos de ficheros, rellenar campos, *auto-clicking*, abrir programas...

El propósito de este trabajo es la creación de una macro que optimice tareas usuales y repetitivas en el sistema de planificación (SP) Eclipse.

Material y métodos

Se ha usado la versión v1.1.30.01 de Autohotkey en Windows 7 y el SP Varian Eclipse™ v11.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA).

Después de seleccionar y elaborar las macros de interés, se ha escrito un guión de instrucciones (*script*) que muestra un formulario con pestañas para su ejecución en el SP: creación de estructuras (PRVs, PTVs, estructuras auxiliares para controlar la distribución de dosis), adición de campos de verificación, puntos de referencia, niveles de isodosis, descarga de valores de histograma dosis-volumen (HDV), extracción de datos del HDV y su volcado a una hoja de cálculo...

Estas macros se han testeado en diferentes patologías (cabeza y cuello, próstata, cervix, SBRT...) y en diferentes ordenadores del servicio.

Resultados

El *script* se muestra en un menú principal con varias pestañas (fig. 1). La primera sirve de control para asegurar que el paciente es el correcto e indicar al programa con qué ventana debe interactuar.

En la pestaña *Contorno* se indica el número de elementos del conjunto de estructuras, los PTV y PRV que hay y que se desean dibujar. El programa lee los nombres de las estructuras y los muestra en una ventana con desplegables para elegir colores, dosis y márgenes de expansión (fig. 2). Tiene tres botones para desglosar la ejecución del programa según la patología a tratar. También da opción a añadir estructuras de camilla.

En la pestaña *Planificación* se ofrece la opción de añadir campos de verificación AP y lateral 10x10cm², personalizar las isodosias, y añadir un punto de referencia en el isocentro.

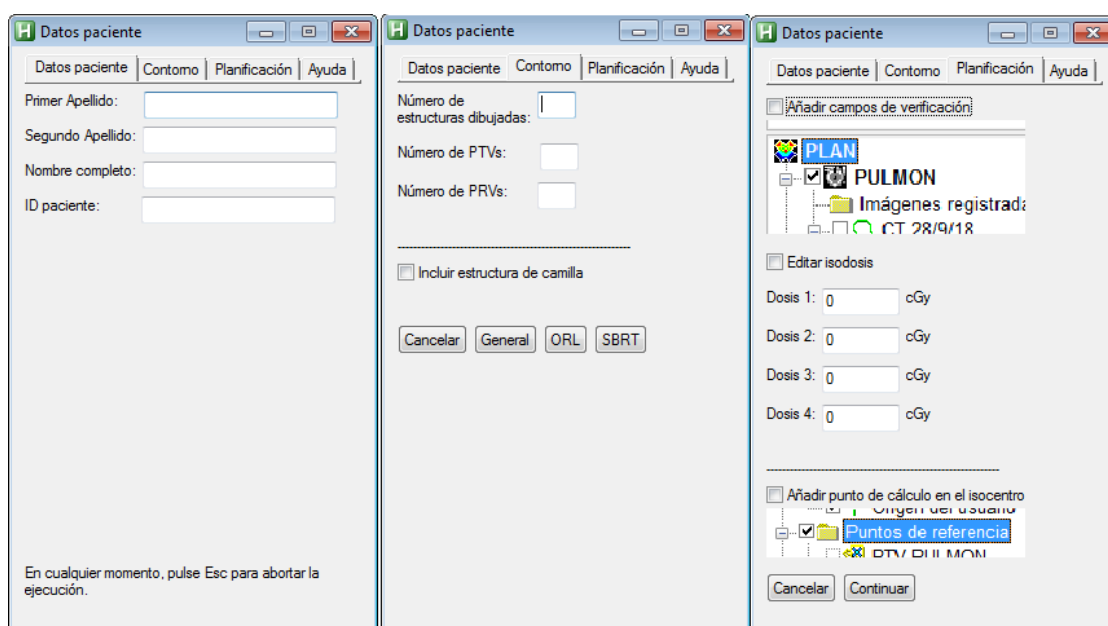


Figure 608: Descripción del menú inicial del programa con sus distintas pestañas.

H Asignación de estructuras

PTV1
 0 Gy Red

PTV2
 0 Gy Red

PTV3
 0 Gy Red

☐ PRV medula 0.5 cm Yellow

☐ PRV cavidad oral 0.3 cm Yellow

☐ PRV tronco 0 cm Yellow

☐ PRV laringe 0.3 cm Yellow

☐ PRV MANDIBULA 0.3 cm Yellow

☐ PRV parótida dch 0.3 cm Yellow

☐ PRV parótida izq 0.3 cm Yellow

☐ PRV QUIASMA 0.3 cm Yellow

☐ PRV nervio óptico dch 0.3 cm Yellow

☐ PRV nervio óptico izq 0.3 cm Yellow

☐ PRV ojo dch 0.2 cm Yellow

☐ PRV ojo izq 0.2 cm Yellow

☐ PRV cristalino dch 0.3 cm Yellow

☐ PRV cristalino izq 0.3 cm Yellow

☐ PRV coclea dch 0.3 cm Yellow

☐ PRV coclea izq 0.3 cm Yellow

☐ PRV faringe 0 cm Yellow

☐ Hombros

☐ Anillo a 2mm del PTV

Tipo de camilla:

☒ Fina

☐ Media

☐ Gruesa

Cancelar Empezar

Figure 609: Avance del programa tras la selección de estructuras en la pestaña Contorno

Discusión

El *script* se ejecuta e interacciona correctamente en el módulo de contorno como en el de planificación del SP, ganando automatismo, comodidad y velocidad respecto a la operación manual.

Dado que otros procesos pueden ser ejecutados concurrentemente por el ordenador se ha añadido un botón para abortar la ejecución si se observa un mal comportamiento del programa. La ejecución de macros no debe ser nunca desatendida, requiere supervisión de resultados y operaciones intermedias. Por ello, el salvado final en la base de datos del SP se ha reservado manual y expresamente al usuario.

Conclusiones

La utilización del presente *script* supone liberar gran carga de trabajo tanto para el radiofísico como para el técnico dosimetrista. Combinado con el uso de plantillas, posibilita uniformizar y estudiar procedimientos de planificación. Muestra el potencial del software AutoHotkey para tareas rutinarias en Windows, siempre bajo supervisión.

Pósteres Radioterapia / 303

IRRADIACIÓN PROFILÁCTICA CRANEAL CON PROTECCIÓN DE HIPOCAMPO MEDIANTE IMRT DINÁMICA (SLIDING WINDOW)

Autores: Francisco Clemente Gutierrez¹ ; Francisco Javier San Miguel Avedillo¹ ; Pablo Chamorro Serrano¹ ; Joaquín Navarro Castellón² ; Juan de Dios Saez Garrido² ; Concepción López Carrizosa² ; Carmen Ibañez Villoslada² ; Marta Domínguez Morcillo² ; Paula Sáez Bueno² ; Estefanía Ruiz Alcaide²

¹ Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

² Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

Corresponding Author: pclementegutierrez@gmail.com

1. INTRODUCCIÓN

La irradiación profiláctica craneal en el carcinoma de pulmón microcítico constituye un tratamiento habitual, orientado a disminuir la incidencia de metástasis cerebrales e incrementar la supervivencia. No obstante, la irradiación craneal se ha mostrado correlacionada con diversas secuelas neurológicas a medio y largo plazo, como pérdida de memoria o reducción de la capacidad de concentración y aprendizaje. Las causas se han asociado a la afectación del hipocampo, en concreto a sensibilidad frente a la radiación de las células progenitoras neurales, situadas en dicha estructura. Se ha propuesto la irradiación craneal con protección de hipocampo como alternativa para minimizar la toxicidad neurológica. El presente estudio muestra los resultados dosimétricos para la irradiación profiláctica craneal con protección de hipocampo mediante radioterapia de intensidad modulada (IMRT) dinámica.

1. MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha analizado el caso de una paciente, irradiada mediante la técnica anteriormente mencionada. La paciente fue simulada empleando máscara termoplástica. Los hipocampos fueron contorneados siguiendo las recomendaciones de la ROTG 0933. Se definió un margen de 5 mm sobre los hipocampos, con el fin de generar un evitable para facilitar el proceso de optimización. Se definieron también como órganos de riesgo el quiasma, nervios ópticos y cristalinos. El PTV fue establecido tomando el parénquima cerebral, con una expansión de 5 mm, sustrayendo la estructura evitable del hipocampo. Se prescribió una dosis de 25 Gy, administrados en 10. Se empleó Monaco (v. 5.1, Elekta) para generar un plan de tratamiento, empleando una unidad Synergy (Elekta), con un colimador multi-lámina (MLC) MLCi2 (1 cm en el isocentro). Tras analizar varias alternativas, se optó por emplear una IMRT dinámica (sliding window) con 9 incidencias, separadas 30°, empleando 381 segmentos. Para la prescripción, se adaptaron los criterios de la RTOG: $V_{25} \geq 90\%$ y $D_{2\%} \leq 33$ Gy para el PTV; $D_{100} \leq 10$ Gy y $D_{max} \leq 17$ Gy para los hipocampos; $D_{max} \leq 33$ Gy para quiasma y nervios ópticos.

1. RESULTADOS

Las dosis obtenidas fueron: $V_{25} = 94.8$ y $D_{2\%} = 29.6$ Gy para PTV; $D_{100} = 9.2$ Gy y $D_{max} = 16.9$ Gy para hipocampos; $D_{max} = 29.3, 28.7$ y 6.9 Gy para quiasma, nervios ópticos y cristalino, respectivamente.

1. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos cumplen las condiciones de la RTOG. El empleo de un MLC con láminas de 1 cm en el isocentro no ha supuesto una limitación a la hora de poder afrontar el tratamiento descrito. No obstante, se ha seleccionado la técnica sliding window frente a la volumétrica, tras comparar las distribuciones de dosis obtenidas con ambas.

1. CONCLUSIONES

El plan de tratamiento generado cumple los criterios de la RTOG 0933 tanto para PTV, como para órganos de riesgo. La irradiación profiláctica craneal con protección de hipocampo mediante técnicas moduladas ha sido posible para la paciente, a pesar de la limitación en el tamaño del MLC.

Pósteres Radioterapia / 694

NUEVA TÉCNICA DE ARCOTERAPIA MONOISOCÉNTRICA PARA CARCINOMA DE MAMA BILATERAL

Autor: IAGO JOSE GONZALEZ VECIN¹

Co-autores: VICTOR VIALLARMIN RODRIGUEZ ¹ ; ANA AVELINA SAMPRIETO PEREZ ¹ ; ELENA MEDINA LIMON ¹ ; GEMA MARTIN CALE ¹ ; PATRICIA BOLANOS MARTIN ¹ ; ATTENERI HERNANDEZ PEREZ ¹ ; EDUARD MASSANA MELCHOR ² ; JONHATHAN SUAREZ ARTEAGA ³ ; EUGENIO RUIZ EGEA ¹

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GRAN CANARIA DR NEGRIN

² HOSPITAL UNIVERSITARIO COMPLEJO DE GRANADA

³ COMPLEJO HOSPITALARIO DE JAEN

Corresponding Author: iagojgv@gmail.com

Introducción

Uno de los carcinomas más frecuentes en radioterapia externa es el de mama. A lo largo de los años se han ido innovando nuevas técnicas (3D, IMRT, Arcoterapia, Híbrida...) para mejorar la distribución de la dosis y evitar los órganos sanos adyacentes.

La mama es una zona difícil de planificar porque está rodeada de órganos vitales como los pulmones, corazón, mama contralateral, médula, tiroides...

Además dependiendo del caso se puede requerir irradiar otros volúmenes en el tratamiento: boost, ganglios nodales y mamaria interna.

Uno de los casos mayor dificultad tanto en planificación como en posicionamiento es la irradiación de la mama bilateral.

Típicamente la mama bilateral se planifica con 1 isocentro por cada mama, lo que dificulta aún más el posicionamiento en el acelerador. Además se pueden generar sobredosificaciones en línea media debido al solapamiento entre las 2 dosimetrías.

Presentamos una técnica de planificación con 1 isocentro y que usa 5 arcos dinámicos completos para ambas mamas. Con esto reducimos el tiempo de tratamiento, aumentamos la reproducibilidad y evitamos sobredosificaciones.

Hemos implementado esta técnica en nuestro servicio y presentamos 7 de los casos recogidos de mama bilateral que se prescribieron 40 Gy en 15 sesiones a cada mama. Alguno de los casos pueden tener afectación nodal incluyendo mamaria interna.

Material y Métodos

Empleamos el planificador Eclipse® 13,5 de Varian Inc. Insertamos 5 arcos completos con un sólo isocentro colocado tal como se muestra en Fig1.

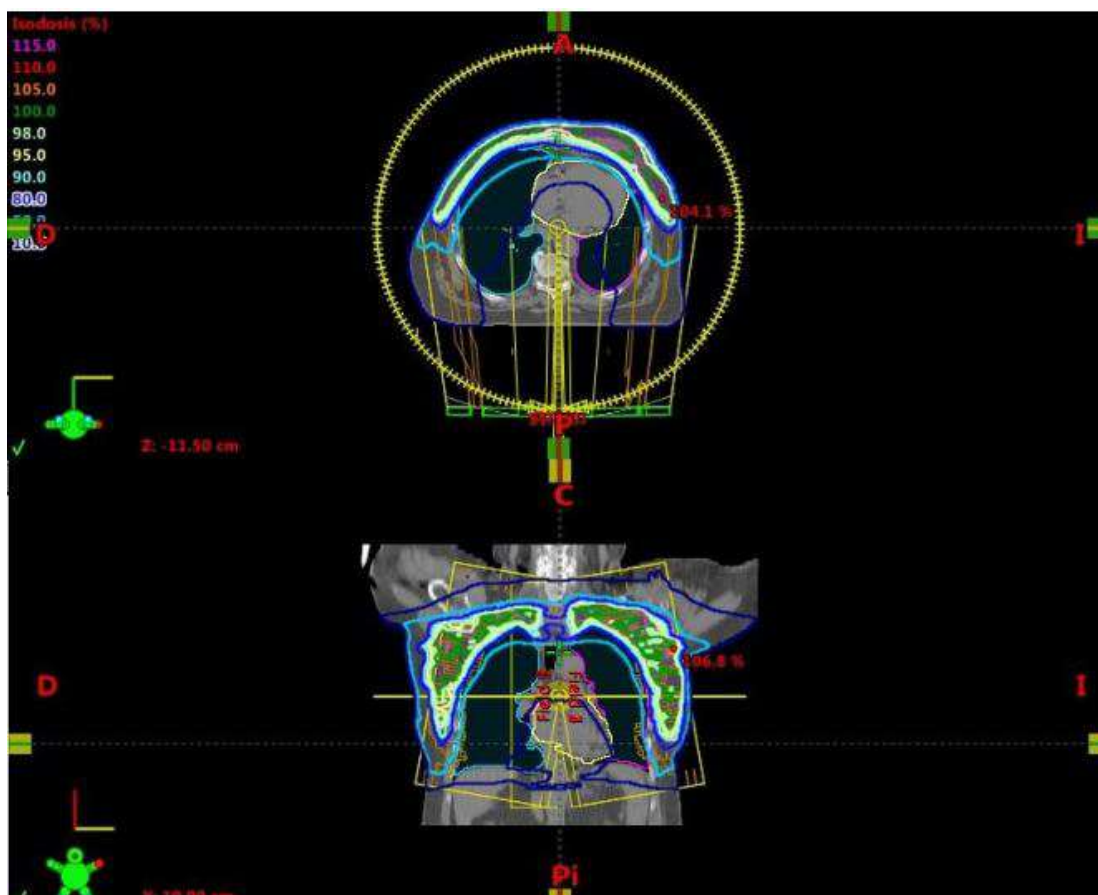


Fig1- Dosimetría de mama bilateral. Los 5 arcos completos tienen el isocentro colocado en el centro de las mamas en la línea media y entre 5-7 cm hacia el centro del paciente.

Figure 610:

Los 2 primeros arcos se deberán ajustar el colimador a la vista tangencial interna y externa del tumor de la mama derecha. Se hace lo mismo con los 2 siguientes para la mama izquierda. El 5 arco simplemente tendrá colimador=0 y tendrá un tamaño de campo simétrico de 16 cm.

Es importante tener un protocolo para generar skin flash para los arcos para asegurar la reproducibilidad del tratamiento (usando p. ej bolus, expansión de PTVs...) y que los tamaños de campo de los 5 arcos no excedan los 17 cm para evitar el efecto over-travell de las láminas.

Hemos usado Cone Beam CT para el posicionamiento de las pacientes aumentado así la reproducibilidad del tratamiento.

Resultados

Hemos reducido el tiempo de tratamiento a prácticamente la mitad gracias al uso de 1 isocentro. En la siguiente tabla se muestran los valores de los histogramas de las 7 pacientes.(Fig2).

Paciente	MD D95%	MD D2%	MI 95%	MI D2%	NodD D95%	NodD D2%	NodI D95%	NodI D2%	Coraz media	PulmI D20
1	93,88%	103,87%	95,38%	103,62%	94,63%	104,12%	95,88%	103,62%	7,7	23
2	94,38%	107,54%	94,88%	106,37%					4,5	18,9
3	96,13%	107,87%	94,88%	107,12%	96,38%	103,87%	0,00%	0,00%	4,19	15
4	95,03%	104,44%	95,16%	103,85%	95,11%	104,74%	84,59%	104,44%	5,87	23,4
5	95,16%	103,35%	94,93%	103,47%	96,28%	103,10%	95,76%	103,17%	4,78	20,2
6	94,43%	101,60%	95,06%	123,95%					5,1	12,9
7	92,44%	103,78%	93,02%	105,08%			94,00%	104,00%	6,17	15,43
Paciente	PulmI D10	PulmI D30	PulmD D20	PulmD D10	PulmD D30	Med max	Hígado Med	Tiroides Med	CabD max	CabI max
1	30,5	18	24,1	31,1	18,5	30,6	11,1	37	29,7	27,2
2	27	11,7	19,7	27,8	12,2	6	7,4	0,6	0,7	1,5
3	28	10	21,9	31	15,1	10,5	5,8	17,5	39,1	11,5
4	30,57	15,71	25,42	32,01	17,58	34,15	10,61	11,37	35,52	36,49
5	27,94	13,13	21,21	27,74	14,12	26,5	3,2	11,85	37,48	37,3
6	19,34	9,83	12,83	21,35	8,97	6,88	8,56	0,98	3,73	3,58
7	24,86	11,33	15,70	26,17	10,28	18,72	12,12	23,68	22,04	32,69

Fig2. Tabla con los valores dosimétricos de las coberturas de PTVs en dosis relativa: MD (Mama Derecha), MI (Mama Izquierda), NodD (Nodales Derecha), NodI (Nodales Izquierda). Dosis absoluta de los constraints de los órganos de riesgo relevantes: Coraz (Corazón), PulmI (Pulmón Izquierdo), PulmD (Pulmón Derecho), Med (Médula), Hígado, Tiroides, CabD (Cabeza Humeral Derecha), CabI (Cabeza Humeral Izquierda).

Figure 611:

Evaluación

Todas las pacientes han cumplido las restricciones de dosis impuestas a los órganos de riesgo y unas coberturas alrededor del 95% en los PTVs. Cabe destacar que el tiempo de tratamiento se reduce a la mitad y que no hay zonas de solapamiento de dosis en comparación a planificaciones de 2 isocentros.

Conclusiones

Hemos implementado una técnica de arcoterapia con un solo isocentro. Los beneficios son notables tanto en el tiempo de tratamiento como dosimétricos. Viendo los resultados se seguirán planificando con esta técnica los futuros tratamientos de carcinoma bilateral de mama.

Pósteres Radioterapia / 305

Verificación de los límites de dosis absorbida para planificaciones con AcurosXB

Autores: Ibán Conles Picos¹ ; María Jesús Cesteros Morante² ; Ana Rosa Aparicio Martín² ; José Manuel González Sancho²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de León.

² Complejo Asistencial Universitario de León

Corresponding Author: mcesteros@saludcastillayleon.es

Introducción.

Tal y como establecíamos en un estudio recientemente publicado en la Revista de Física Médica¹, la utilización del algoritmo AcurosXB (AXB) para el cálculo de las dosimetrías clínicas implica tomar

precauciones a la hora de considerar los valores limitantes de dosis absorbida con los que evaluamos los órganos de riesgo (OAR). Esto se debe a los distintos valores de dosis absorbida que ofrece AXB frente al algoritmo anterior, Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), en las distintas regiones del cuerpo. En dicho trabajo ofrecíamos una metodología estadística para establecer nuevas restricciones en los parámetros del HDV que cada Servicio utiliza para evaluar la bondad y seguridad de una dosimetría, para tres localizaciones típicas: Pulmón, próstata y cabeza y cuello. Aunque el artículo estuviese enfocado hacia las planificaciones VMAT, la metodología es totalmente aplicable para cualquier técnica de tratamiento. Este trabajo presenta los resultados de la validación experimental (estadística) de dicha metodología tras un año de aplicación en nuestro Servicio.

Material y Método.

Una vez adoptado en nuestro Servicio el algoritmo AXB con cálculo de dosis en medio (AXBm) las nuevas restricciones de dosis que debemos considerar al evaluar una dosimetría son:

Cabeza-Cuello			Pulmón			Próstata (2,5Gy/fracción)		
OAR	Limite AXBm	Limite tradicional	OAR	Limite AXBm	Limite tradicional	OAR	Limite AXBm	Limite tradicional
Tronco	$D_{max} < 50,2\text{Gy}$	52Gy	Esófago	$D_{max} < 64\text{Gy}$	66Gy	Recto	V54<49%	V54<50%
PRV tronco	$D_{max} < 56\text{Gy}$	60Gy		V50<39%	40%		V58<34,3%	V58<35%
Médula	$D_{max} < 44\text{Gy}$	45Gy		$D_{med} < 33\text{Gy}$	34Gy		V63<24,3%	V63<25%
PRV médula	$D_{max} < 48,5\text{Gy}$	50Gy	Médula	$D_{max} < 44,2\text{Gy}$	45Gy	Vejiga	V67<14,3%	V67<15%
Parótidas-PTV	$D_{med} < 25,3\text{Gy}$	26Gy	PRV médula	$D_{max} < 48,9\text{Gy}$	50Gy		V58<49,4%	V58<50%
Parótida contralateral	$D_{med} < 19,4\text{Gy}$	20Gy	Pulmones-PTV	V20<35%	35%		V63<34,6%	V63<35%
Mandíbula	$D_{max} < 64,1\text{Gy}$	66Gy		V10<45%	45%	Bulbo pene	$D_{med} < 49,3\text{Gy}$	51Gy
Tiroides	$D_{med} < 38,5\text{Gy}$	40Gy		$D_{med} < 19,8\text{Gy}$	20Gy	Cabezas Femorales	$D_{max} < 48,8\text{Gy}$	50Gy

Figure 612: enter image description here

Tabla 1. Límites derivados estadísticamente para el cálculo con AXBm en contraposición a los límites tradicionales.

Para comprobar la validez de estos nuevos criterios de restricción, se seleccionan pacientes planificados con AXBm y la técnica VMAT, que cumplen los nuevos límites establecidos y se recalculan los planes, utilizando el algoritmo AAA, comprobando si dicho cálculo cumple las restricciones tradicionales. Nótese que recalcular los planes no implica optimizar de nuevo. Los parámetros evaluados del HDV de los OAR son los que vienen indicados en la tabla 1.

Resultados.

Se realiza la verificación para 30 pacientes con localización de cabeza y cuello, de pulmón y de próstata. En todos los casos en los que el plan AXBm cumple las nuevas restricciones de dosis absorbida para los OAR, su cálculo con el algoritmo AAA cumple las restricciones tradicionales.

Discusión.

La comprobación de la metodología para establecer limitaciones de dosis absorbida y la verificación de estas nuevas limitaciones supone un recurso inmediato para los Servicios de Dosimetría cuando asumen el reto de cambiar desde algoritmos tipo A o B hacia algoritmos tipo Monte Carlo o que resuelven la ecuación de transporte de Boltzmann (AXB), mientras no se establezcan restricciones de dosis absorbidas para los OAR con estos nuevos algoritmos más exactos.

Conclusión.

Los resultados obtenidos validan la metodología y permiten utilizar los límites de dosis absorbida calculados, con total seguridad.

Bibliografía.

I. Conles, A. Aparicio, E. Cenizo, MJ Cesteros, F. Barrio. Implicaciones clínicas de la planificación con Acuros, en tratamientos de pulmón, cabeza-cuello y próstata. Rev Fis Med 2018;19(2):19-28

Pósteres Radioterapia / 698**SBRT en metástasis hepáticas. Evaluación de dosis impartida en OAR más próximo por medio del registro deformable de imagen**

Autores: Ana Martínez Felipe¹ ; Miguel Cámara Gallego² ; Felipe Orozco Martínez¹ ; David Sevillano Martínez¹ ; Rafael Colmenares Fernández¹ ; Ana Belén Capuz Suárez¹ ; Daniel Prieto Moran³ ; Juan David García Fuentes¹ ; María José Béjar Navarro⁴ ; Rafael Morís Pablos¹ ; Feliciano García Vicente¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² HU Ramón y Cajal

³ Hospital Universitario Ramón y Cajal

⁴ H.U. Ramón y Cajal

Corresponding Author: annemar90@gmail.com

Introducción: La Radioterapia Estereotáxica Extracraneal (SBRT) es una técnica radioterápica de alta precisión que permite irradiar con dosis muy altas – ablativas- lesiones localizadas fuera del cráneo, como es el caso de las metástasis hepáticas. Este tipo de tratamiento requiere de una alta precisión, además de estar influenciada por el movimiento respiratorio y se han de utilizar técnicas de control del mismo. A nivel de la lesión, cuando ésta se encuentra muy cercana a algún órgano de riesgo (intestino o estómago) se reduce el margen al PTV para preservarlo lo máximo posible y no sobrepasar el límite de dosis máxima establecido en dicho órgano.

Con ayuda de un nuevo módulo de dosimetría adaptativa del sistema de planificación (SP) se estudió la dosis recibida en un pequeño volumen dentro del órgano de riesgo en la zona más cercana al PTV con el fin de estudiar si el movimiento del órgano entre sesiones permite dosis máximas mayores al OAR durante el proceso de planificación.

Material y métodos: A los pacientes seleccionados de SBRT hepática cuentan con IGRT diaria para el posicionamiento previo al tratamiento. El SP, Pinnacle v.16, por medio del módulo de adaptativa “Dynamic Planning”, permite deformar el TC de planificación según el conjunto de imágenes del CBCT tomado como referencia, mediante el algoritmo de registro de imagen deformable Demons. Éste emplea información sobre intensidad de píxeles con parámetros optimizados para el caso CT-CBCT debido a las características propias de dichas imágenes. Dicho algoritmo crea un campo de deformación vectorial entre los dos conjuntos de imágenes, deformando vóxeles, contornos y dosis de las imágenes del CTplan según la referencia.

Se dibujaron pequeños volúmenes auxiliares lo más próximos al PTV dentro del órgano problema en el CTplan para cuantificar cuánto difiere la dosis acumulada durante el tratamiento de la dosis planificada.

Resultados: De los pacientes disponibles, destacan tres por tener el PTV muy cercano a los órganos de riesgo (estómago e intestinos), llegando uno de ellos a solaparse incluso. Se toman como dato dosis máximas en OAR y volúmenes auxiliares. Los resultados se muestran en la siguiente tabla:

OAR	D _{máx} (mGy) OAR		(%)	D _{máx} (mGy) vol. 1 dentro OAR		(%)	D _{máx} (mGy) vol.2 dentro OAR		(%)
	CTplan	CBCT		CTplan	CBCT		CTplan	CBCT	
Estómago Paciente 1	2991	2924,5	2,22	2881,1	2839,6	1,44	3000,3	2849,9	5,01
Intestino Paciente 2	3344,8	3085,2	7,76	3508,1	3284,2	6,38	2092,8	2169,2	-3,65
Intestino Paciente 3	4330	4292,6	0,86	4330	4297,9	0,74			
Estómago Paciente 4	1499	1043	30,42	1512,4	1071,3	29,17			
Intestino Paciente 5	1854,5	1036,3	44,12	1907,7	1035,9	45,70	1056,9	704,4	33,35

Figure 613: enter image description here

Discusión: La proyección de la dosis absorbida en la imagen CBCT previa al tratamiento permite estimar la dosis acumulada durante el tratamiento en el volumen auxiliar. Centrándose en los tres primeros casos, en los que la distancia entre PTV y OAR afecta al margen del primero, la máxima diferencia de dosis está en torno al 7%. Esto indica que el OAR, aun encontrándose en una posición ligeramente distinta a la del TC de planificación, recibe dosis similares a las planificadas. Por tanto, se han de respetar los límites de dosis máxima y márgenes entre PTV y órgano problema.

Pósteres Radioterapia / 248

Comparación de dosimetrías en tratamientos de cáncer de mama con técnica IMRT y VMAT

Autores: María Denia Vilches Fernández¹ ; Carmen Herrero Capellán¹ ; Patricia Santín Crespo² ; Diana Alonso Castellanos^{None} ; Manuel Vilches Pacheco³

¹ IMOMA

² Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias

³ CENTROM MÉDICO DE ASTURIAS / IMOMA

Corresponding Author: denia.vilches@imoma.es

Introducción

En el tratamiento tradicional de radioterapia de cáncer de mama se usan campos tangenciales, pudiéndose utilizar segmentos creados manualmente para mejorar la cobertura y los órganos de riesgo. Existe un grupo de pacientes que presentan unas características anatómicas o requieren de unos objetivos dosimétricos específicos siendo candidatas al empleo de técnicas de intensidad modulada (IMRT) incluida la arcoterapia de intensidad modulada (VMAT). En nuestro caso presentamos una comparativa entre tratamientos de cáncer de mama planificados mediante técnica IMRT y VMAT en 4 pacientes.

Material y métodos

Se analizan y comparan varios parámetros de 4 tratamientos de cáncer de mama planificados mediante las técnicas IMRT y VMAT impartidas con fotones de 6MV de energía nominal en un acelerador TrueBeam STx de Varian. Se utiliza un sistema planificador Eclipse 15.5 de Varian para el diseño y cálculo de la dosimetría clínica. Dentro de la técnica VMAT distinguimos dos métodos para realizar los tratamientos, mediante semiarco que irradia entre las direcciones tangenciales (ST) o mediante semiarcos que evitan la irradiación directa de la mama, con “avoidance sectors” de entre 80 y 100° (Short Arcs o SA).

Resultados

Se presentan los resultados obtenidos en dos tablas. En la tabla 1 se muestran las diferencias (en %) de UM, Dmáx y Dmín entre IMRT, ST y SA. En la tabla 2 se muestran los valores de dosis en órganos de riesgo (pulmones, corazón y mama contralateral) obtenidos para cada técnica.

Discusión

La cobertura de los PTVs no muestra diferencias significativas entre técnicas con diferencias entre 1% y 3% para dosis máximas, las diferencias en Dmín son mayores de hasta 10% entre IMRT y SA. En tres de los 4 tratamientos el número de UM para el tratamiento en IMRT supera en más de un 40% a ST. La técnica SA es la que menos UM necesita para impartir el tratamiento.

En cuanto a los órganos de riesgo, en el pulmón ipsilateral tanto V20 como V10 es menor en ST que en IMRT en 3 de los 4 casos y que en SA en los 4 casos. Dmed es menor en los 4 tratamientos en ST. Para pulmón el contralateral la dosis es mucho menor en la técnica SA. La Dmedia en corazón varía entre pacientes y para cada técnica. La Dmed en mama contralateral es menor en IMRT en 3 de los 4 casos.

Conclusiones

Se aprecian mejoras en los órganos de riesgo en general para las técnicas de VMAT. Dentro de la técnica VMAT, los órganos de riesgo contralaterales se protegen más con el método SA, sin embargo en el pulmón ipsilateral se tienen dosis menores con el método ST. La dosis media en el corazón es menor en IMRT. Podremos elegir entre cualquiera de los tres métodos dependiendo de los objetivos del tratamiento.

	IMRT-ST (%)	IMRT-SA (%)	ST-SA (%)
<i>UM</i>	9	25	17
	61	63	3
	45	57	21
	54	55	2
<i>Dmáx</i>	1	0,03	1
	3	3	-0.03
	0.5	1	0.3
	1	0.3	1
<i>Dmín</i>	-9	-10	-1
	1	2	1
	0.3	4	4
	-4	-3	1

Figure 614: Tabla 1

ORGANO		IMRT	VMAT (ST)	VMAT (SA)
Pulmón ipsilateral	V20 (%)	24,2	21,35	23,2
		33	24	30,5
		18,8	16,6	19,8
		23,5	23,7	24,15
	V10 (%)	32,1	35,9	38,7
		64,8	39	47,5
		33,9	32	33
		54,9	41,5	43,67
	Dm (Gy)	12.25	11.63	13.43
		17.73	12.91	16.25
		11.95	9.33	10.59
		15.24	14.18	14.43
Pulmón contralateral	V5 (%)	0	15	0,01
		55,6	35	2,35
		2,3	16	0,78
		9,5	59,7	0,04
	Dm (Gy)	0.12	3.33	1.03
		6.81	4.67	1.53
		0.88	2.81	0.82
Corazón	Dm (Gy)	1.50	6.02	0.99
		0.54	7.75	2.26
		11.71	6.96	10.50
		5.27	5.31	5.18
Mama contralateral	Dm (Gy)	1.45	12.27	4.57
		0.31	2.73	2.29
		3.07	4.76	1.3
		2.05	2.88	2.13
		0.61	4.77	2.76

Figure 615: Tabla 2

Pósteres Radioterapia / 323

Planificación Basada en el Conocimiento. Primeras Impresiones con RapidPlan™.

Autores: Oscar Pera Cegarra¹ ; Enric Fernandez-Velilla¹ ; Ismael Membrive Conejo¹ ; Palmira Foro Arnalot¹ ; Jaume Quera Jordana¹

¹ Parc de Salut Mar

Corresponding Author: jquera@parcdesalutmar.cat

1. Introducción:

Nuevas tecnologías como el Big Data y el Machine Learning están llamadas a tener un gran impacto en la práctica clínica habitual de todas las especialidades médicas. En el campo de la Radioterapia, sin embargo, son aun escasas las aplicaciones pese al gran potencial que poseen. RapidPlanTM es una licencia de VARIAN para su planificador Eclipse que ofrece una estimación (previa a la planificación dosimétrica) del Histograma Dosis-Volumen final. Siendo también capaz de asignar de forma automática los pesos para el proceso de optimización de las dosimetrías moduladas (IMRT o VMAT).

En nuestro hospital, hemos entrenando el primer modelo en España de RapidPlanTM para tratamientos de cabeza y cuello (ORL). El objetivo del póster es transmitir unas primeras impresiones que puedan servir de referencia o guía los servicios interesados.

2. Materiales y métodos:

Software: ARIA 13.6, Eclipse 13.7 y Model Configuration 13.7 (VARIAN).

Se ha realizado el entrenamiento de un modelo basado en Machine Learning para tratamientos con IMRT (20%) o VMAT (80%) de pacientes con cáncer de orofaringe. Para ello se ha utilizado un set de 34 pacientes (siendo 20 el mínimo) tratados entre julio de 2017 y diciembre de 2018 con TrueBeam Stx y un fraccionamiento de 70 o 66Gy en el tumor (ver Tabla 1). Todos los planes han sido verificados mediante un maniquí Delta4 (ScandiDos) con un Índice Gamma superior al 95% para un criterio del 3% y 3mm. Los órganos de riesgo segmentados y los constraints utilizados pueden consultarse en la Tabla 2.

El proceso se divide en dos fases: la extracción y el entrenamiento. Durante la primera fase se extrae de cada plan por separado la información referente a la geometría de los campos, los PTV, los OAR y la distribución de dosis. Posteriormente, durante la segunda fase, se entrena un modelo individual para cada uno de los órganos de riesgo y los volúmenes de tratamiento (2 máximo). El programa dispone además de una serie de herramientas de análisis estadístico para valorar el papel de cada plan en el resultado final, de manera que se puedan excluir o replantear los outliers (casos extremos).

Una vez entrenado el modelo es preciso validarlo, para lo que se precisa de un nuevo set de pacientes. Nuestro modelo está actualmente completado, pendiente de validación para poder ser utilizado en la práctica clínica. Para ello se compararán dosimetrías realizadas con y sin la ayuda de RapidPlanTM.

3. Resultados y Discusión:

Desde el punto de vista del usuario encargado de entrenar el modelo, RapidPlanTM ofrece una interfaz de trabajo y un nivel de integración con Eclipse óptimos. Sin embargo, el proceso de entrenamiento es lento y laborioso debido a su naturaleza iterativa y a los tiempos de procesado que requiere. La información estadística sobre el modelo se ofrece de forma clara y es suficientemente exhaustiva.

Por parte de VARIAN, la documentación disponible es escasa. Carencia que en gran medida se suple con un buen soporte técnico.

Los resultados preliminares, así como las publicaciones relacionadas y las tendencias actuales de la medicina en general, y la radioterapia en particular, apuntan a la gran relevancia que a medio plazo este podría tener para un servicio de Radiofísica.

4. Conclusiones:

El software RapidPlanTM puede ser una importante herramienta en el futuro de la planificación dosimétrica. Pero para ello, en el estado actual, se requiere una gran inversión de tiempo. También es necesaria por parte de VARIAN la incorporación ciertas mejoras para optimizar el proceso.

Cadenas Latero-Cervicales (Gy)	Tumor (Gy)	días	#
54,0	66,0	33	3
50,0	70,0	35	1
52,5	70,0	35	16
56,0	70,0	35	6
58,1	70,0	35	8

Figure 616: Dosis y fraccionamientos

Medula Espinal	Max Dose	45,0	Gy
Parótida (unilateral)	Mean Dose	20,0	Gy
Constrictores Faringeos	Mean Dose	50,0	Gy
Laringe	Max Dose	50,0	Gy
	1 cc	73,5	Gy
Cavidad Oral	V27	50,0	%
Mandíbula	V55	20,0	%
Tiroides	V45	50,0	%
Coclea	Mean Dose	45,0	Gy
Cerebro	1cc	60,0	Gy
Tronco cerebral	Max Dose	54,0	Gy
Quiasma	Max Dose	54,0	Gy
Nervios Ópticos	Max Dose	55,0	Gy
Esófago	Mean Dose	34,0	Gy
	V35	50,0	%
	V50	40,0	%
	V70	20,0	%

Figure 617: Constraints

Pósteres Radioterapia / 500

DATOS DOSIMÉTRICOS EN TRATAMIENTOS HIPOFRACCIONADOS CON VMAT EN CA DE MAMA LOCALMENTE AVANZADA: RESULTADOS PRELIMINARES

Autores: MAGNOLIA RINCON PEREZ¹ ; Miguel Alarcia Noci² ; María Ángeles García Castejón³ ; Sylvia Gómez-Tejedor Alonso⁴ ; Jose Maria Penedo Cobos² ; Ruben Gonzalez Abad⁵ ; Escarlata López Ramirez⁶

¹ HOSPITAL FUNDACION JIMENEZ DIAZ

² Fundacion Jimenez Diaz

³ Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz

⁴ fundacion jimenez diaz

⁵ Fundación Jiménez Díaz

⁶ *Fundacion Jimenez Díaz*

Corresponding Author: miguel.alarcia@quironsalud.es

Introducción

Los resultados obtenidos de ensayos clínicos y series institucionales apoyan que el hipofraccionamiento es efectivo y seguro para el tratamiento radioterápico adyuvante del cáncer de mama y ganglios linfáticos.

El desarrollo de nuevas técnicas más precisas y exactas como la VMAT ha permitido maximizar la dosis de radiación en el tumor, al mismo tiempo que minimiza la exposición de los tejidos sanos circundantes.

Objetivo:

El objetivo de este trabajo es analizar los datos dosimétricos en pacientes con cáncer de mama localmente avanzado tratadas en nuestro Servicio con radioterapia hipofraccionada usando VMAT.

Material y método

En 2018 en nuestro Servicio de Oncología Radioterápica se han tratado 24 pacientes seleccionadas (mama pequeña, no prótesis..) con cáncer de mama localmente avanzado mediante radioterapia adyuvante hipofraccionada con VMAT.

A todas se les hizo un TAC de simulación cada 0.5cm con respiración libre en decúbito supino y cabeza girada contralateralmente. Para la reproducibilidad del tratamiento se uso el inmovilizador de Elekta BreastStep y un ConeBeamCT diario.

Según las guías RTOG (Radiotherapy and Oncology Guidelines) se contornearon, por un lado, la mama, axila y fosa supraclavilar como volumen a tratar y por otro lado, los órganos de riesgo: corazón, coronarias, pulmones y mama contralateral. La expansión del PTV es de 0.5 cm excluyendo la piel.

Para el plan de tratamiento se usó la técnica VMAT con fotones de 6MV generados en el acelerador Agility de Elekta. Consistió o bien en un doble arco continuo de 240° o bien 2 dobles arcos tangenciales de unos 45° (semiarcos). El cálculo se hizo con el planificador MONACO versión 5.10 y se usó el parámetro de autoflash= 2.5 cm.

La dosis prescrita para el PTV fue 42.56 Gy en 16 sesiones de 2.66 cGy/sesión 5 días a la semana (esquema canadiense)

Los datos registrados fueron para el PTV los índices de conformidad (IC) y heterogeneidad (IH) suministrados por MONACO.

También se analizaron: dosis media (Dm) y V20 del pulmón ipsilateral, dosis media del pulmón contralateral, dosis media del corazón, V10 de arterias coronarias y V5 de mama contralateral.

Resultados:

La edad media de los pacientes fue 62 años (rango: 41-85)

Los resultados dosimétricos quedan reflejados en la tabla1 (media $\pm$ desviación estándar)

Discusión

En este trabajo hay que tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- Nuestra serie es limitada y seleccionada.
- Esta línea de tratamiento aún se está consolidando con estudios que están en marcha y la práctica clínica diaria.
- En un futuro sería conveniente analizar el beneficio de la inmovilización con colchones individualizados.

Conclusiones:

Según nuestra experiencia, en las mamas localmente avanzadas tratadas con hipofraccionamiento con VMAT, los valores dosimétricos del PTV y órganos de riesgos cumplieron los requisitos establecidos por QUANTEC.

No obstante, el hipofraccionamiento no es apropiado para todos los pacientes y debe ser individualizado y resultado de una decisión compartida entre médico-físico y paciente.

Podría ser el nuevo tratamiento estándar y debería ser ofrecido a la mayoría de las pacientes, ya que es seguro, más cómodo y coste-efectivo

PTV	PULMÓN IPSILATERAL	PULMÓN CONTRALATERAL (Gy)	CORAZÓN (Gy)	CORONARIAS (%)	MAMA CONTRALATERAL (%)
IC=0.8 ±0.08	D _m =(11.8 ±1.0)Gy	D _m =3.9 ±0.7	D _m =(7.2 ±1.3)	V ₁₀ =17.8 ±7.8	V ₅ =0.96 ±0.65
IH=1.06 ±0.02	V ₂₀ =(10.9 ±3.7)%				

Figure 618:

Pósteres Radioterapia / 407**Implementación de la VMAT para el tratamiento del meduloblastoma****Autor:** Carla Manjón García¹**Co-autores:** María del Carmen Castellet García¹ ; Francisco Javier Ponce Navarro¹ ; Virginia Morillo Macías¹ ; Juan López Tarjuelo¹¹ Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón**Corresponding Author:** carlamanjon45@gmail.com

Objetivo: Comparar los resultados de las planificaciones craneoespinales usando dos técnicas de radioterapia externa, la conformada tridimensional y la VMAT.

Materiales y métodos: El estudio consta de 3 pacientes adultos en decúbito prono con prescripción de 1,8 Gy/fracción.

Las planificaciones con 3D son las que se calcularon mediante el planificador RayStation (RaySearch Laboratories, Estocolmo, Suecia) con el algoritmo de cálculo Collapsed Cone Convolution utilizando haces de fotones de 6 y 18 MV. Uno de los pacientes se trató en un Acelerador Elekta Precise (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia) y los dos restantes en un Elekta Synergy. La irradiación del holocráneo se realizó con dos haces laterales opuestos y la médula espinal con haces directos.

Con VMAT se planificaron retrospectivamente los mismos 3 tres pacientes con el mismo planificador usando arcos duales cortos de fotones de 6 MV para ser administrados en un Acelerador Elekta Versa. Dependiendo de la longitud del PTV se situaron dos o tres isocentros. El área de superposición fue lo más extensa posible. Por consiguiente, los planes tienen dos o cuatro arcos para la columna más dos para el cerebro.

Las diferencias dosimétricas de ambas técnicas se evaluaron con isodosis, con histogramas Dosis-Volumen y con parámetros dosimétricos (tabla 1). Se aplicó la prueba de T-Student para cuantificar las diferencias entre ambas técnicas. Pero como el tamaño de la muestra es pequeño, sólo se obtuvieron valores de p estadísticamente significativos cuando las diferencias fueron muy acusadas.

Resultados y discusión: Con la VMAT se consigue una distribución de dosis en el PTV más homogénea y conformada, una cobertura mejor y un menor volumen con sobredosificaciones que con la 3D. La técnica 3D administraría mayor dosis puntual que las planificaciones realizadas con VMAT. D_{99%} sería mayor para la VMAT que para la 3D y D_{1%} sería menor para VMAT. Estos valores hacen pensar que con la VMAT existen menos infradosificaciones y sobredosificaciones (tabla 1).

Tabla 1: Análisis dosimétrico del PTV. D_{max} corresponde con la dosis máxima dentro del volumen del paciente. $D_{1\%}$, $D_{95\%}$ y D_{media} es la dosis máxima, mínima y media dentro del PTV. $V_{95\%}$ y $V_{107\%}$ es el volumen que recibe una dosis del 95% o del 107% de la prescrita. CI es el índice de conformación y HI es el índice de homogeneidad, ambos basados en la propuesta de Cao et al. Los valores de p destacados en negrita significan que las diferencias entre las técnicas son estadísticamente significativas.

PACIENTE	1		2		3				
Técnica	3DCRT	VMAT	3DCRT	VMAT	3DCRT	VMAT	3DCRT	VMAT	p
D_{max} (Gy/fracción)	2,15	2,02	2,26	2,00	2,07	1,99	$2,16 \pm 0,10$	$2,004 \pm 0,013$	0,109
$D_{1\%}$ (Gy/fracción)	1,99	1,90	2,01	1,93	1,91	1,91	$1,97 \pm 0,06$	$1,914 \pm 0,012$	0,216
$D_{95\%}$ (Gy/fracción)	1,35	1,70	1,44	1,68	1,76	1,80	$1,5 \pm 0,2$	$1,73 \pm 0,06$	0,134
D_{media} (Gy/fracción)	1,84	1,84	1,84	1,85	1,85	1,86	$1,842 \pm 0,006$	$1,853 \pm 0,010$	0,159
$V_{95\%}$ (%)	97,74	98,84	96,25	98,49	99,32	99,85	98 ± 2	$99,1 \pm 0,7$	0,124
$V_{107\%}$ (%)	4,57	0,12	7,34	1,00	0,14	0,23	4 ± 4	$0,5 \pm 0,5$	0,203
CI	0,59	0,79	0,55	0,81	0,61	0,77	$0,58 \pm 0,03$	$0,79 \pm 0,02$	0,020
HI	0,15	0,08	0,21	0,10	0,07	0,05	$0,14 \pm 0,07$	$0,08 \pm 0,02$	0,119

Figure 619: Tabla 1

En la vista sagital de la 3D aparece la gota de dosis altas y en la axial hay un tubo de dosis que recorre el paciente. En cambio, en la VMAT, la gota desaparece y las dosis altas disminuyen, pero existen mayores dosis absorbidas bajas repartidas concéntricamente alrededor del volumen blanco (figura 1).

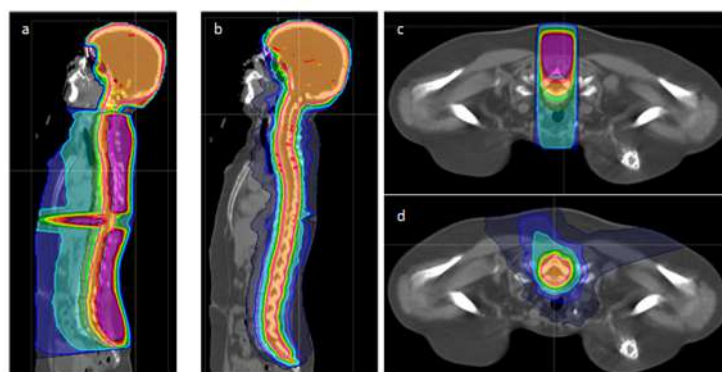


Figura 1: Distribución de las isodosis en vista axial y sagital. Imágenes a y c: tratamientos con 3DCRT e imágenes b y d: tratamientos con VMAT

Figure 620: Figura 1

Del análisis de los OAR, se concluyó que su irradiación no seguía ninguna tendencia porque la VMAT no es una técnica cuyo objetivo principal sea disminuir la dosis absorbida en estos. Se podrían disminuir estas dosis si en el optimizador se hubieran definido unos objetivos para disminuirlas por debajo de los valores en 3D.

En resumen, los resultados muestran que con la VMAT se consigue una dosis absorbida más homogénea y una mayor cobertura a cambio de una irradiación mayor en pulmones y ojos, principalmente.

Conclusión: La realización del tratamiento del meduloblastoma con VMAT es viable, con una mayor homogeneidad y conformación en el volumen blanco, se disminuyen las sobredosificaciones y se consigue una mayor cobertura frente a los tratamientos en 3D.

Autores: carlos baeza monedero¹ ; Nerea López Martín^{None} ; María Perucha Ortega²

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

² Hospital Universitario Virgen el Rocío

Corresponding Author: carlosjuanbaeza@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Planteamos el caso de un mesotelioma pleural maligno (MPM), patología rara y muy agresiva que tiene una alta mortalidad registrada. Presentamos un estudio comparativo entre Tomoterapia y VMAT, planteando una dosis de 54 Gy a 1.8 Gy fracción.

OBJETIVOS

Este estudio pretende evaluar la calidad de planes de tratamiento para el caso de un volumen pulmonar reducido, en el que no se encuentra margen (menos de 2cm) entre los extremos del CTV, imposibilitando la creación de un gradiente alto de dosis para disminuir la dosis en pulmón.

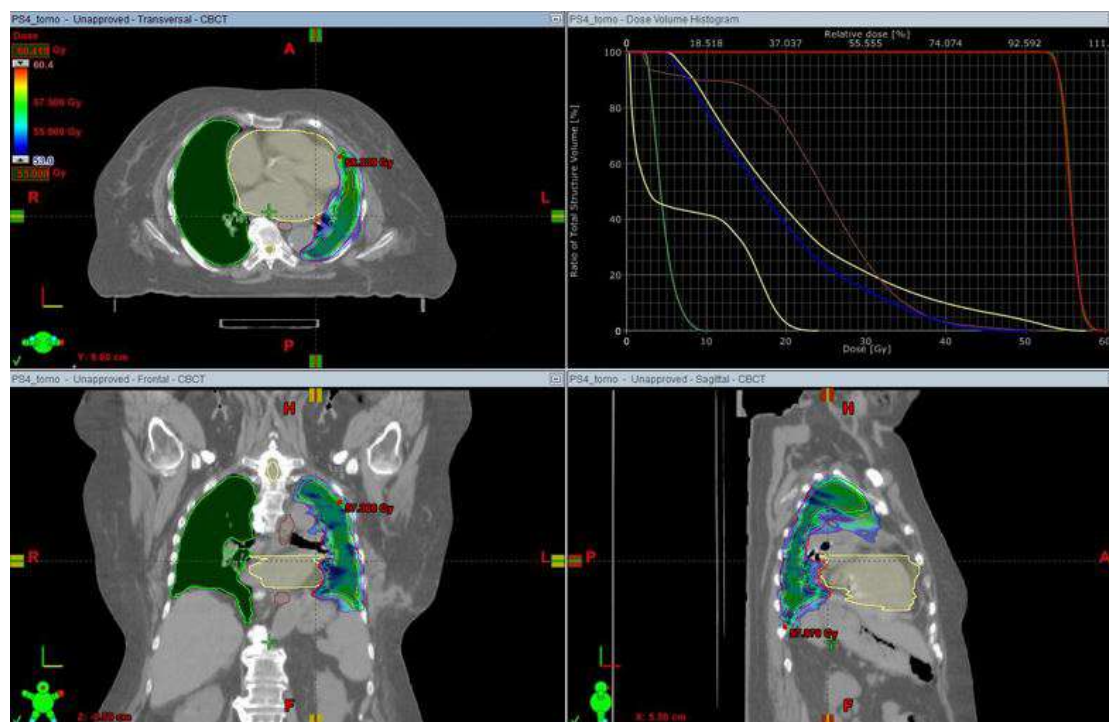


Figure 621: Contorneo y distribución dosimétrica de la planificación (Eclipse)

Se diseñan dos tratamientos, uno realizado con un Linac Varian DHX (Eclipse), y un segundo tratamiento simulado en la Tomoterapia con el planificador Thomo Planning, siendo nuestro objeto de estudio el análisis de la cobertura del PTV y las dosis en órganos de riesgo, destacando la importancia del V5 del pulmón contralateral que está altamente correlacionado con el riesgo de neumonitis.

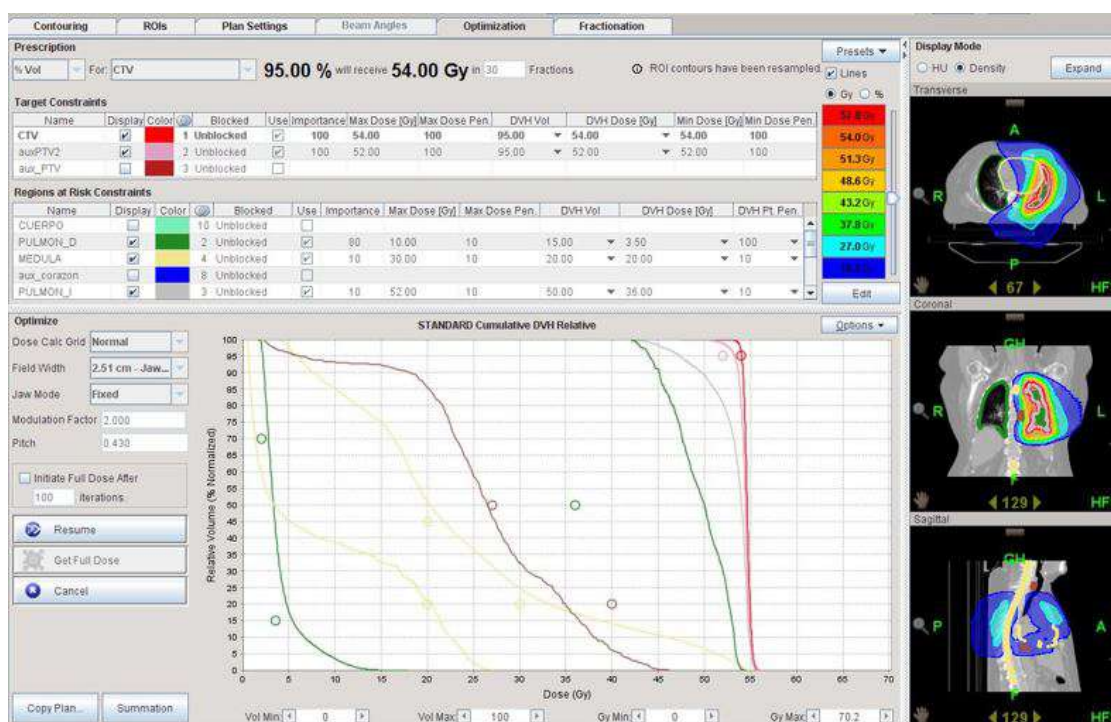


Figure 622: Planificación realizada con TPS Tomotherapy

METODOLOGÍA

Para el caso del Varian DHX, se plantea una VMAT con dos semiarcos [330°-179°], con el fin de incidir lo menos posible por el pulmón sano. Se hace uso de la función Normal Tissue para forzar al máximo los gradientes dentro del pulmón.

RESULTADOS

En ninguna de las dos opciones se consigue disminuir notablemente la dosis en el interior del pulmón afectado, el margen se encuentra por debajo de los 2cm del interior de pulmón, que corresponde con los márgenes recomendables para poder crear un fuerte gradiente de dosis. Las coberturas del volumen de prescripción son mejores en el caso de la tomoterapia, obteniendo un índice de conformidad mayor al obtenido con el linac DHX. Los órganos de riesgo tienen dosis máximas y dosis medias inferiores y el volumen auxiliar aux_ptv3 (interior del PTV) reduce un 10.2% la dosis media.

Este valor podría haber sido mayor en el caso de tener un margen superior a 2cm entre los extremos internos del PTV (pleura), liberando el pulmón afecto y pudiendo alcanzar valores en el volumen interior por debajo del 60% de la dosis de prescripción.

VOLUMEN DE ESTUDIO	TTO LINAC DHX	TTO TOMOTERAPIA
CTV		
<i>Min dose</i>	51.5 Gy	52.4 Gy
<i>Max dose</i>	60.1 Gy	55.9 Gy
<i>Mean dose</i>	55.5 Gy	54.7 Gy
PTV		
<i>Min dose</i>	52.8 Gy	48.3 Gy
<i>Max dose</i>	59.4 Gy	56.5 Gy
<i>Mean dose</i>	55.6 Gy	54.4 Gy
<i>Aux_PTV3</i>	<i>Mean dose 55.3 Gy</i>	<i>Mean dose 47.78 Gy</i>
ESÓFAGO		
<i>Max dose</i>	50.8 Gy	45.8 Gy
<i>Mean dose</i>	24.0 Gy	26.4 Gy
PULMÓN CONTRALATERAL		
<i>V5</i>	29.8 %	16.3%
PULMÓN IZQUIERDO		
<i>Mean dose</i>	55.9 Gy	52.1 Gy
PULMONES		
<i>V20</i>		
<i>Mean dose</i>	18.6 Gy	16.6 Gy

Figure 623: Resumen dosimétrico. Valoración de organos de riesgo y distribución de dosis de cobertura sobre PTV.

Además, hay que destacar, para el caso de la Tomoterapia, la disminución de la dosis en pulmón, en concreto del V5 en pulmón contralateral, correlacionado con el riesgo de neumonitis. Basándonos en los estudios de lesiones pulmonares de Minatel et al, vemos como en el caso del Linac, estamos en los valores límites, mientras que para el tratamiento propuesto en la Tomoterapia, encontramos un V5 de 16.3%.

CONCLUSIONES

Para el caso del paciente analizado, los resultados con la Tomoterapia ofrece ciertas ventajas significativas sobre el Linac DHX. Las curvas de homogeneidad del PTV, con un índice de conformación un 5.1% mejor, y el V5 de pulmón contralateral, también con una diferencia con respecto al linac del 44%, definen a la Tomoterapia como el equipo indicado frente a nuestra otra opción.

Pósteres Radioterapia / 655

Comparativa 3D-CRT vs IMRT en tratamientos de mama con afectación de cadena ganglionar mamaria interna.

Autores: Ignacio Javier Castro Ramirez¹ ; Luis Ángel Quiñones Rodríguez² ; Diana Vicent Granado^{None}

¹ HUPM

² Hospital Universitario Puerta del Mar (Cadiz)

Corresponding Author: simancas.cai@gmail.com

IMRT				3D-CRT				Dif (IMRT-3D-CRT) %		
V95	V20 ipsi	V30 cor	V10 contral	V95	V20 ipsi	V30 cor	V10 contral	V20 ipsi	V30 cor	V10 contral
100	21,66	7,92	0,51	93,3	23,3	21	0,2	-1,64	-13,08	0,31
96,93	26,9	4,41	7,54	97,7	35,3	8,4	0,3	-8,4	-3,99	7,24
97,1	24,56	7,07	11,51	93,9	31,4	7,9	0,4	-6,84	-0,83	11,11
96,1	25,96	8,55	5,33	95,6	35,3	25,3	10,1	-9,34	-16,75	-4,77
100	22,79	8,52	0	89,5	28,8	23,5	4,8	-6,01	-14,98	-4,8
								-6,45	-9,93	1,82

Figure 624: Comparativa 3D-CRT vs IMRT

Introducción

Ante el aumento de tratamientos con necesidad de radiar la cadena mamaria interna ocurrido en nuestro centro, se plantea la necesidad de cambiar la técnica de tratamiento debido a los altos valores de los índices dosimétricos en los órganos de riesgo habituales en dosimetría clínica.

En este sentido, es recomendable comparar los tratamientos de cáncer de mama con afectación de la cadena ganglionar mamaria interna, realizados con técnicas de 3D-CRT e IMRT.

Material y métodos

Elegimos un conjunto de cinco pacientes con afectación de la mamaria interna y los planificamos en los dos sistemas de planificación disponibles en nuestro centro, esto es, PCRT3D v 6.0.2 y Pinnacle v 9.10.

Para compararlos, manteniendo recubrimientos y dosis medias a los volúmenes blanco aceptables, se analizan las siguientes dosis en los órganos de riesgo: V20 (volumen cubierto por 20 Gy) para pulmón ipsilateral, V30 para corazón (volumen cubierto por 30 Gy) y V10 (volumen cubierto por 10 Gy) para mama contralateral.

Resultados

En la tabla 1 se muestran los resultados preliminares de la comparativa de ambas técnicas. Se observan diferencias notables de las dosis citadas en el pulmón ipsilateral y en el corazón (6.45 % y 9.93 % respectivamente) siempre a favor de la técnica IMRT.

Respecto a las dosis en la mama contralateral, el resultado es inverso y poco clarificador (1.82 %) debido al aumento de las dosis bajas en tratamientos de IMRT por las incidencias que se utilizan.

Esperamos aumentar la muestra de tratamientos en el futuro, antes del envío de comunicaciones.

Discusión y conclusión

Ante la necesidad de radiar la cadena ganglionar mamaria interna, cuando existe afectación, además de los volúmenes objetivo habituales en esta patología y a la vista de los resultados obtenidos en esta comparativa, decidimos usar la técnica de IMRT para este tipo de patologías pese a los problemas organizativos que plantea y a la mayor tardanza en la preparación (tratamientos que necesitan ser verificados previamente). Respecto a la organización, decir que la inclusión de estos tratamientos hace que otros tipos de patologías no puedan tratarse con técnicas de IMRT por cuestiones de tiempo de máquina.

Pósteres Radioterapia / 352

Optimización automática de planificaciones de mama izquierda con el planificador Monaco

Autores: Teresa Valdivielso Lopez¹ ; Gema Ruiz Galán² ; Rafael Ayala Lázaro¹ ; María Jesús García Hernández³ ; Angel Infestas Maderuelo⁴

¹ H.G.U. Gregorio Marañón

² HGU.Gregorio Marañón

³ HGU. Gregorio Marañón

⁴ H.G.U Gregorio Marañón

Corresponding Author: teresavaldivielso@gmail.com

Introducción

Nuestro grupo desarrolló el programa Autoflow que interactúa externamente con el sistema de planificación Elekta Monaco y permite automatizar la optimización de planificaciones de VMAT

e IMRT. Introducir la automatización en el proceso de planificación tiene un impacto positivo en la optimización de los recursos de un servicio y en la reducción de la variabilidad entre dosimetristas.

En un trabajo anterior se evaluó este programa en un estudio retrospectivo con pacientes con cáncer de próstata. Los buenos resultados de este estudio alentaron su extensión a otras localizaciones.

El propósito de este trabajo es verificar la validez de Autoflow en tratamientos de cáncer de mama izquierda.

Material y métodos

Se realizó un estudio retrospectivo de 48 planes de VMAT de mama izquierda siendo re-optimizados con Autoflow. Todas las pacientes recibieron tratamiento de 50 Gy durante 25 sesiones.

Las planificaciones parten de una plantilla que consta de 2 arcos de VMAT de 220°. En los parámetros de segmentación se seleccionaron 2 arcos por campo como máximo y una “fluence smoothing” media. El cálculo se realizó con el algoritmo Monte Carlo y el modo de optimización “constrained”.

Se utilizó la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon para evaluar la significancia estadística ($p < 0.05$) entre los planes generados con Autoflow y manualmente.

Resultados

Los 48 planes generados automáticamente cumplen con los protocolos clínicos en vigor en el servicio. La figura 1 muestra la diferencia entre los planes automáticos y los generados manualmente en el volumen del tumor (PTV), y la figura 2 la diferencia en las dosis recibidas por los pulmones.

La cobertura del PTV 50Gy ($V_{95\%}$) aumenta un 1.51% ($p < 0.001$) mientras que el porcentaje de sobredosificación ($V_{107\%}$) se incrementa únicamente en un 0.16% ($p < 0.001$).

En cuanto a los pulmones, se reduce el $V_{20\text{Gy}}$ del pulmón ipsilateral en un 1.82% ($p = 0.036$) y el $V_{5\text{Gy}}$ aumenta en un 11.44% ($p < 0.001$), mientras que en el pulmón contralateral disminuye el $V_{5\text{Gy}}$ en un 5.44% ($p = 0.002$), siendo el $V_{20\text{Gy}}$ inapreciable.

Discusión

Hemos comprobado que la planificación del tratamiento radioterápico del cáncer de mama con Autoflow, mejora notablemente la cobertura del PTV sin que haya diferencia apreciable en la dosis recibida por los órganos de riesgo. Concretamente, en el pulmón contralateral las dosis bajas ($V_{5\text{Gy}}$) disminuyen así como las dosis altas ($V_{20\text{Gy}}$) en el pulmón ipsilateral, aunque en este último se observa un aumento de las dosis bajas.

Conclusiones

Al contrario de lo que ocurría en el caso del estudio previo de cáncer de próstata, los resultados no son netamente mejores al usar Autoflow. Sin embargo, sí que ha demostrado dar unos resultados similares y clínicamente aceptables añadiendo una serie de ventajas claras: permitir el uso de recursos computacionales en horas no laborables y minimizar la variabilidad entre dosimetristas.

Pósteres Radioterapia / 708

Variación de la Complejidad de los Planes de Tratamiento como función del Algoritmo de Optimización

Autores: Javier García Ledesma¹ ; Javier Sánchez Ruipérez²

¹ Hospital Virgen del Puerto

² Hospital Universitario de Badajoz

Corresponding Author: ruipe90@gmail.com

Introducción

La cuantificación de la complejidad de los haces de tratamiento nos permite valorar, cómo de sensible es un tratamiento a los cambios de posicionamiento del paciente y además en algunos artículos se ha demostrado que la complejidad de los campos de tratamiento están relacionado con el número de puntos que pasan una gamma 3%/3mm.

La complejidad de un haz de tratamiento la hemos cuantificado con el índice *Beam Area (BA)* y con *Beam Modulation (BM)*:

$$BA_i = \frac{MU_{ij} \cdot t_{ijk} \cdot x_{12ijk}}{MU_i}$$

$$BM_i = 1 - \frac{\sum_j MU_{ij} \cdot A_{ij}}{MU_i \cdot U(AA_{ij})}$$

donde t_{ijk} es la anchura en cm de cada lámina, x_{12ijk} es la apertura de la lámina en cm, MU_{ij} son la UM de cada segmento, MU_i son las UM totales de cada campo, A_{ij} es el área de cada segmento y $U(A_{ij})$ es la unión todas las áreas de los segmentos de un campo.

Materiales y Métodos

Para obtener los dos anteriores índices de complejidad de una forma automatizada, hemos utilizado un software propio realizado en *MATLAB R2018a*, que nos permite contabilizar estos dos índices, Beam Área y el Beam Modulation, para cada campo y el promedio del plan de tratamiento.

Se ha verificado su funcionamiento mediante la realización de campos simples dinámicos en los que se ha calculado los índices manualmente y se ha comprobado el resultado automático obtenido por el programa

Figure 625: Interfaz Gráfico del Software de Medición de la Complejidad

Se ha valorado como se modifican estos dos índices en planes de tratamiento de próstata con irradiación de ganglios, realizados con *IMRT* y con 7 campos de tipo *Step & Shoot*, en un Sistema de Planificación de Tratamientos de *Philips, Pinnacle 16.2 TPS* que utiliza el algoritmo de optimización *Direct Machine Parameter Optimization (DMPO)* e irradiados en un Acelerador Lineal *Elekta, Versa HD* con MLC Agility de 160 láminas de 5mm de grosor en el isocentro.

Se han modificado los dos siguiente parámetros del algoritmo de optimización para valorar cómo influyen en los campos y en la dosimetría clínica de los mismos

- Área Mínima de los Segmentos
- UM mínima por Segmento

Resultados

A continuación se muestra un gráfico de los promedios de los índices de complejidad en función de los parámetros utilizados:



Figure 626: Variación Índices de Complejidad

Conclusiones

Se comprueba que las dosimetría clínicas no varían significativamente con la variación de dichos parámetros y que estos dos parámetros no influyen significativamente a los índices de complejidad. Quizá el dato que más influye en los índices complejidad fuera el número de segmentos totales del tratamiento que se valorará en el futuro.

Pósteres Radioterapia / 91

RESULTADOS DOSIMÉTRICOS DE PLANIFICACIONES DE SBRT PULMONAR CON VMAT

Autores: Ariane Montejó Arteché¹ ; Manuel Fernández Montes² ; Agustín Válgoma Solanas³ ; Nuria Sánchez Hernández² ; Naia Pereda Barroeta² ; Miguel Castanedo Álvarez⁴ ; Francisco Javier Conejo Monasterio²

¹ Hospital Universitario Basurto

² Hospital Universitario Basurto

³ Hospital Universitatario Basurto

⁴ Hospital de Jerez

Corresponding Author: arianemontejo@gmail.com

Introducción

La radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) es un tipo de tratamiento en el que se administran dosis elevadas por fracción con muy altos gradientes. Debido a ello, los tratamientos con SBRT requieren de una precisión y exactitud aún mayor que los de radioterapia convencional.

La técnica de arcoterapia modulada (VMAT) permite una mayor conformación de la dosis a la vez que disminuye el tiempo de tratamiento, por lo que resulta una técnica idónea para la SBRT.

En este trabajo se realiza un estudio dosimétrico en el que se analizan los resultados obtenidos en 62 planificaciones de tratamientos de SBRT pulmonar con técnica de VMAT.

Material y métodos

Los pacientes se inmovilizan con un dispositivo de compresión diafragmática y se realizan dos TCs: uno estándar y un TC-4D en el cual se adquiere la onda respiratoria con el sistema RPM Gating con el fin de generar un TC promedio MIP (proyección de máxima intensidad) donde se contornea el ITV. Se aplica un margen de 3-6 mm al ITV para definir el PTV. Se prescriben 60 Gy con 3 esquemas de tratamiento: 3, 5 u 8 fracciones dependiendo de la localización de la lesión.

Los planes de tratamiento se realizan en Eclipse empleando la técnica de VMAT del ALE TrueBeam con dos arcos parciales, una energía de 6FFF y AcurosXB como algoritmo de cálculo. La planificación se normaliza de tal forma que el 95% del volumen del PTV esté cubierto por la isodosis de prescripción.

Con el fin de evaluar los resultados se han comparado los siguientes parámetros clínicos:

- Parámetros de cobertura del PTV: V100%; D99% y Dmáx
- Parámetros de conformación: IC (cociente entre el volumen cubierto por la isodosis de prescripción y el volumen del PTV), V105% (volumen cubierto por la isodosis del 105% de la dosis de prescripción fuera del PTV), D2cm (dosis máxima a una distancia de 2 cm del PTV) y R50% (volumen de la isodosis del 50% de la dosis de prescripción respecto del volumen del PTV)
- Dosis recibida en órganos de riesgo: pulmones, costilla y piel

Además se ha evaluado el cociente entre unidades de monitor y cGy por fracción.

Resultados

Los resultados obtenidos se agrupan teniendo en cuenta el volumen de PTV tal y como recoge RTOG813:

Volumen PTV	Nº casos	PARÁMETROS DE COBERTURA DEL PTV			PARÁMETROS DE CONFORMACIÓN				DOSIS EN ÓRGANOS DE RIESGO		
		V100%(%)	D99%(%)	Dmáx (%)	IC	V105%(cm3)	D2cm (%)	R50%	Pulmones V20Gy (%)	Costilla D0.5cc (Gy)	Piel D0.5cc (Gy)
[3,8 - 7,4]	3	95 ± 0	97 ± 1	123 ± 2	1.22 ± 0.14	0.62 ± 0.42	49 ± 2	6.8 ± 0.8	2.0 ± 0.1	29.9 ± 5.0	13.0 ± 0.8
[7,4 - 13,2]	10	95 ± 2	103 ± 19	131 ± 3	1.07 ± 0.04	0.64 ± 0.28	51 ± 4	5.0 ± 0.9	3.1 ± 2.4	55.2 ± 9.9	23.6 ± 3.7
[13,2 - 22]	12	95 ± 0	95 ± 1	129 ± 6	1.05 ± 0.03	0.50 ± 0.31	54 ± 3	4.4 ± 0.6	3.2 ± 1.0	38.7 ± 11.8	20.8 ± 4.1
[22 - 34]	18	95 ± 1	99 ± 15	126 ± 12	1.02 ± 0.04	0.86 ± 0.64	55 ± 6	3.8 ± 0.7	4.7 ± 2.4	44.4 ± 17.0	21.2 ± 6.7
[34-50]	13	95 ± 1	96 ± 1	130 ± 4	1.01 ± 0.03	0.92 ± 0.80	57 ± 5	3.6 ± 0.6	5.9 ± 2.3	50.2 ± 15.2	25.1 ± 7.6
[50-70]	4	95 ± 0	91 ± 5	134 ± 3	1.01 ± 0.01	1.78 ± 0.76	62 ± 4	3.4 ± 0.1	5.6 ± 1.5	60.8 ± 7.7	31.5 ± 3.2
[70-95]	1	95 ± 0	93 ± 0	132 ± 0	1.00 ± 0.00	0.99 ± 0.00	69 ± 0	3.7 ± 0.0	9.1 ± 0.0	35.3 ± 0.0	22.1 ± 0.0
[126-163]	1	95 ± 0	93 ± 0	133 ± 0	1.01 ± 0.00	1.90 ± 0.00	75 ± 0	3.4 ± 0.0	8.9 ± 0.0	61.5 ± 0.0	27.4 ± 0.0
Total	62	95 ± 1	97 ± 12	129 ± 8	1.04 ± 0.06	0.83 ± 0.66	55 ± 6	4.2 ± 1.0	4.5 ± 2.5	46.7 ± 15.5	22.8 ± 6.6

Figure 627: Resultados dosimétricos

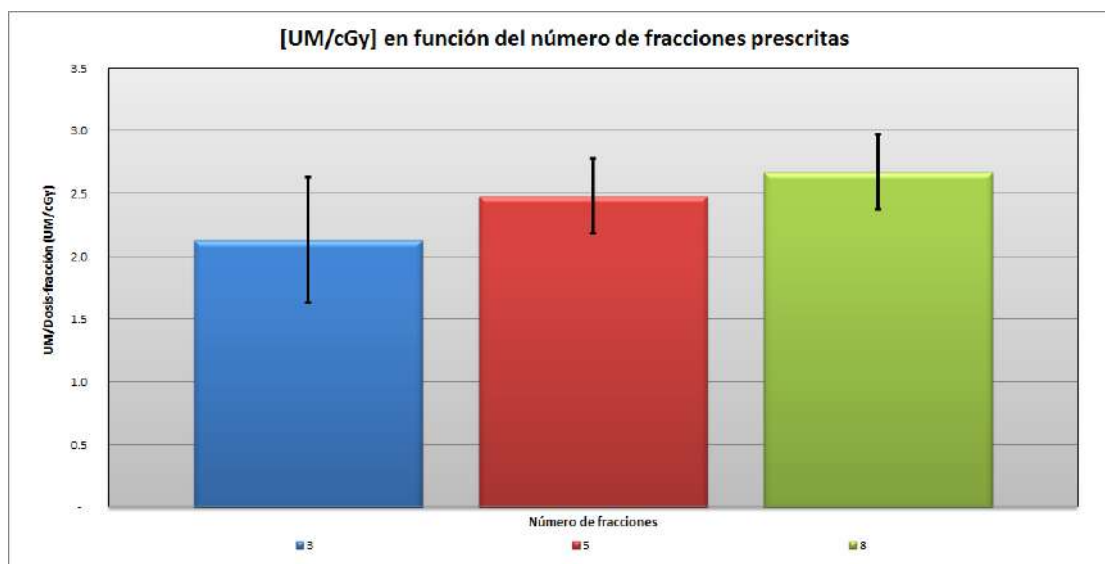


Figure 628: UM/cGy vs nº fracciones

Conclusiones

Los parámetros indicados en RTOG0813 se obtienen con facilidad en la mayoría de los casos, siendo D2cm y R50% los más costosos de conseguir. Valores como el IC o las dosis en piel, pulmón y otros órganos de riesgo quedan muy por debajo de lo recomendado debido a que hemos utilizado la técnica

de VMAT. Una excepción es la dosis máxima en costilla cuando se encuentra próxima al PTV, al que se le ha dado siempre prioridad.

Por otro lado, se observa que el promedio de UM/cGy aumenta con el número de fracciones. Este resultado se debe a que se prescriben más fracciones cuando los órganos de riesgo están próximos al volumen objetivo y por ello aumenta la complejidad del plan.

Pósteres Radioterapia / 317

Estudio de parámetros dosimétricos para SBRT de pulmón con varios volúmenes de tratamiento

Autores: María Denia Vilches Fernández¹ ; Carmen Herrero Capellán¹ ; Patricia Santín Crespo² ; Alejandro Rios Pilar³ ; Sergio Palizas Calvo² ; Pablo Sánchez Rodríguez¹ ; Manuel Vilches Pacheco⁴

¹ IMOMA

² Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias

³ Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias

⁴ CENTROM MÉDICO DE ASTURIAS / IMOMA

Corresponding Author: deniavilches@gmail.com

Introducción

Para los tratamientos de cáncer de pulmón mediante radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT), dado que se imparten altas dosis de tratamiento, se establecen unos índices dosimétricos para evaluar la calidad del plan y determinar si es aceptable. Estos índices dosimétricos sirven para evaluar tanto la cobertura del volumen de tratamiento como la dosis en tejidos sanos. En este estudio analizaremos los índices de conformidad IC (definido como la relación entre el volumen de la isodosis de prescripción y el volumen PTV), la dosis máxima (D2%) y la dosis máxima a 2 cm del volumen de tratamiento D_{máx2cm} obtenidos en tratamientos con varios volúmenes.

Material y métodos

Se analizan los índices dosimétricos de 10 tratamientos de SBRT pulmón. Se utiliza un sistema planificador Eclipse 15.5 de Varian para el diseño y cálculo de la dosimetría clínica y la obtención de los índices de calidad. Realizamos un plan de tratamiento individual (PI) para cada isocentro (con cada isocentro se puede tratar 1, 2 o incluso 3 PTVs si están muy próximos) y comparamos D2% de cada volumen de tratamiento del plan individual con el plan suma (PS), los índices de conformidad IC 95% y IC50% y D_{máx2cm} para el PI y el PS.

Resultados

En la tabla 1 se muestra la relación D2% entre el PI y el PS así como los índices de conformidad y los valores promedio de ambos planes (PI y PS).

En la tabla 2 se muestran los valores obtenidos de D_{máx2cm} para PI y PS (en tanto por 1 respecto a la dosis de prescripción).

Discusión

El IC50% es el parámetro que más cambia al pasar del PI al PS. Aunque el IC50% PI está dentro del rango de valores que utilizamos en nuestro centro (óptimo <5-6) con alguna excepción, los IC50% de PS están en general lejos de los objetivos.

Los valores D_{máx2cm} para PS están también por encima de los valores recomendados en nuestro centro (óptimo <0.5-0.6). La dosis máxima en PS, en promedio, un 6% mayor que la de PI.

Conclusiones

El cambio al pasar de PI a PS es especialmente significativo en aquellos índices que cuantifican el volumen de las isodosis medias y bajas respecto a la dosis de prescripción. Los valores elevados obtenidos en IC 50% y D_{máx2cm} en el PS pueden estar relacionados con el tamaño del volumen

total (para este tipo de tratamientos de hasta 115cm³ con un promedio de 63+- 25cm³), el número de volúmenes de tratamiento, su proximidad o el número de UM totales impartidas. Los 3 valores más altos de IC50% de PS corresponden a los tratamientos con mayor número de isocentros y de volúmenes de tratamiento (5 PTVs cada uno, con 3, 5 y 4 isocentros). A pesar de estos valores tan altos, la dosimetría en órganos de riesgo siempre se cumple.

Para este tipo de tratamientos decidimos seguir calculando IC 95% para ambos planes e intentar bajar todo lo posible D_{máx2cm} del plan suma.

<i>D2%suma/D2%Ind</i>	IC 95 %	IC95 % suma total	IC50 %	IC 50 % suma total
1,20	0,00	1,03	3,17	65,24
1,14	0,03	1,01	4,01	20,05
1,31	0,00	1,03	3,44	20,47
1,01	1,06	1,10	3,96	6,55
1,01	0,95	1,03	3,80	10,76
1,02	1,18	1,29	5,03	11,59
1,01	1,18	1,29	5,01	9,91
1,02	1,09	1,19	4,66	9,08
1,06	1,16	1,50	5,80	17,23
1,02	0,64	1,18	4,40	9,84
1,12	0,01	1,03	3,56	17,33
1,02	1,23	1,34	5,26	7,90
1,02	1,14	1,32	6,47	24,15
1,04	1,15	1,41	5,50	48,00
1,04	0,93	1,07	3,62	5,14
1,03	1,02	1,22	4,26	32,60
1,04	0,84	1,24	4,42	29,92
1,08	1,02	1,74	5,12	31,07
1,04	1,14	1,34	5,07	49,11
1,03	1,22	1,47	5,57	40,13
1,08	1,27	1,61	8,62	29,28
1,06	1,07	1,47	6,12	52,25
1,00	1,18	1,21	5,92	38,55
1,07	1,47	2,42	9,98	146,68
1,01	0,99	1,23	4,19	13,48
1,15	1,13	1,26	5,90	9,96
Promedio y desviación				
1,06	0,93	1,31	5,11	29,09
0,07	0,43	0,29	1,54	29,01

Figure 629: Tabla1

	D _{máx2cm}									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>Planes Individuales</i>	0,43	0,55	0,51	0,61	0,49	0,52	0,53	0,45	0,73	0,49
	0,65	0,52	0,49	0,56	0,48	0,46	0,70	0,52	0,53	0,62
	0,70							0,50	0,52	
								0,46	0,57	
								0,47		
<i>Promedio PI</i>	0,59	0,53	0,50	0,59	0,49	0,49	0,63	0,48	0,58	0,55
<i>PLAN SUMA</i>	0,89	0,61	0,61	0,73	0,65	0,54	0,72	0,53	0,88	0,65
<i>Diferencia</i>	33 %	12 %	18 %	19 %	25 %	10 %	13 %	9 %	33 %	15 %

Figure 630: Tabla2

Pósteres Radioterapia / 138**IMPLICACION EN LA RADIOTERAPIA DEL CÁNCER DE MAMA DE LA PRESENCIA DE DISPOSITIVOS INTRATORÁDICOS**

Autores: Sylvia Gomez-Tejedor Alonso¹ ; Laura Guzmán-Gómez² ; Miguel Alarcia Noci² ; MAGNOLIA RINCON PEREZ³ ; Jose Maria Penedo Cobos² ; Ruben Gonzalez Abad¹ ; José Vara Santos⁴ ; Maria de los Angeles García Castejón¹ ; Escarlata López Ramirez⁵

¹ Fundación Jiménez Díaz

² Fundacion Jimenez Diaz

³ HOSPITAL FUNDACION JIMENEZ DIAZ

⁴ Fundación Jiménez Díaz

⁵ Fundacion Jimenez Diaz

Corresponding Author: miguel.alarcia@quironsalud.es

INTRODUCCION

Analizar las dosis recibidas y su repercusión en los dispositivos intratorácicos implantados en pacientes con cáncer de mama.

MATERIAL Y MÉTODOS

Revisamos la dosimetría 98 pacientes con dispositivos intratorácicos, clasificándolos en:

Grupo A. Pacientes con reservorios en zona irradiada. Se produce sobredosificación de los tejidos en contacto debido a la producción de electrones secundarios. Mayor dosis en piel.

Grupo B. Pacientes con reservorios adyacentes a la zona irradiada.

Grupo C. Pacientes con reservorios en zona contralateral.

Grupo D. Pacientes con marcapasos o desfibriladores. No hay dosis umbral que provoque fallos de funcionamiento, habiéndose reportado sucesos con dosis tan bajas como 0,15 Gy. Los desfibriladores son más sensibles que los marcapasos.

La Sociedad Holandesa de Radioterapia y Oncología elaboró en 2012 un protocolo en el que clasifica a estos pacientes como de bajo riesgo (< 2 Gy); riesgo intermedio (2-10 Gy) y riesgo alto (>10 Gy). Para riesgo alto se debe valorar si la indicación del tratamiento de radioterapia compensa los riesgos asociados a la irradiación.

Grupo E. Pacientes con estimuladores del SN. Riesgos aún por evaluar.

RESULTADOS

Grupo A. 13 pacientes. Dosis en reservorio > 40Gy. Riesgo de radiodermatitis leve.

Grupo B. 5 pacientes. Dosis en reservorio entre 2 y 40Gy. Sin riesgos.

Grupo C. 75 pacientes. Dosis en reservorio < 2Gy. Sin riesgos

Grupo D. 5 pacientes.

- 3 con marcapasos en zona contralateral, dosis en marcapasos <2 Gy. Riesgo bajo. Sin repercusiones en el marcapasos después del tratamiento

- 2 pacientes con D<2Gy desestimaron el tratamiento, una con marcapasos y otra con desfibrilador.

Grupo E. Sin pacientes tratados hasta la fecha

CONCLUSIONES

- Debe existir una colaboración multidisciplinar entre los Servicios Medicos implicados para el correcto manejo de estos pacientes.

- Siempre que sea posible, estos dispositivos deberían estar colocados en el lado contralateral a la zona de tratamiento.

- Los marcapasos y desfibriladores deberán ser revisados durante y después del tratamiento.

- Existe la posibilidad de radioterapia intraoperatoria exclusiva para disminuir dosis en estos dispositivos.

Pósteres Radioterapia / 31**PLANIFICACION DE TRATAMIENTOS PALIATIVOS COMPLEJOS MEDIANTE SEGMENTOS SENCILLOS DISEÑADOS POR DOSIMETRÍA INVERSA (STEP&SHOOT)**

Autor: Alberto Sánchez-Reyes¹

Co-autores: Sofia Suarez¹; Laura Vidueira¹; Miguel Moreno-Torres¹; Adérito Chaves¹

¹ Radiofísica. Genesiscare

Corresponding Author: alberto.sanchezreyes@genesiscare.es

INTRODUCCION

Muchas veces en nuestro trabajo diario nos hemos enfrentado al diseño de una planificación 3D de uno o varios volúmenes paliativos que por razones prácticas no está pautada para tratar con IMRT. Sin embargo, por la complejidad de los volúmenes a tratar (PTV) y las restricciones para órganos de riesgo, si requieren de dicha técnica. En consecuencia, afrontamos un laborioso trabajo para realizar la dosimetría en 3D, resultando una pobre cobertura de los volúmenes y una excesiva irradiación a órganos de riesgo adyacentes. La complejidad de los campos de tratamiento y el tiempo empleado en la realización de la dosimetría aumentan.

Aquí se propone la utilización de herramientas de planificación inversa para una dosimetría simple y rápida, pero a la vez muy flexible y fiable, y sin necesidad de comprobación previa al tratamiento como usualmente conllevan las dosimetrías para IMRT.

MATERIAL Y METODOS

El diseño y cálculo de los tratamientos se ha confeccionado en un planificador Pinnacle3 Smart Enterprise centralizado para todo el grupo Genesiscare, situado físicamente en el centro de computación de Alcalá de Henares. La versión utilizada es la 9.10 y se ha empleado el módulo de planificación inversa para IMRT (step&shoot). Las restricciones a los parámetros son: que tanto los tamaños de campo como las UM sean superiores a 20 cm² y a 16 respectivamente, así como 3-4 segmentos por campo. Los límites a órganos de riesgo y requisitos para los PTVs se introducen como para una IMRT convencional. Los tiempos de cálculo de realización de las dosimetrías no suelen superar la hora. Al ser campos y UM grandes no consideramos la necesidad de la comprobación previa del tratamiento.

RESULTADOS

Las dosimetrías obtenidas por este método pueden observarse en las figuras 1 y 2

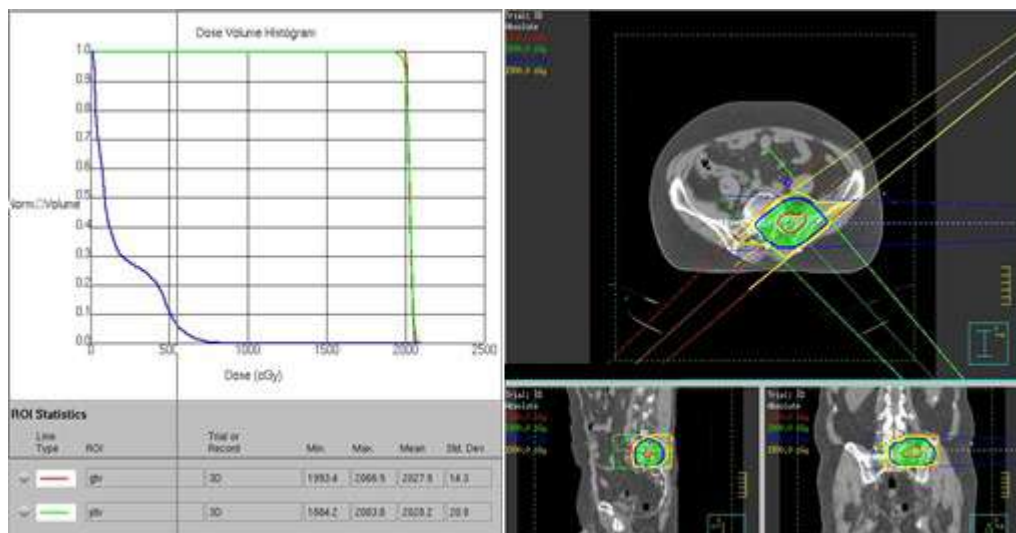


Figure 631: enter image description here

Figura 1

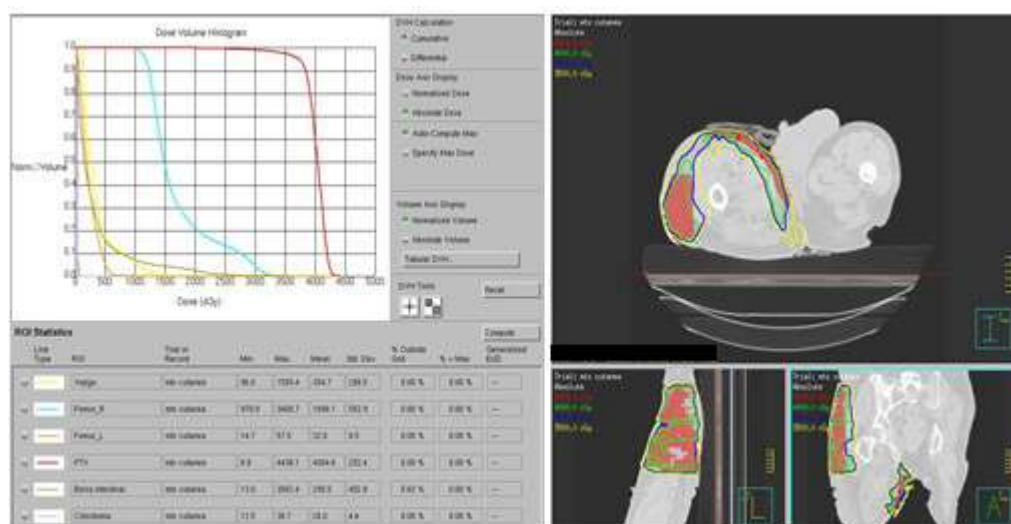


Figure 632: enter image description here

Figura 2

Tal como muestran las figuras los resultados del cálculo dosimétrico son excelentes incluso en volúmenes muy complejos tales como en el paciente de la figura 2.

CONCLUSIONES

Dosimetrías que por el método clásico para 3D costarían mucho tiempo y esfuerzo en cumplir los requisitos pautados por el oncólogo radioterápico, se realizan de forma rápida y automática gracias a este método. Así mismo, permite optimizar la irradiación en los PTV's y proteger tejidos adyacentes, sin complicar excesivamente el diseño de los campos incidentes de tratamiento. Otra ventaja es que esta técnica hace innecesario el uso de cuñas en los tratamientos.

Pósteres Radioterapia / 6

Resultados

Como se puede apreciar en la figura 1, las curvas de isodosis son muy similares, desplazándose hacia la región anterior del paciente en el caso de arco parcial, al no tener entrada el haz por la zona posterior. Esto provoca a su vez que el índice de conformación sea ligeramente mejor en para el arco completo, 1,12 frente a 1,13. El índice de heterogeneidad tampoco varía mucho, 1,04 para el arco parcial frente a 1,03 para el arco completo.

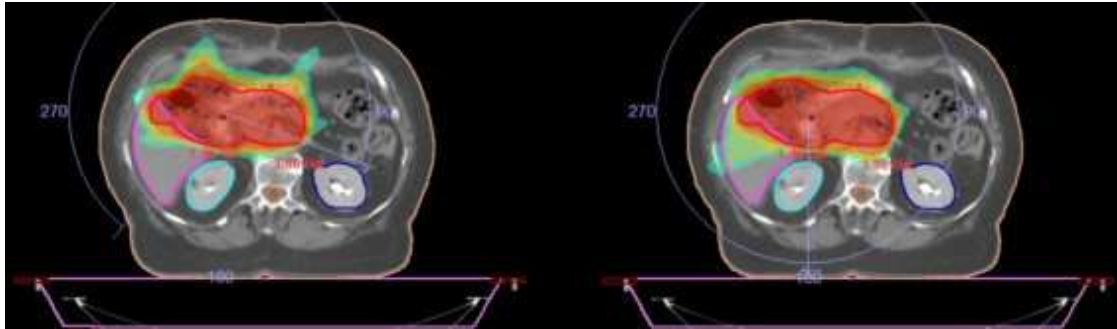


Figure 633: enter image description here

En cuanto a los OAR, como se aprecia en el histograma, la variación más significativa es en el riñón izquierdo el más alejado del volumen, para el que la dosis media disminuye para el tratamiento con arco parcial. La médula también mejora ligeramente para el arco parcial, sobre todo en dosis máxima, que resulta de 2240.3 cGy para el arco parcial frente a 2779.5 cGy para el arco completo.

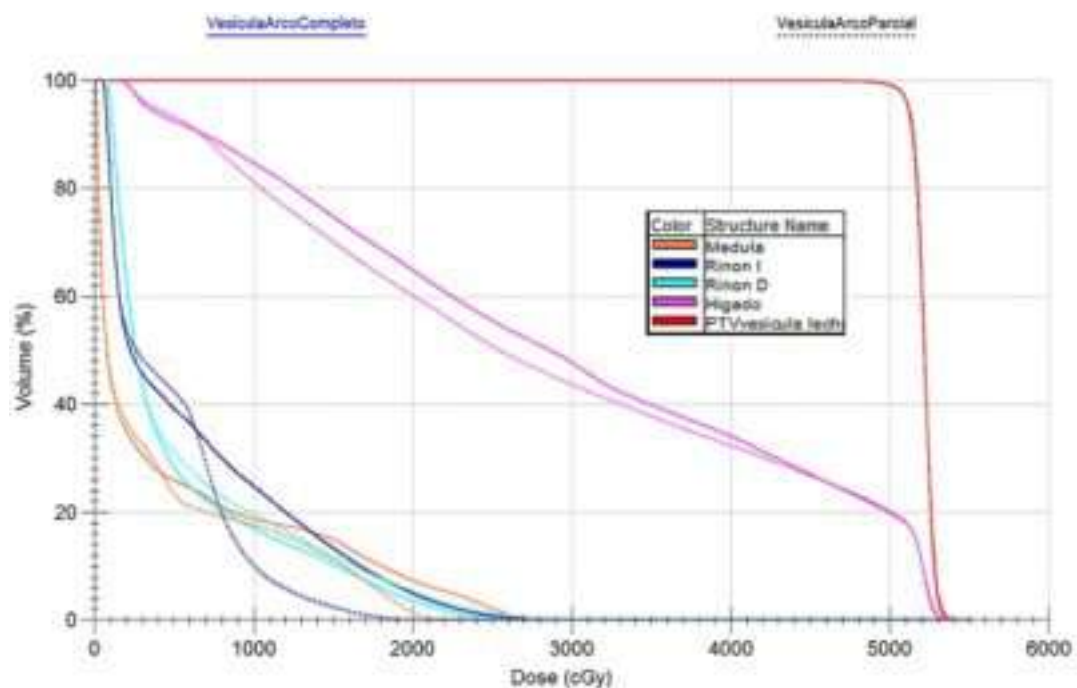


Figure 634: enter image description here

Discusión

La decisión de utilizar un arco completo o no a fin de evitar atravesar con la radiación de entrada OARs no parece muy relevante en casos como el comentado, en el que utilizar un arco entero proporciona mayor área de entrada al haz y por tanto mejor conformación y menor área de dosis medias alejadas del PTV.

Conclusiones

En casos en los que los OAR están alejados del PTV, no parece necesario recortar la longitud del arco para evitar los OAR, siendo que el mismo efecto se puede conseguir variando las funciones de coste.

Pósteres Radioterapia / 114

Tratamiento de holocráneo con protección de hipocampo (HA-WBRT) y boost simultáneo integrado (SIB) para metástasis múltiples. Estudio comparativo entre Tomoterapia e IMRT en acelerador convencional.

Autores: Virginia Álvarez Sánchez¹ ; Patricia Sánchez Rubio¹ ; Ruth Rodríguez Romero² ; Mónica Hernández Hernández¹ ; María Ángeles Arroyo de la Cruz¹ ; Alfredo Montes Uruén¹ ; Nuria Gómez González¹ ; María Pinto Monedero¹ ; Jaime Martínez Ortega¹ ; Juan Carlos Medrano González de Prado¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Puerta de Hierro

Corresponding Author: virginia.alvarezs@gmail.com

Introducción

La irradiación holocraneal (WBRT) es el tratamiento habitual para pacientes con metástasis cerebrales múltiples ya que retrasa el deterioro cognitivo. Sin embargo, al irradiarse los hipocampos se provoca una toxicidad neurocognitiva radio-inducida. La planificación de este tipo de tratamiento con protección de hipocampo (HA-WBRT), dada su localización central, supone un reto, máxime en casos de sobredosificación simultánea integrada (SIB) para las metástasis macroscópicas.

El objetivo del trabajo es comparar las distribuciones dosimétricas obtenidas con tomoterapia helicoidal e IMRT dinámica (DIMRT) en un acelerador lineal convencional para tratamientos HA-WBRT con SIB para pacientes con metástasis cerebrales múltiples.

Material y métodos

Cinco pacientes (metástasis múltiples 1-7), tratados en 2018 en la unidad Tomotherapy Hi-Art II y planificados con el sistema de planificación Tomotherapy 5.1.3 (mordaza 2.5 cm, pitch: 0.172-0.287, factor de modulación (MF): 2), fueron replanificados retrospectivamente para mordaza de 1.0 cm y mismos intervalos de pitch y MF. Las distribuciones dosimétricas DIMRT (nueve haces de 6 MV dispuestos según recomendación RTOG 0933) se obtuvieron con el sistema de planificación RayStation 7.0 para un Clinac 21EX con sistema de colimación multilámina de 40 láminas (anchura 1 cm en isocentro). La prescripción fue 30 Gy WBRT, 35 o 40 Gy SIB en 10 sesiones. Se estableció como criterio de planificación mantener una protección hipocampo análoga o superior a la conseguida en la planificación de tomoterapia de 2.5 cm (HT-2,5) con similar cobertura de los PTVs.

Se analizaron los parámetros D98, D95, D50, D2 e índice de homogeneidad (IH) (definido según ICRU 83) para los PTVs, incluyendo para las metástasis el número de conformación ($CN = \frac{V_{T,pres}^2}{V_T \cdot V_{pres}}$) (ver tabla); D2 para ojos, cristalinos e hipocampos. Para comparación con la bibliografía, se calculó EQD2 para D50 con un α/β : 2 para los hipocampos.

Resultados

La tabla resume el promedio de los parámetros evaluados. La cobertura del PTV30 fue similar para HT-2.5 cm y DIMRT, si bien el D95 del PTVmetas fue un 6% inferior para DIMRT. HT-1cm proporcionó mejores IH y CN.

		Tomoterapia 1 cm (HT-1 cm)				Tomoterapia 2.5 cm (HT-2.5 cm)				dIMRT (RS)			
		Promedio $\pm$	DS	Máx	Mín	Promedio $\pm$	DS	Máx	Mín	Promedio $\pm$	DS	Máx	Mín
Tiempo tto (min)		18	5	19	12	7	1	8	6	7	1	8	5
PTV 30 [†] (Hocráneo excluyendo hipocampos + 5 mm)	D_{98}	85,68	11,54	97,36	69,67	80,58	11,86	95,86	70,40	85,91	5,90	92,80	77,70
	D_{95}	94,38	5,49	98,17	84,89	90,87	5,66	98,02	84,47	92,74	1,96	95,53	90,30
	D_{50}	100,83	1,10	102,43	99,90	100,95	1,32	102,97	100,00	101,45	0,11	101,60	101,30
	D_2	106,52	5,17	114,53	101,76	108,67	6,56	117,47	102,51	109,79	1,84	112,47	107,80
	IH	0,21	0,15	0,38	0,04	0,28	0,17	0,46	0,07	0,24	0,08	0,34	0,15
PTV [†] metas	D_{98}	96,27	2,95	99,58	92,66	95,32	2,73	99,74	92,84	86,29	4,61	92,50	80,38
	D_{95}	97,05	2,84	100,18	93,97	96,27	2,56	100,19	93,86	89,14	3,90	94,53	85,10
	D_{50}	99,98	2,58	102,76	95,88	99,97	2,78	103,09	95,65	96,88	1,83	99,08	94,95
	D_2	101,87	2,54	104,21	97,62	102,51	3,01	104,87	97,24	103,26	2,59	104,90	98,71
	IH	0,06	0,03	0,11	0,03	0,07	0,03	0,11	0,03	0,18	0,06	0,24	0,12
	CN ^{††}	0,64	0,33	1,02	0,20	0,56	0,35	1,02	0,11	0,31	0,09	0,42	0,21
Hipocampo Izqdo	$D_{50}^{\dagger}$ (Gy ₂)	17,02	4,11	21,51	11,69	18,93	4,80	24,96	13,60	21,45	4,46	25,07	14,84
	D_2 (Gy)	15,29	4,65	22,18	9,94	16,91	4,15	23,21	12,30	19,91	2,12	22,25	18,24
Hipocampo Dcho	$D_{50}^{\dagger}$ (Gy ₂)	17,20	4,40	22,37	11,66	21,14	5,15	25,44	14,85	21,44	4,45	25,88	15,42
	D_2 (Gy)	15,83	4,85	22,86	12,38	17,86	3,54	23,69	14,20	19,99	2,40	23,47	17,76
Ojo Izqdo*	D_2 (Gy)	13,67	3,32	17,65	10,34	14,01	2,40	16,32	10,85	10,48	3,14	13,84	6,23
Ojo Dcho*	D_2 (Gy)	13,56	3,15	17,02	10,26	14,69	2,48	17,00	11,70	9,70	2,37	11,77	6,08
Cristalino izqdo*	D_2 (Gy)	4,77	1,42	7,10	3,48	5,19	1,09	7,00	4,30	4,47	0,35	4,96	4,11
Cristalino dcho*	D_2 (Gy)	4,96	1,49	7,60	4,14	5,36	1,23	7,54	4,50	4,38	0,28	4,80	4,04

[†] Puntos de dosis normalizados a la dosis de prescripción correspondiente.

^{††} CN: número de conformación. $CN = V_{\geq V_{pres}} / V_{\geq V_{pres}} \cdot V_{pres}$; $V_{\geq V_{pres}}$: volumen del PTV; V_{pres} : volumen que recibe una dosis mayor o igual que la prescripción; $V_{\geq V_{pres}}$: volumen del PTV que recibe una dosis igual o mayor que la dosis de prescripción.

[‡] D50 calculada como EQD2 (dosis biológica equivalente a 2 Gy por fracción) con un α/β de 2 para los hipocampos.

* Ojos y cristalinos bloqueados direccionalmente en las planificaciones de tomoterapia.

Figure 635: Resultados del análisis estadístico Tomoterapia vs dIMRT

Discusión

La D50(EQD2) de los hipocampos fue superior a la de la bibliografía (18 Gy₂ vs 5.3 Gy₂); discrepancia que pudiera ser atribuida a diferencia en el volumen delineado, por la dificultad que tiene su identificación. El gradiente en la protección de los ojos fue mejor para dIMRT, como se observa en el HDV de la figura.

El tiempo beam-on time fue de 7 min para HT-2.5 cm y dIMRT vs 10 min de Gutiérrez et al debido a que emplearon un MF ≥ 3 . La mordaza 1 cm supuso tiempo de 18 min, cuyo uso parece estar justificado para lesiones < 1.5 cm³ (Gutiérrez et al 2007) o gran número de metástasis (Kim et al 2015) para aumentar la conformación.

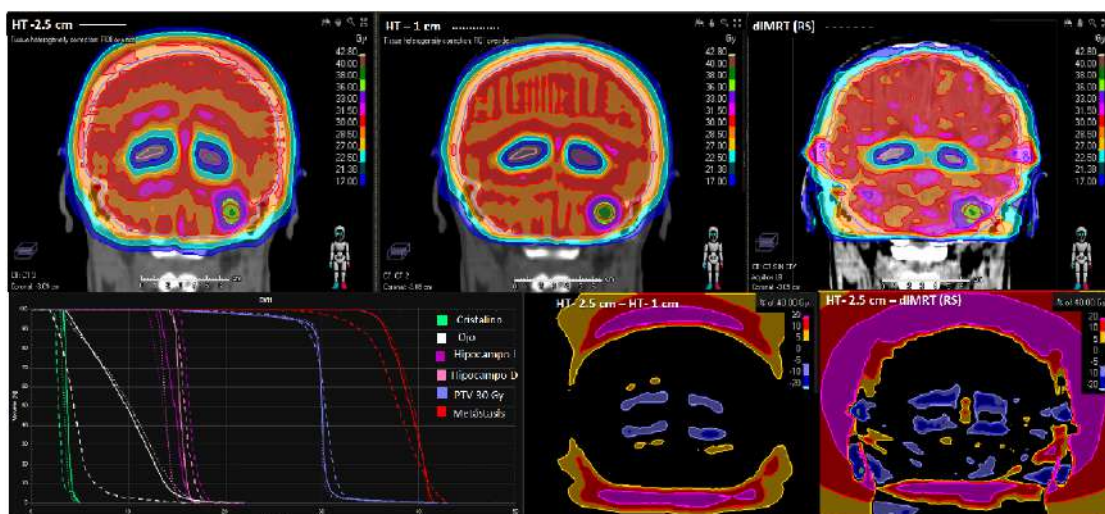


Figure 636: Comparativa distribuciones de dosis para tomoterapia y dIMRT

Conclusiones

El tratamiento HA-WRT con SIB para metástasis cerebrales múltiples es viable con ambas técnicas, si bien la cobertura, IH, CN y protección de los hipocampos es superior en tomoterapia.

Pósteres Radioterapia / 543

Diferencias en el tratamiento de radiocirugía esterotáctica craneal con el micromultiláminas Apex frente al multiláminas Agility

Autor: Carlos Ferrer Gracia¹

Co-autores: Concepción Huertas Martínez ² ; Rodrigo Plaza Núñez ² ; Rocío Simón de Blas ³ ; Francisco Sanchez Muñoz ³ ; José Bayón Llera ³ ; Eva Corredoira Silva ³

¹ *H.U. La Paz*

² *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. H.U. La Paz*

³ *Radiofísica y Protección Radiológica. H.U. La Paz*

Corresponding Author: carlos.ferrer@salud.madrid.org

Introducción

En nuestro centro los tratamientos de radiocirugía esterotáctica craneal (SRS) se realizaban utilizando el multiláminas del acelerador lineal, sin embargo, con la disponibilidad del micromultiláminas APEX, se plantea el realizarlos con el mismo. Se presentan las variaciones dosimétricas entre ambos multiláminas, utilizando la técnica de arco conformado dinámico (DCA), añadiendo la técnica de Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada (VMAT) realizada exclusivamente con el cabezal del acelerador.

Material y métodos

Los tratamientos se han planificado sobre un acelerador Elekta Synergy de 6MV de energía, equipado con un cabezal multiláminas Agility, y con el APEX colocado sobre el Agility. Se han planificado tres metástasis cerebrales (Figura 1) prescritas a 18Gy. La primera de ellas se encuentra en el lóbulo central, alejada de cualquier órgano crítico. La segunda tras los nervios ópticos, sobre el quiasma. La tercera, de forma irregular, en el lóbulo temporal derecho. Los tratamientos se han planificado utilizando el sistema Elekta Monaco (v. 5.11.02). Para las 3 lesiones se han utilizado 5 arcos parciales no coplanares, manteniendo las mismas ciones de coste con el Apex colocado o sin colocar. Adicionalmente, se ha planificado un tratamiento VMAT exclusivamente para el Agility, ya que en este momento todavía no nos es posible hacerlo para el Apex.

Se han analizado los resultados obtenidos mediante la evaluación los índices de conformación (CI) y de heterogeneidad (HI), el cubrimiento del PTV (TC), las unidades de monitor (UM), modulación (UM/cGy) y mínima dosis al PTV, así como las dosis máximas a los órganos de riesgo (OAR).

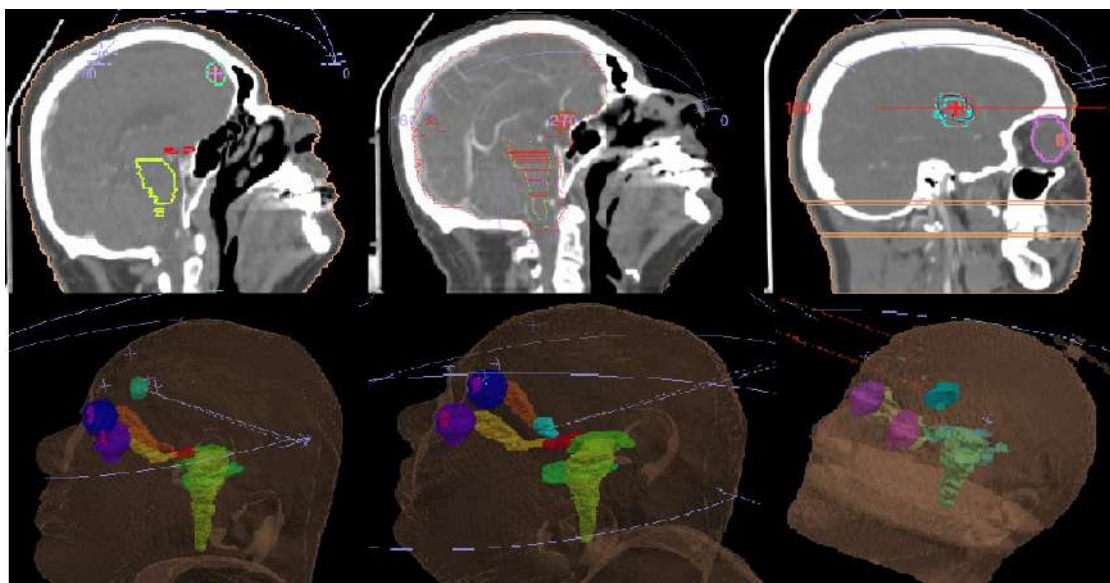


Figure 637: enter image description here

Resultados

Como se muestra en la tabla 1, los tratamientos de DCA realizados con el Apex colocado consiguen un mayor cubrimiento del PTV que los realizados con el Agility. En general el resto de índices son similares, así como las dosis a los OAR. Se observa un TC con el Agility y la técnica VMAT, a costa del aumento significativo de las UM, siendo el resto de índices muy semejantes.

INDEX	LESION 1	LESION 1	LESION 1	LESION 2	LESION 2	LESION 2	LESION 3	LESION 3	LESION 3
	APEX	DCA AGILITY	VMAT AGILITY	APEX	DCA AGILITY	VMAT AGILITY	APEX	DCA AGILITY	VMAT AGILITY
CI	1,42	0,94	1,60	1,56	1,22	1,72	1,88	1,76	1,88
CN (Paddick)	0,68	0,80	0,63	0,59	0,66	0,56	0,51	0,52	0,53
HI	1,05	1,08	1,04	1,07	1,14	1,07	1,09	1,12	0,95
Hml	1,07	1,09	1,09	1,10	1,12	1,12	1,14	1,15	1,11
TC (%)	98,60%	86,84%	100,00%	95,77%	89,83%	98,09%	97,82%	95,80%	100,00%
UM	2407,69	2343,04	3017,72	2918,41	2927,27	4061,92	2384,85	2469,87	4458,23
MODULACIÓN (UM/cGy)	1,34	1,30	1,68	1,62	1,63	2,26	1,49	1,54	2,79
ORGANOS DE RIESGO									
Dosis mínima al PTV (cGy)	0,98	0,92	1,01	0,95	0,89	1,02	0,94	0,89	1,03
Dmáx cristalino derecho (cGy)	52,70	40,60	54,80	40,50	83,50	66,80	11,30	22,60	24,40
Dmáx cristalino izquierdo (cGy)	70,80	84,30	90,60	30,20	81,00	35,50	8,60	5,00	9,60
Dmáx nervio óptico derecho (cGy)	87,90	62,80	92,90	1323,40	1382,50	1501,20	32,00	38,70	91,90
Dmáx nervio óptico izquierdo (cGy)	135,80	158,70	209,40	1516,50	1511,00	1641,50	19,80	16,20	46,90
Dmáx quiasma (cGy)	40,10	11,00	40,5	1811,60	1659,80	1748,30	58,40	51,40	86,60
Dmáx tronco cerebral (cGy)	29,20	8,80	32,00	294,00	193,20	143,20	90,20	73,50	79,20

Figure 638: enter image description here

Discusión

Con el Apex colocado y la técnica de DCA se consigue un TC mayor sin aumentar las UM. Este aumento del TC se refleja en parte en un ligero aumento poco significativo de las dosis máximas a los OAR. Además, al estar el Apex más cerca del paciente, y teniendo en cuenta la doble focalización, la penumbra es más baja lo que permite este resultado. Los datos obtenidos con VMAT dan en general dosis máximas a OAR ligeramente mayores. El TC también es ligeramente superior, pero a costa de casi duplicar las UM, lo que aumenta la radiación dispersa recibida por el paciente y prolonga el tiempo de tratamiento.

Conclusiones

Los resultados obtenidos con el APEX en tratamientos SRS con la técnica DCA se muestran superiores a los alcanzados exclusivamente con el Agility. Dados los resultados obtenidos y las características dosimétricas y geométricas del Apex, hacen que éste sea más adecuado para tratar lesiones cerebrales de pequeño tamaño con DCA que el Agility y VMAT.

First clinical experience and evaluation of DoseCHECK – a secondary dose calculation solution.

Autor: Lulzime Daci¹

Co-autores: Mojgan Heydari¹ ; Karsten Rydén-Eilertsen²

¹ Oslo University Hospital, Medical Physics, Oslo, Norway.

² Oslo University Hospital, Medical Physics, Oslo, Norway

Corresponding Author: lulzimepe@gmail.com

Purpose

The primary aim of this study was to evaluate the clinical performance and dose calculation accuracy of a secondary dose calculation solution (DoseCHECK by SunNuclear Inc) for plan specific pre-treatment QA. The DoseCHECK (DC) dose calculation was compared with that of two different treatment planning systems (TPS) in clinical use in our hospital. Furthermore, it was investigated whether such a secondary dose check - when integrated as part of an alternative plan and machine QA procedure - can make our present laborious and time consuming QA practice redundant.

Material and Methods

The DoseCHECK software is part of the SunCHECK solution (Sun Nuclear Inc) and provides an independent 3D dose calculation based on collapsed cone convolution/superposition algorithm for 3D, IMRT, and VMAT plans. In this study, a total of 301 patient plans – all VMAT - were made subject to a secondary DoseCHECK plan verification procedure. For each plan the DoseCHECK calculated dose distribution was compared to the corresponding dose distributions created in the RayStation (RS) planning system (RaySearch AB) and the Oncentra Externl Beam (OEB) planning system (Elekta AB), respectively. Three different dose parameters were used to score the similarity between the different dose distributions: 1) The point dose at the center of the CTV, 2) the mean dose of the CTV, and 3) the gamma value from a gamma evaluation of the dose distribution inside the body contour. The results were sorted according to TPS, treatment site, linac type, and energy.

Results

In general excellent agreement was found between the calculations performed with the different TPSs and DC. The average deviations between the DC and TPS point doses were $0.6 \text{ Gy} \pm 1.1\%$ and $0.5 \text{ Gy} \pm 3.8\%$ for the RS and OEB plans, respectively. The point dose differences were the largest in bone and head-and-neck plans. Similarly, the average deviations between the mean CTV doses were $0.6 \text{ Gy} \pm 0.81\%$ and $0.4 \text{ Gy} \pm 3.0\%$ for the RS and OEB plans, respectively. The average gamma value for the OEB plans (N=104) was 97.6 ± 2.6 with a minimum value of 84.1. The corresponding average gamma value for the RS plans (N=197) was 95.9 ± 4.7 with a minimum value of 62.8.

Conclusion

The dose calculation of DoseCHECK is comparable to that of the treatment planning systems in clinical use in our hospital. The cause of occasional gamma evaluation failures need to be investigated in more detail. In summary, the results show that DoseCHECK, being the first step of an alternative QA procedure that involves no 3D phantom measurements, can contribute to a significant reduction in the patient plan related QA workload in our clinic. Furthermore, this is an important prerequisite in an ongoing endeavor with the aim to improve the quality of the patient treatment.

Pósteres Radioterapia / 27

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE PLANES DE IMRT USANDO LOS GOLDEN BEAM DATA DE VARIAN

Autores: Calvo-Ortega Juan-Francisco¹ ; Joan Casals Farran² ; Sandra Moragues-Femenía³

¹ Hospital Quirónsalud Barcelona

² Hospital Quirónsalud Barcelona

³ HOSPITAL QUIRONSALUD BARCELONA

Corresponding Author: jfcdr@yahoo.es

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE PLANES DE IMRT USANDO LOS GOLDEN BEAM DATA DE VARIAN

Introducción:

El fabricante Varian suministra los llamados Golden Beam Data (GBD) para varios modelos de aceleradores lineales. Describir nuestra experiencia usando los datos GBD para verificación de planes clínicos de IMRT.

Material y métodos:

El algoritmo AAA (versión 10.0.28) del sistema de cálculo Eclipse fue configurado usando los datos GBD para haces de 6 MV de un Varian Clinac 2100 CD. El cálculo de dosis usando esta configuración (AAA_G) fue previamente verificada frente a medidas experimentales realizadas en agua, para los distintos parámetros descritos por el instituto IROC-H (Med Phys. 2016 May;43(5):2374).

Planes de IMRT (sliding window y técnica field-in-field) calculados usando el algoritmo AAA modelado usando las medidas de nuestro acelerador (AAA_Q) fueron recalculados con el algoritmo AAA_G manteniendo las mismas unidades de monitor. Dosis mínima (D98%), media (Dmean) y máxima (D2%) fueron comparadas entre ambos algoritmos (AAA_Q vs AAA_G) para los volúmenes blanco (PTV) de 1017 planes.

Resultados:

1) Diferencias en los parámetros analizados entre el algoritmo AAA_G y los valores medidos estuvieron generalmente dentro de $\pm 1.5\%$, excepto para el campo 2x2 cm² donde la diferencia encontrada fue del 2% (Tabla 1).

2) Diferencias (media $\pm$ SD) en las métricas del PTV fueron: $-0.6\% \pm 0.8\%$, $-1.0\% \pm 0.6\%$ y $-0.9\% \pm 0.6\%$ para D98%, Dmean y D2%, respectivamente (Fig 1).

Discusión:

Los resultados encontrados en el apartado 1) de resultados validan el uso de los datos GBD como representativos (dentro de $\pm 2\%$) de los haces de 6 MV de nuestro acelerador. Por tanto, son adecuados para ser usados para verificaciones independientes de cálculos de dosis realizados por el algoritmo AAA_Q.

Conclusiones:

Dentro de las pruebas de control de calidad propuestas por el Real Decreto 1566/1998, el uso de los datos GBD es una interesante y útil opción a usar para verificación de planes clínicos calculados por el algoritmo de dosis clínicamente usado en nuestra práctica diaria.

Tabla 1. Diferencias entre las medidas realizadas en nuestro acelerador y medidas de referencia dadas por IROC-H.

Parameter IROC-H		Diff
PDD 10x10 cm ² normalized to dmax	5 cm depth	0.6%
	10 cm depth	0.4%
	15 cm depth	0.5%
	20 cm depth	0.6%
PDD 10x10 cm ² normalized to 10cm	dmax depth	-0.8%
	5 cm depth	0.1%
	15 cm depth	0.4%
	20 cm depth	0.5%
PDD 6x6 cm ² normalized to 10cm	5 cm depth	0.4%
	15 cm depth	0.0%
	20 cm depth	0.2%
PDD 20x20 cm ² normalized to 10cm	5 cm depth	-0.1%
	15 cm depth	0.1%
	20 cm depth	0.0%
Output Factors @ dmax, normalized to 10x10cm ²	6x6 cm	0.5%
	15 x 15 cm	-0.5%
	20 x 20 cm	-0.8%
	30 x 30 cm	-1.5%
Off-Axis Factors @ dmax at 40x40cm ²	5 cm left	0.3%
	10 cm avg	0.9%
	15 cm left	1.5%
IMRT MLC output factor @ 10 cm depth	2x2 cm ²	2.0%
	3x3 cm ²	1.2%
	4x4 cm ²	0.4%
	6x6 cm ²	0.1%
SBRT MLC output factor @ 10 cm depth	2x2 cm ²	1.5%
	3x3 cm ²	1.1%
	4x4 cm ²	0.7%
	6x6 cm ²	0.5%
EDW Factors @ 10 cm depth, normalized to open 10x10cm ²	45 deg	0.1%
	60 deg	0.2%
	45 deg	-0.2%

Figure 639: enter image description here

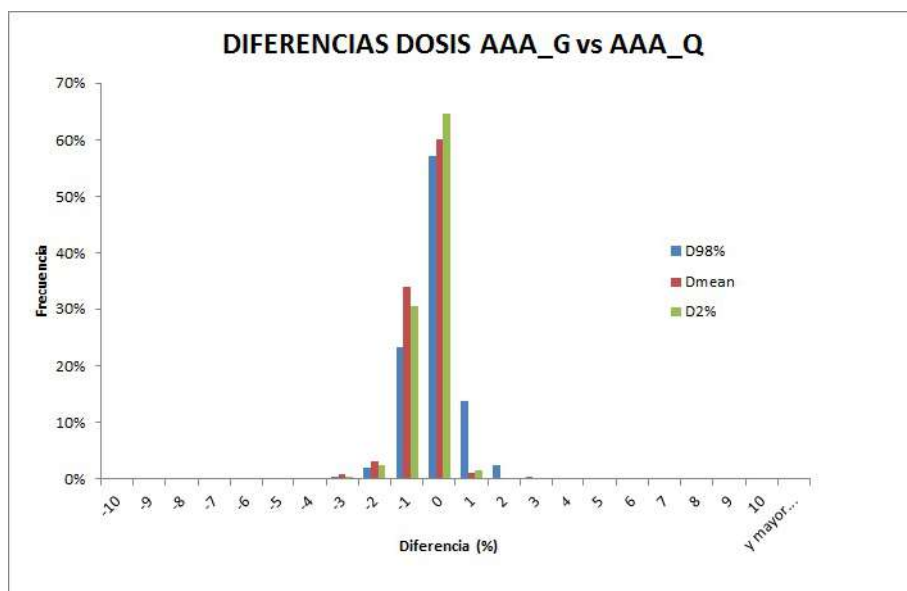


Figure 640: enter image description here

Pósteres Radioterapia / 301

Control de calidad pre-tratamiento de planes VMAT.

Autores: Jose Olasolo Alonso¹ ; Victor Díaz Pascual¹ ; Pedro Collado Chamorro² ; Camilo Jose Sanz Freire¹ ; Alejandro Vázquez Galiñanes³

¹ Centro Investigaciones Biomedicas de La Rioja - CIBIR

² Centro de Investigación Biomédica de La Rioja (CIBIR)

³ Centro de Investigación Biomédica de La Rioja - CIBIR

Corresponding Author: jolasolo@riojasalud.es

Introducción

En nuestro centro se ha puesto en marcha la técnica VMAT, gracias a la adquisición de un acelerador Versa HD y un sistema de planificación Monaco. Se ha establecido un protocolo de verificaciones de los planes VMAT basado en la experiencia de otros centros y en nuestra propia experiencia en la técnica IMRT dinámica. En este trabajo se analizan los resultados obtenidos con los primeros 50 planes VMAT.

Material y métodos

Se han planificado 50 tratamientos con técnica VMAT con el planificador Monaco 5.11. Para ello se han usado tanto haces con filtro (6X y 10X) como haces sin filtro (6FFF y 10FFF). Los planes han sido

irradiados 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 y cámara semiflex. La medida del plan de VMAT se corrige por referencia (campo 5 cm x 5 cm, 100 UM). 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 y el array Octavius 1500. La reconstrucción se realiza con los PDD medidos en el comisionado de Monaco y convertidos en SSD mediante el software de PTW. Los resultados se analizan con el software Verisoft realizando un análisis gamma 3D volumétrico local con umbral del 10%. Se calculan los resultados del análisis gamma 2 mm/3% y 3 mm/3%.

Resultados

En las medidas de dosis en punto, los resultados se encuentran el rango -2,16%, 1,45%. El valor promedio es -0,34% y la desviación estándar es 0,98%. Respecto a las medidas de dosis volumétrica con array, las tablas 1 y 2 muestran el promedio, desviación estándar, valor máximo y mínimo de los análisis gamma 2 mm/3% y 3 mm/3% respectivamente.

Nivel dosis	10%	30%	50%	70%	80%	85%	90%	95%
Promedio	94,1	95,4	97,2	97,7	97,8	98,0	98,2	98,5
Desviación estándar	2,9	2,2	1,9	2,0	2,3	2,3	2,4	3,3
Mínimo	87,1	88,9	91,8	91,4	91,7	90,6	90,8	81,8
Máximo	99,7	99,7	99,9	99,9	100,0	100,0	100,0	100,0

Figure 641: Resultados análisis gamma 2 mm/3.

Nivel dosis	10%	30%	50%	70%	80%	85%	90%	95%
Promedio	98,2	98,8	99,3	99,3	99,4	99,4	99,4	99,4
Desviación estándar	1,4	0,8	0,8	1,1	0,9	0,8	1,1	1,6
Mínimo	93,5	96,6	96,7	94,9	95,9	97,3	95,7	91,6
Máximo	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

Figure 642: Resultados análisis gamma 3 mm/3.

Discusión

Los resultados obtenidos son cercanos a los obtenidos por otros centros y a los de nuestro propio centro para tratamientos IMRT con análisis 2D. Uno de los planes no cumplió con nuestro criterio de aceptación gamma 3 mm/3% >95% y gamma 2 mm/3% >90%, por lo que tuvo que ser replanificado.

Conclusiones

El proceso de verificación de los 50 primeros tratamientos de VMAT ha sido satisfactorio. Tal y como se ha descrito por otros autores, la medida de dosis en punto y volumétrica con array son adecuadas para la verificación pre-tratamiento de planes VMAT.

Autores: Juan Agustín Calama Santiago¹; María Elisa Lavado Rodríguez¹; Miguel Ángel Infante Utrilla¹

¹ Hospital La Luz

Corresponding Author: jcalama@quironsalud.es

INTRODUCCIÓN:

El objetivo de este trabajo es estudiar la viabilidad de utilizar un algoritmo de Montecarlo para la verificación secundaria de los cálculos realizados con Acuros XB en tratamientos de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT) de pulmón.

MÉTODO:

Se han evaluado diez tratamientos de SBRT de pulmón, realizados con la técnica VMAT y planificados con Acuros XB (dosis en medio) en Eclipse v 13.0.33, mediante el software libre PRIMO v 0.3.1.1681(1). Se trata de una interfaz gráfica para simulación de aceleradores que permite estimar, usando Montecarlo, la dosis sobre la TC del paciente. En la simulación se han utilizado espacios de fase, suministrados por Varian para la energía de 6MV del TrueBeam, validados con medidas experimentales propias. Se ha elegido como algoritmo penEasy/PENELOPE y la opción "Splitting in CT" con un valor de 200. La curva de conversión de número CT a densidad másica es igual que en Eclipse. Para la simulación se ha utilizado un ordenador con procesador Intel Xeon E5620 a 2.4Ghz, 8 núcleos y 24GB de memoria RAM.

RESULTADOS:

La figura 1 muestra la comparación entre PDD simulado (incertidumbre estadística media del 1%*) y medido.



Figure 643: a) 3x3 y DFS = 90 cm. b) 10x10 y DFS = 100 cm.

La figura 2 muestra la verificación de un tratamiento.

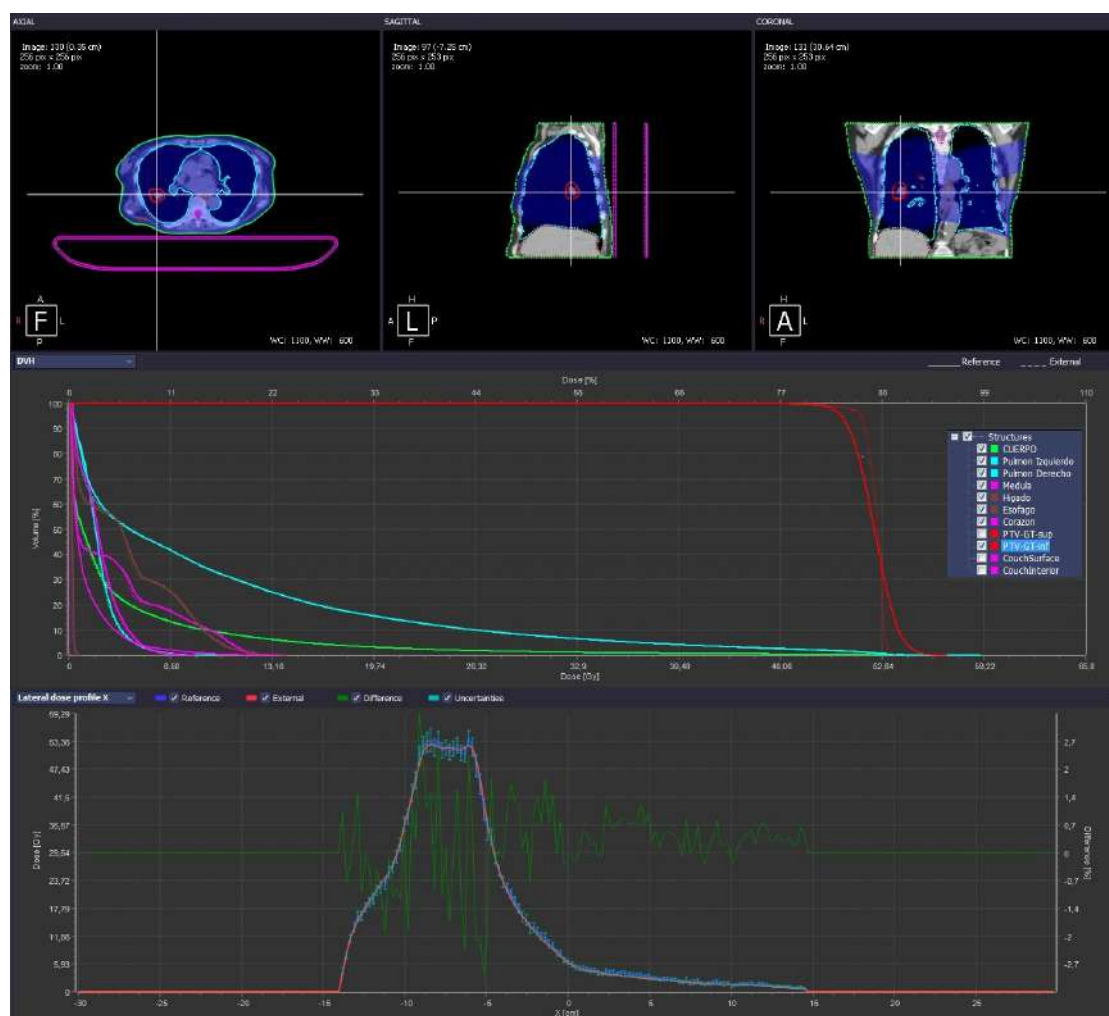


Figure 644:

La incertidumbre estadística media en las simulaciones es del 3.5% ($\pm 0.8\%$) ($t_{sim} = 2h30m (\pm 40m)$). A pesar de esta incertidumbre, los resultados para un test gamma 3D exigente (2%/2mm) son del 99.0% ($\pm 1.6\%$).

Los histogramas muestran buen acuerdo para los órganos de riesgo pero una pérdida en la homogeneidad de los PTV, debido principalmente a la incertidumbre estadística asociada al cálculo de dosis con Montecarlo, que no permite valorar determinados parámetros clínicos (D99%, D1%). La diferencia en la dosis media del PTV es inferior al 2% en todos los casos.

DISCUSIÓN:

En los tratamientos de SBRT de pulmón la verificación independiente del cálculo de dosis requiere la exactitud de algoritmos de Montecarlo. Existe software comercial que incorpora este tipo de algoritmos, como SciMoCa (IBA Dosimetry), pero hemos elegido como solución alternativa el software libre PRIMO.

El resultado de la validación de los espacios de fase suministrados por Varian viene reflejado en la figura 1. En los PDD, el 100% de los puntos pasa la prueba gamma 2D 1%/1mm a partir del máximo. Las únicas diferencias relevantes aparecen en la parte del build-up, debido a que el volumen relativamente grande de la cámara utilizada (0.125 cm³) y el material no equivalente a agua del que está fabricada originan un exceso de ionización. En el caso de los perfiles también el 100% de los puntos pasa la prueba gamma 2D 1%/3mm.

Acuros XB resuelve de manera determinista la ecuación de transporte de Boltzmann, por tanto, teóricamente, con una exactitud equivalente a la simulación con Montecarlo. Sin embargo, las aproximaciones realizadas para mejorar los tiempos de cálculo, podrían reducir esta exactitud. En este trabajo, los resultados muestran muy buena concordancia entre ambos algoritmos para todas las planificaciones estudiadas, tanto en las verificaciones gamma como en la comparación de histogramas, algo que ya han sugerido publicaciones previas (2).

La principal limitación del estudio es la incertidumbre estadística. Reducirla al 1% requiere tiempos de cálculo elevados para la práctica clínica. Sin embargo, el software dispone de un algoritmo de Montecarlo simplificado, conocido como DPM, que permite con tiempos de cálculo moderados (<2h) obtener resultados con esa incertidumbre (3).

CONCLUSIÓN:

PRIMO es una solución sencilla y económica para la verificación secundaria del cálculo de dosis en localizaciones complejas. Acuros XB es un algoritmo de cálculo adecuado para las planificaciones de SBRT en pulmón.

Pósteres Radioterapia / 728

¿Cómo afecta a la verificación de una VMAT el cambio de dosis de tratamiento?

Autores: Valentín Campo San Martín¹ ; Tomas Martin^{None} ; Gaspar Sanchez^{None} ; Jesus Cortes^{None} ; Jesus Ruiz^{None} ; Rodrigo Lopez^{None}

¹ OSI ARABA- HOSPITAL DE TXAGORRITXU

Corresponding Authors: camposmv4@gmail.com, , , ,

Introducción:

Este estudio surgió a partir de una consulta realizada por un médico, en la cual se nos proponía finalizar el tratamiento de un paciente con una sesión en la cual se doblara el valor de dosis que llevaba hasta ese momento.

El objetivo del estudio es verificar que cuando aumentamos la dosis de un tratamiento de VMAT, manteniendo fijos sus puntos de control y la tasa de dosis, la verificación realizada para el tratamiento inicial sigue siendo válida, no teniendo que volver a realizar la verificación del tratamiento para la nueva dosis.

Material y métodos:

Para realizar el estudio se tomaron 3 estudios para las patologías de próstata, recto y cerebro que son las más frecuentes en nuestro hospital, todas realizadas con la técnica de VMAT.

El planificador usado para el estudio es el RayStation 8 (RaySearch Laboratories, Suecia), el equipo usado para la verificación de Vmat es Octavius®1500 (PTW, Alemania) asociado a su software de verificación PTW-Verisoft® (PTW, Alemania), para la verificación de dosis en un punto se utilizó una cámara Semiflex 3D (PTW, Alemania), el acelerador usado es un Synergy®Elekta (Elekta, Suecia).

Una vez seleccionados los casos, fuimos calculando los nuevos tratamientos para las nuevas dosis manteniendo fijos los puntos de control y las tasas de dosis de las planificaciones iniciales. A continuación verificamos tanto con matriz como con cámara todos los casos. Finalmente analizamos los datos obtenidos mediante las herramientas de software.

Resultados:

Comparando los resultados (Figura 1 y 2) obtenidos al realizar las verificaciones con diferente fraccionamiento para las distintas patologías, observamos que no hay cambios en las distribuciones de dosis de los mismos.

Se observa que las unidades monitor de ambos planes con diferente dosis están relacionadas por un valor el cual es la relación entre las dosis de los diferentes planes.

Conclusiones:

Se concluye que podemos modificar las dosis de un tratamiento manteniendo fijos los puntos de control y las tasas de dosis sin tener que realizar una verificación nueva, estando seguros que la calidad del tratamiento se mantiene.

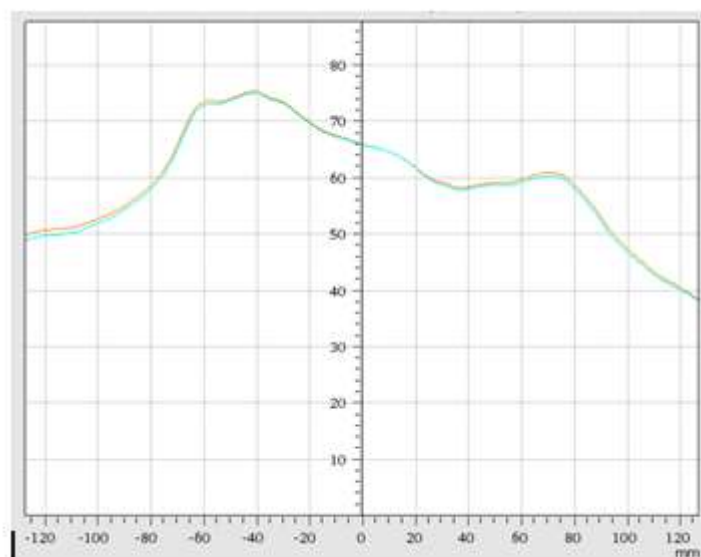


Figure 645: Figura1: Comparación relativa de dosis de los perfiles para un tratamiento de próstata para una planificación a 2,3 Gy frente a una planificación a 3,5 Gy.

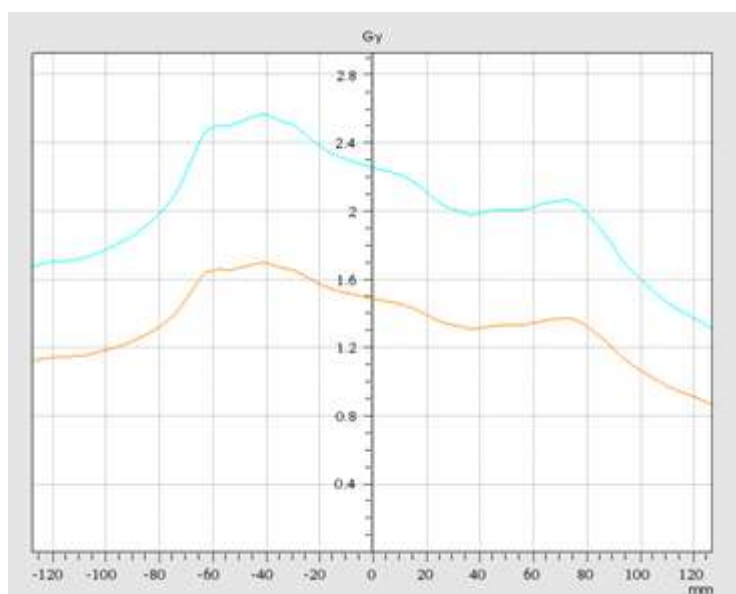


Figure 646: Figura2: Comparación absoluta de dosis de los perfiles para un tratamiento de próstata para una planificación a 2,3 Gy frente a una planificación a 3,5 Gy.

Pósteres Radioterapia / 374

10 años de experiencia con Dosimetría Portal en la verificación pre-tratamiento de planes IMRT

Autores: Camilo Jose Sanz Freire¹; Jose Olasolo Alonso²; Pedro Collado Chamorro²; Alejandro Vázquez Galiñanes²; Victor Díaz Pascual²; Susana Pérez Echagüen³; Gustavo Ossola Lentati³

¹ Servicio de Radiofísica - CIBIR Hospital Sanz Pedro

² Servicio de Radiofísica - CIBIR Hospital San Pedro

³ Servicio de Oncología Radioterápica - CIBIR Hospital San Pedro

Corresponding Author: csanz@riojasalud.es

1. Introducción.

La verificación de planes de tratamiento de intensidad modulada pre-tratamiento paciente-específicos es una metodología que redundará en una mayor seguridad en la impartición de tratamientos y un control de la calidad de los mismos. Estos métodos pueden ser costosos en términos de tiempo del especialista en radiofísica y ocupación de las unidades de tratamiento. La disponibilidad de métodos como la verificación de fluencias mediante “imágenes de dosis” resultan prácticos y poco costosos en términos de recursos. Nuestra Unidad cumple ahora 10 años en el uso de esta metodología. Este trabajo describe y resume los resultados, limitaciones y soluciones encontrados durante este periodo.

2. Material y métodos.

Se dispone de una licencia de Portal Dosimetry Image Prediction (VARIAN-MS) para el cálculo de “imágenes de dosis” a partir de fluencias de campos modulados. Las imágenes de verificación son adquiridas en un CLINAC 2100C/D (VARIAN-MS) mediante un panel aS1000. Las imágenes calculadas y adquiridas se analizan en el entorno Portal Dosimetry (VARIAN-MS). Para el presente trabajo, se rehízo el análisis de todos los planes de intensidad modulada de los últimos 10 años de forma automatizada mediante un script que incluye la librería VMS.DV.PD.Scripting que permite el acceso a métodos y objetos manejados en Portal Dosimetry. Se estudia la problemática asociada a distintos efectos propios del panel, en particular por su impacto en los resultados, efectos de retrodispersión en el brazo mecánico y linealidad, describiendo los métodos empleados para minimizarlos.

3. Resultados.

Se analizan un total de 728 planes de tratamiento, para un total de 7510 campos de intensidad modulada, correspondientes principalmente a tres localizaciones anatómicas (pelvis, cabeza-cuello y cerebral). El análisis se realiza mediante índice gamma local, con criterio 2mm/3%, excluyendo los píxeles de la imagen por debajo del umbral del 10%. Los resultados del análisis estadístico se muestran en la tabla 1. En relación con los efectos propios del panel, el impacto en los resultados de la falta de linealidad se ha podido paliar empleando calibraciones en dosis específicas. El empleo de material de retrodispersión homogeneizador detrás del panel durante la calibración y medidas reduce el efecto de “caída” de los perfiles hasta un 1%, dependiendo del tamaño de campo, mejorando el acuerdo con la imagen calculada.

	Area gamma <1 (%)	Gamma Max	Gamma Medio	Area gamma > 0.8 (%)	Area gamma > 1,2 (%)	Diferencia Dosis Max (CU)	Diferencia Dosis Media (CU)	Área Diferencia > 0.5 CU (%)	Área Diferencia > 0.8 CU (%)
Media	0.980	2.356	0.303	0.019	0.009	0.143	0.012	0.007	0.006
Desv est	0.029	1.446	0.079	0.026	0.016	0.113	0.009	0.070	0.056
Max	1.000	10.000	0.999	0.374	0.276	7.851	0.570	0.988	0.982
Min	0.803	0.267	0.029	0.000	0.000	0.120	0.001	0.000	0.000

Figure 647: Tabla 1. Estadística análisis gamma

4. Discusión.

El análisis estadístico muestra homogeneidad de los resultados obtenidos, así como un grado de cumplimiento de los criterios de aceptabilidad prácticamente total. La experiencia demuestra que en

la mayoría de casos en que el análisis falla, la revisión del setup o actualización de las calibraciones de dosis e imagen resuelven el problema. Se presentan soluciones prácticas a las limitaciones propias del sistema, mejorando los resultados

5. Conclusiones.

Si bien la validez de los métodos de verificación pre-tratamiento paciente específicos es debatible por su falta de correlación con los resultados clínicos y escasa eficiencia en la detección de errores en el proceso de tratamiento, la dosimetría portal supone un método de bajo coste en términos de recursos, y un proceso fácilmente implementable y sostenible como demuestra la larga experiencia aquí descrita.

Pósteres Radioterapia / 607

Influencia de la mesa en los resultados del Octavius 4D en un Versa HD

Autores: Mónica Gómez Incio¹ ; Javier Sánchez Ruipérez¹ ; Pedro Javier Mancha Mateos¹ ; Juan Miguel Delgado Aparicio¹ ; Pedro Almendral Manzano¹ ; Jesús Carlos Carbajo Chavez¹ ; Daniel Roberto Dominguez¹

¹ Hospital Universitario de Badajoz

Corresponding Authors: monicaincio@gmail.com, ruipe90@gmail.com

Introducción

Con la instalación del nuevo acelerador Versa HD (Elekta) en el Hospital Universitario de Badajoz surgió la necesidad de modelar la mesa de tratamiento para poner en marcha las nuevas técnicas de tratamiento (IMRT y VMAT) y con ello las verificaciones dosimétricas de los pacientes. El objetivo de este trabajo es ver la influencia del modelado de la mesa en los resultados obtenidos en estas verificaciones.

Material y métodos

Las verificaciones se han realizado en un acelerador Versa HD (Elekta) con fotones de 6 MV y 10 MV con filtro y sin filtro aplanador, y el MLC Agility con 80 pares de láminas de 0.5 cm. La mesa de tratamiento es una Precise con el tablero Hexapod EVO. Esta mesa tiene una atenuación de un 2.85% en la angulación de 180° llegando a ser de un 4% para incidencias más oblicuas (140°) en la energía de 6 MV mientras que para 10 MV estos valores son de un 2.3% a 180° y de 3.6 para 140° y está compuesta por dos zonas en su estructura, una capa más externa de 6 mm que recubre a una zona interna de 4.5 cm de espesor.

El maniquí utilizado el Octavius 4D (PTW) con el array 2D 1500 cuyo área de detección es de 27x27 cm² y tiene una resolución de 7.07 mm. Este maniquí rota solidariamente con el gantry, permitiendo que la incidencia del haz en la matriz de detectores siempre sea perpendicular.

Para la comparación se ha empleado el software Verisoft (propio del Octavius) que permite obtener resultados del análisis gamma en los diferentes planos (Sagital, transversal y coronal) y en volumen (3D) empleando los PDDs medidos en el acelerador. Se ha empleado un análisis gamma 3%- 3mm y un umbral de 10% del máximo de la dosis calculada.

Se han analizado múltiples tratamientos de pacientes con diferentes patologías empleando tanto la técnica IMRT Step and Shoot como VMAT en el sistema de planificación Pinnacle 16.2 y el algoritmo de optimización Convolución CC.

Resultados y discusión

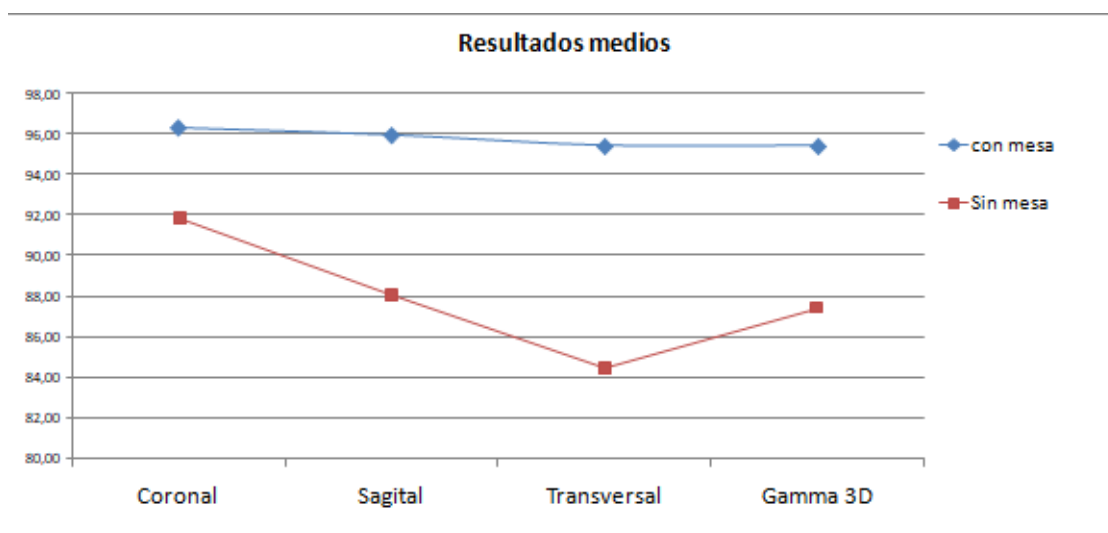


Figure 648: Diferencias medias según plano y en volumen

En la Figura 1 se puede observar los resultados medios obtenidos según el plano analizado y en volumen. Se aprecia claramente como la influencia es mayor en el plano transversal llegando a un 10% de diferencia entre el valor obtenido con la mesa y sin ella frente al 8 % en otros planos. Esto todavía es más pronunciado cuando diferenciamos la patología, por ejemplo en próstatas con ganglios las diferencias oscilan entre el 19-6% dependiendo del plano analizado.

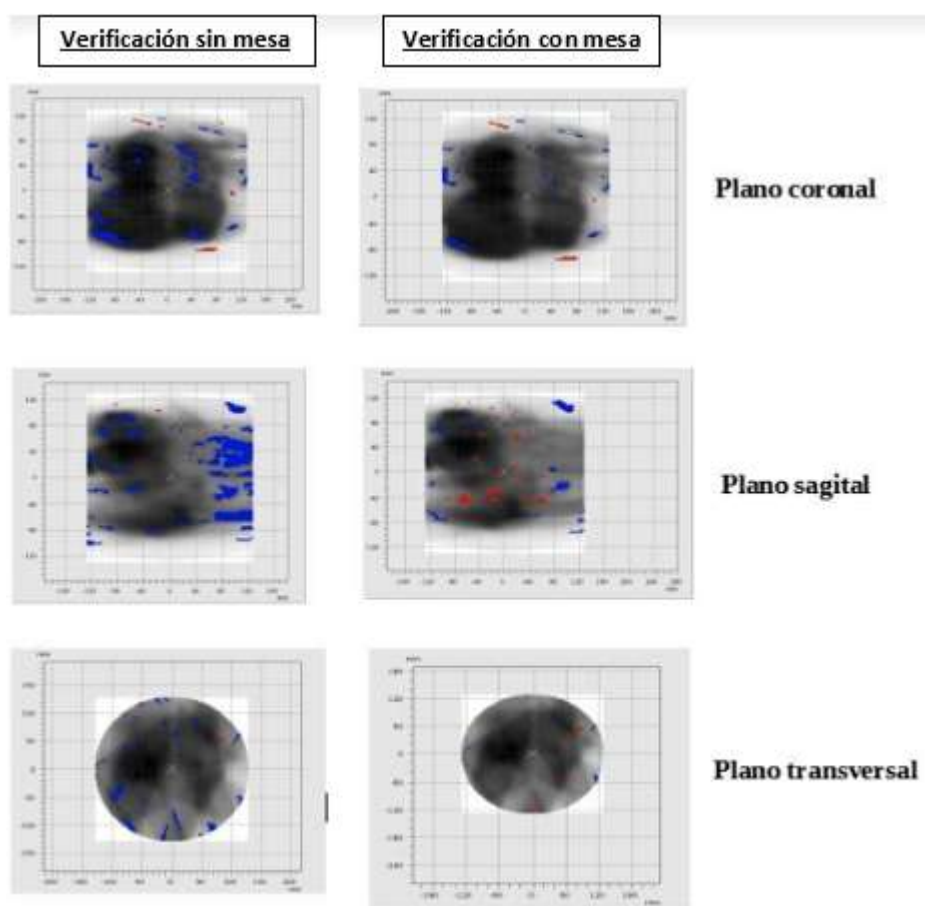


Figure 649: Diferencias dosimétricas encontradas en un paciente

Esto se corrobora en el ejemplo de la figura superior (figura 2) donde se visualizan las diferencias

dosimétricas al introducir la mesa y al no hacerlo.

Conclusiones

Introducir la mesa de tratamiento, en el sistema de planificación Pinnacle 16.2, a la hora de generar el control de calidad de los tratamientos es imprescindible para obtener resultados lo más reales posibles, disminuyendo las incertidumbres del proceso radioterápico.

Pósteres Radioterapia / 498

VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN LAS ZONAS DE UNIÓN DE CAMPOS EN TRATAMIENTOS CRANEOESPINALES CON VMAT

Autores: Abel Niebla Piñero¹ ; Paula Rosa Menéndez¹ ; Manuel Rodríguez Pazos¹ ; Breixo Carmelo Portas Ferradás¹ ; Breogán Sobral Aspérez¹ ; Noelia Solís Preciado¹ ; Marta Rodríguez Portabales¹ ; Jose Ángel Merino Gestoso¹ ; Diego Jiménez Vegas¹

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

Corresponding Author: abelniebla@gmail.com

Introducción.

El propósito del estudio es analizar la viabilidad de utilizar VMAT como técnica para el tratamiento craneoespinal en nuestro centro. La principal incertidumbre del tratamiento, radica en la dosis absorbida en la zona de unión de campos con diferente isocentro. Por tanto, la exactitud de la distribución de dosis en dicha región, respecto a la planificada, será crítica para garantizar que la zona no presenta ni grandes infradosificaciones ni sobredosificaciones.

Nuestro trabajo ha consistido en realizar un análisis relativo de dichas distribuciones en las zonas de unión, se ha utilizado para ello películas EBT3 y se han comparado las distribuciones medidas con las obtenidas en nuestro sistema de planificación.

Material y Métodos.

Para la realización del estudio se han tomado 4 craneoespinales tratados en nuestro centro, replanificándose todos con VMAT en el planificador Elekta Monaco. Para la zona de unión entre campos se ha escogido una longitud de 6 cm de PTV en dirección craneocaudal. Todos los planes han sido recalculados en el maniquí IBA I'mRT. Los planes se han irradiado en un acelerador Elekta Versa HD de nuestro servicio y se ha medido la distribución de dosis en un plano coronal central para cada uno de los tratamientos, colocando tanto para el cálculo como para la medida el centro de las uniones en el centro del maniquí. Para la correcta administración del tratamiento se han hecho los desplazamientos necesarios para garantizar la correcta posición del mismo. Previo al proceso de análisis a todas las películas se las ha sometido a un suavizado utilizando ImageJ para paliar pequeñas inhomogeneidades que pudieran existir.

Para el análisis se ha utilizado el programa PTW Verisoft para comparar los planos de dosis enviados desde el planificador con los medidos. En el análisis, se han normalizado ambas distribuciones a un punto en una región fuera de la unión y que presentara homogeneidad.

Resultados.

Se han obtenido los siguientes resultados:

	Gamma (%Dosis-mm)					
	3-3	5-5	5-3	3-5	3-8	3-10
Paciente A	94,2	99,9	98,8	98,7	100	100
Paciente B	89,1	98,3	95,1	96	99,5	99,9
Paciente C	83,4	95,7	92,4	90	95,7	98,3
Paciente D	72,6	95,7	88,2	84,9	94,2	96,7

Figure 650: enter image description here

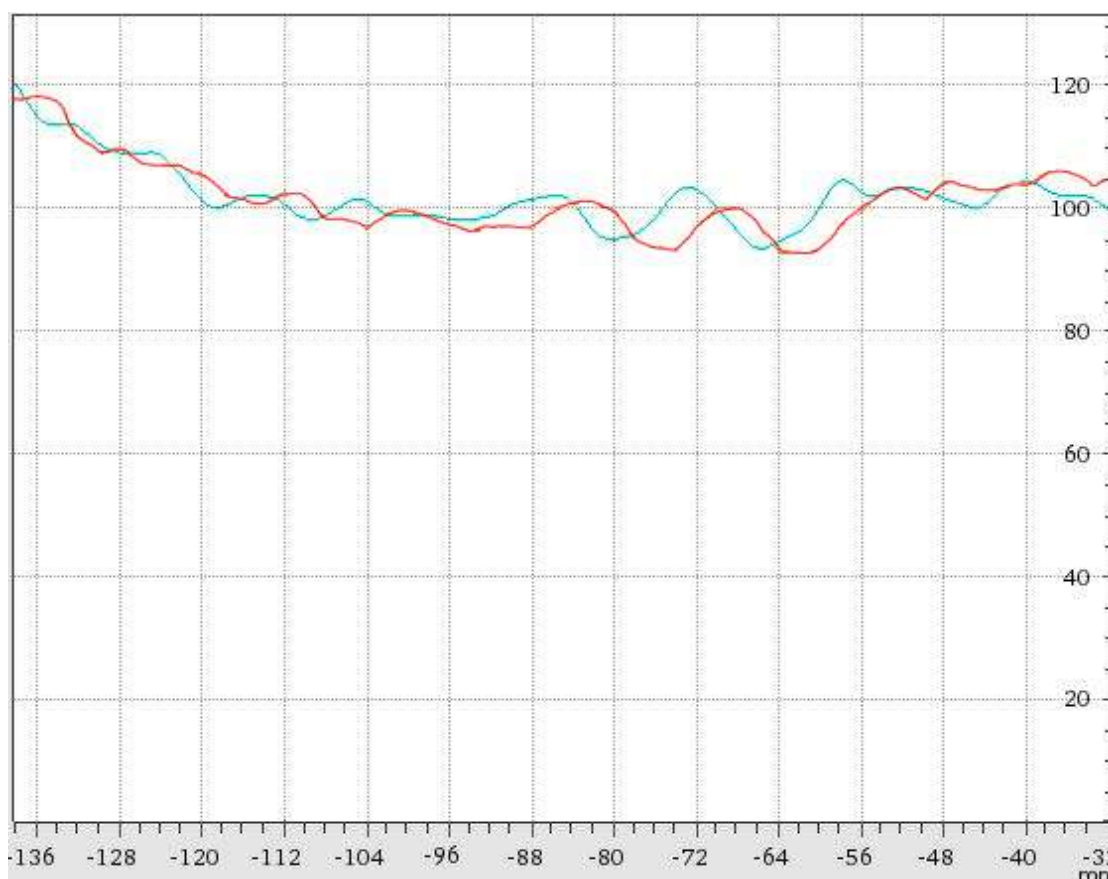


Figure 651: enter image description here

Discusión.

Como era de esperar en una técnica tan compleja los resultados de nuestro Γ 3-3 presentan valores más bajos respecto a una VMAT estándar. Aun así los resultados son más que aceptables cuando se sopesa los beneficios de la técnica respecto al método clásico con 3DCRT. Además los resultados obtenidos para el Γ 5-5 son muy buenos como para el resto de valores estudiados. Hemos visto que diferencias de entre un 10-15 % de dosis relativa puede obtenerse como límites máximos, dato que contrasta con valores mucho más altos del orden del 50% que pueden alcanzarse con 3DCRT.

Conclusiones.

Se ha comprobado la viabilidad de la VMAT como técnica de tratamiento, obteniéndose en muy buenos resultados en cuanto a la reproducibilidad de la dosis en la unión de campos de diferente isocentro, por tanto la técnica pasa a ser la técnica de referencia de nuestro centro para futuros casos.

Bibliografía.

Studenski M., Shen X., Yu Y., et al. Intensity-modulated radiation therapy and volumetric-modulated arc therapy for adult craniospinal irradiation-A comparison with traditional techniques

Pósteres Radioterapia / 119

Control de calidad de tratamientos de SBRT con VMAT

Autores: Ariane Montejó Arteché¹ ; Manuel Fernández Montes¹ ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Agustín Válgoma Solanas¹ ; Miguel Castanedo Álvarez² ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

² Hospital de Jerez

Corresponding Author: arianemontejo@gmail.com

Introducción:

A medida que las técnicas de radioterapia han ido aumentando en complejidad, las dosis impartidas son más altas y mayores los gradientes, los controles de calidad (CC) de los tratamientos se han vuelto más exhaustivos a fin de garantizar una correcta administración de los mismos. En particular, los CC son algo fundamental en el proceso radioterápico de las SBRT debido a las altas dosis por fracción que se administran en este tipo de tratamientos. En este trabajo se exponen y se analizan los controles realizados para este tipo de tratamiento.

Material y métodos:

Se diferencian dos tipos de CC, por un lado los que sirven para analizar los parámetros físicos y dosimétricos del acelerador (Machine QA), y por otro lado, los que se llevan a cabo para validar el plan de tratamiento de cada paciente (Patient QA).

Para realizar el Machine QA semanalmente se realizan controles de imagen (CBCT, MV y KV), de tamaño de campo, de MLC (Picket Fence), un test de estrella, control de la tasa de dosis, la velocidad de gantry y la velocidad de las láminas. Además, cada día que hay tratamientos de SBRT se realiza también el test de Winston-Lutz que nos permite comprobar la exactitud del isocentro. Todas estas medidas se han llevado a cabo con la plataforma web SNC Machine (Sun Nuclear)

En lo que respecta al Patient QA, para cada plan de tratamiento realizamos tres medidas: dosis en un punto, con un maniquí cúbico de RW3 y una cámara pinpoint, medida en 3D con el maniquí Octavius 4D de PTW, en el cual realizamos un análisis gamma comparando la dosis calculada en el maniquí Octavius con la dosis medida en este maniquí, y por último dosimetría portal con la herramienta proporcionada por Varian, donde realizamos también un análisis gamma de las fluencias calculadas y medidas.

Resultados:

- Machine QA: Las medidas realizadas están muy por debajo de las tolerancias recomendadas por el TG-142 para los tratamientos de SBRT.

- Patient QA: En la siguiente tabla se indican los resultados del CC de 100 planes de tratamiento de SBRT con VMAT:

	DOSIMETRÍA ABSOLUTA	MANIQUÍ OCTAVIUS						PORTAL DOSIMETRY					
		Gamma global			Gamma local			Gamma global			Gamma local		
		$\gamma_{3,3}$	$\gamma_{2,2}$	$\gamma_{1,1}$	$\gamma_{3,3}$	$\gamma_{2,2}$	$\gamma_{1,1}$	$\gamma_{3,3}$	$\gamma_{2,2}$	$\gamma_{1,1}$	$\gamma_{3,3}$	$\gamma_{2,2}$	$\gamma_{1,1}$
Media (%)	1.5	99.8	98.2	79.7	98.0	88.6	58.3	100.0	99.7	96.7	99.6	98.3	87.6
Desviación estándar	1.2	0.1	1.4	6.8	1.2	3.9	7.0	0.1	0.5	3.1	1.3	3.0	9.1
Nivel de confianza del 95%	3.8	99.6	95.4	66.4	95.7	81.0	44.5	99.9	98.7	90.7	97.0	92.6	69.7
Nivel de confianza del 99%	4.5	99.5	94.5	62.2	95.0	78.6	40.2	99.8	98.4	88.8	96.1	90.7	64.1

Figure 652: Resultados del CC de 100 planes de tratamiento



Figure 653: De izquierda a derecha: maniqués para realizar el machine QA, maniquí cúbico de RW3, maniquí Octavius, EPID

Conclusiones:

A través de los resultados obtenidos se establecen las tolerancias a los CC de los planes de tratamiento aplicando a nuestros resultados un nivel de confianza del 95% y del 99%. De los 100 pacientes analizados, tan sólo en una ocasión los resultados del CC de un plan de tratamiento no estaban dentro del anterior nivel de confianza y por ello se hizo una nueva planificación.

A la vista de los resultados estamos valorando reducir el número de CC para futuros tratamientos de SBRT.

Pósteres Radioterapia / 104

Dosimetria en ICT mediante placa EBT3

Autores: Carlos Pino León¹; Jose Ramón Puértolas Hernández¹; Fernando Gómez Enríquez¹; Sheila Calvo Carrillo¹; Unai Iriondo Igerabide¹; Francisco Jose Lozano Flores^{None}

¹ Hospital Donostia

Corresponding Author: carlos.pinoleon@osakidetza.eus

1.Introducción

La irradiación corporal total (ICT) es una técnica no estándar que requiere de dosimetría in vivo (DIV) para su correcta administración. En su puesta en marcha, una verificación independiente mediante el uso de TLDs, añade seguridad a la técnica. En nuestro centro se ha desarrollado un método para verificar la dosimetría en condiciones ICT usando radiocrómicas.

2.Material y métodos.

La técnica ICT usada presenta al paciente en decúbito lateral con DFS 425 cm y spoiler a 15 cm de la superficie entre fuente y paciente. En la medidas presentadas se han utilizado un maniquí de RW3 con inserto para farmer, un maniquí antropomórfico RANDO, placas EBT3, 10 diodos PTW T60010L-4, una cámara PTW TM30006 y un acelerador TrueBeam.

Sobre una mesa especialmente diseñada en el centro para los tratamientos de ICT, tras realizar la calibración de los diodos siguiendo a Ribas M. se simula mediante el maniquí RANDO y el maniquí RW3 el tratamiento del campo PA de 2000 UM de un paciente. En nuestro centro se consideran 5 puntos de medida de dosis para los que se destinan 10 diodos (entrada y salida). En la verificación se analiza la coherencia entre la dosis medida mediante placa EBT3 y la lectura aportada por el diodo. La configuración de las medidas se puede ver en la figura 1.



Figure 654: Figura 1

Se destinan dos trozos de placa EBT3 a cada punto de medida siguiendo el esquema placa, corte de maniquí RANDO sobre el que sitúan los diodos, placa. El procedimiento de calibración y medida de las placas EBT3 que utilizamos (siguiendo un protocolo basado en el descrito por Micke A.) nos garantiza la distribución relativa de dosis. Para ello cogemos una placa EBT3 y la cortamos en 10 trozos. Sobre el maniquí RW3 de 20 cm de grosor se inserta la cámara farmer a 10 cm de profundidad (plano medio) y se rodea a 2 cm por dos trozos de placa radiocrómica. Conocido el PDD esto nos da la relación VP (valor de pixel)- Dosis absoluta. Después se contrasta la coherencia entre la dosis a plano medio en los cinco puntos medida por los diodos, la estimada mediante cálculo semi-empírico y la ofrecida por las placas.

3.Resultados

Las medidas de dosis estimadas, medidas con diodo y medidas con placa EBT3 se muestran en la tabla

1. Las incertidumbres mostradas corresponden a la desviación típica ($k=1$) de 5 medidas.

P. Dosis	Dosis 1/2 esp. (Gy)	EBT3 (Gy)	σ (%)	Diodo	σ (%)
Abdomen	0,913	0,878	1,8%	0,902	1,2%
Mediastino	0,983	0,892	9,6%	0,935	1,5%
Cuello	1,086	1,132	7,0%	1,048	1,8%
Craneo	1,008	0,936	5,7%	0,956	1,3%
Pulmón	0,485	0,434	12,2%	0,487	2,5%

Dif. (%)	Dio-Est.	EBT3-Est.	EBT3-Dio.
Abdomen	-1,2%	-3,8%	-2,6%
Mediastino	-4,9%	-9,3%	-4,7%
Cuello	-3,4%	4,2%	7,9%
Craneo	-5,2%	-7,2%	-2,1%
Pulmón	0,5%	-10,4%	-10,9%

Figure 655: Tabla 1

4.Discusión

Las medidas son coherentes dados los rangos de incertidumbre asociados pero existen dos puntos a destacar y analizar. Primero la incertidumbre tras la protección de pulmón es del orden del 10%, lo cual es a toda vista inaceptable y segundo en las medias de las EBT3 existe una tendencia a infraestimar la dosis si bien está dentro del rango de incertidumbre de la medida.

5.Conclusiones

Los resultados permiten garantizar la correcta calibración de los diodos dentro de los márgenes de incertidumbre dados usando para ello una opción económica y de fácil acceso como son las placas EBT3.

Pósteres Radioterapia / 556

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA DE TRATAMIENTOS DE MAMA CON RADIOTERAPIA EXTERNA CON LA TÉCNICA DE DEEP INSPIRATION BREATH HOLD

Autores: Álvaro Antonio Fernández Lara¹; Enrique Tenllado Baena¹; Elisabet González-del-Portillo¹; Sofia García Repiso¹; Raul Sánchez Lopez¹; Jorge Hernández Rodríguez¹; Noelia Suarez Alvarez¹; Orlanda Alonso Rodríguez¹; Carlos Martín Rincón¹

¹ Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

Corresponding Author: alvaroflara@gmail.com

Introducción:

En nuestro centro, para los tratamientos de radioterapia de mama izquierda, disponemos del sistema SDX (dyn'r) para la técnica de Deep Inspiration Breath Hold (DIBH), consistente en que la paciente mantiene la respiración al 85% de su capacidad pulmonar máxima, reduciéndose el movimiento del tórax y alejando el corazón del PTV. Tras los primeros tratamientos podemos cuantificar la mejora dosimétrica en los órganos de riesgo (OAR) sin perjuicio en la cobertura del PTV.

Material/métodos:

Se analizan 9 pacientes con tratamiento de mama izquierda con boost secuencial.

Se les realizó el día de la simulación un CT en apnea y otro en respiración libre. El sistema SDX emplea un espirómetro como dispositivo de control activo de la respiración y unas gafas en las que

la paciente puede ver su ciclo respiratorio. El umbral establecido para la apnea es del 85% del volumen máximo de capacidad pulmonar.

Para cada paciente, ambos CTs fueron contorneados por el mismo médico. Los OARs analizados son el pulmón izquierdo, la arteria descendente anterior y el corazón.

Buscando eliminar variaciones, las dos dosimetrías de cada paciente las ha planificado una misma persona, y todos los planes están normalizados a un mismo valor, de manera que la cobertura sobre los PTVs sea prácticamente idéntica para poder realizar una correcta comparación dosimétrica.

Para los PTVs se analizan el D95%, D90%, D50%, Dosis media (Dmed) y D2%. Para cuantificar la mejora dosimétrica en los OARs hemos calculado la diferencia relativa en Dmed y D2%.

Resultados:

En los PTVs la variación de los parámetros analizados entre los planes de una misma paciente es inferior al 3% en todos los casos. De igual manera, la variación de estos valores entre todas las pacientes es inferior al 3% para el PTVmama y al 4% para el PTVBoost, por lo que podemos inferir que la cobertura de los PTVs es equivalente en apnea y en respiración libre para cada paciente y entre ellas.

En las figuras 1 y 2 analizamos Dmed y D2%, respectivamente, mostrando para cada estructura la mediana y un intervalo de confianza del 68%. Los PTVs no varían significativamente mientras que hay una clara mejora en los OARs. Las mejoras relativas en apnea son:

- Corazón: la Dmed disminuye un 57% y el D2% un 82,6%.
- Descendente Anterior: la Dmed disminuye un 71,3% y el D2% un 66,6%.
- Pulmón Izquierdo: la Dmed disminuye un 18,9% y el D2% un 7,2%.

En el pulmón izquierdo, el volumen absoluto aumenta un 88% al realizar la apnea. Esto hace que, pese a que el volumen que se irradia es mayor, su porcentaje con respecto al volumen total sea menor, disminuyendo así la dosis recibida por unidad de volumen.

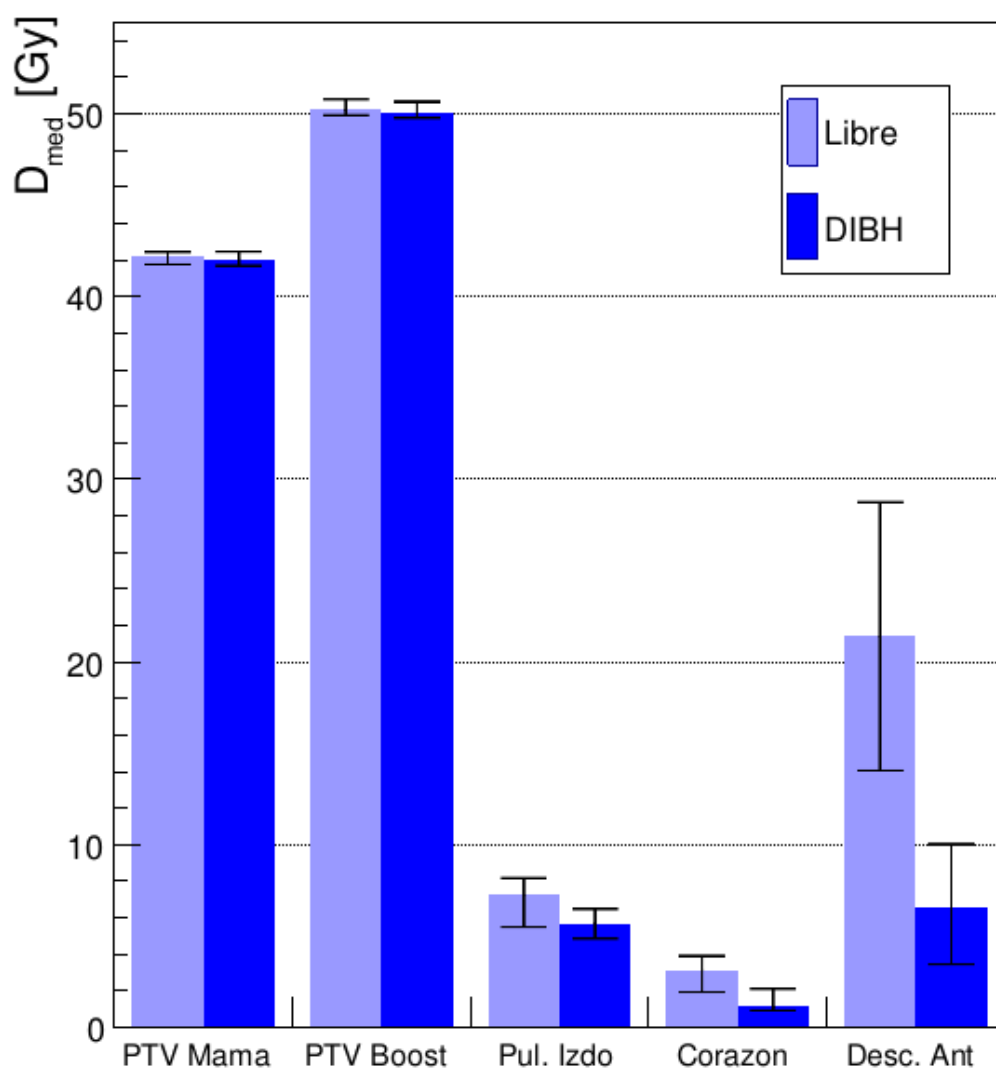
**Figura 1**

Figure 656: enter image description here

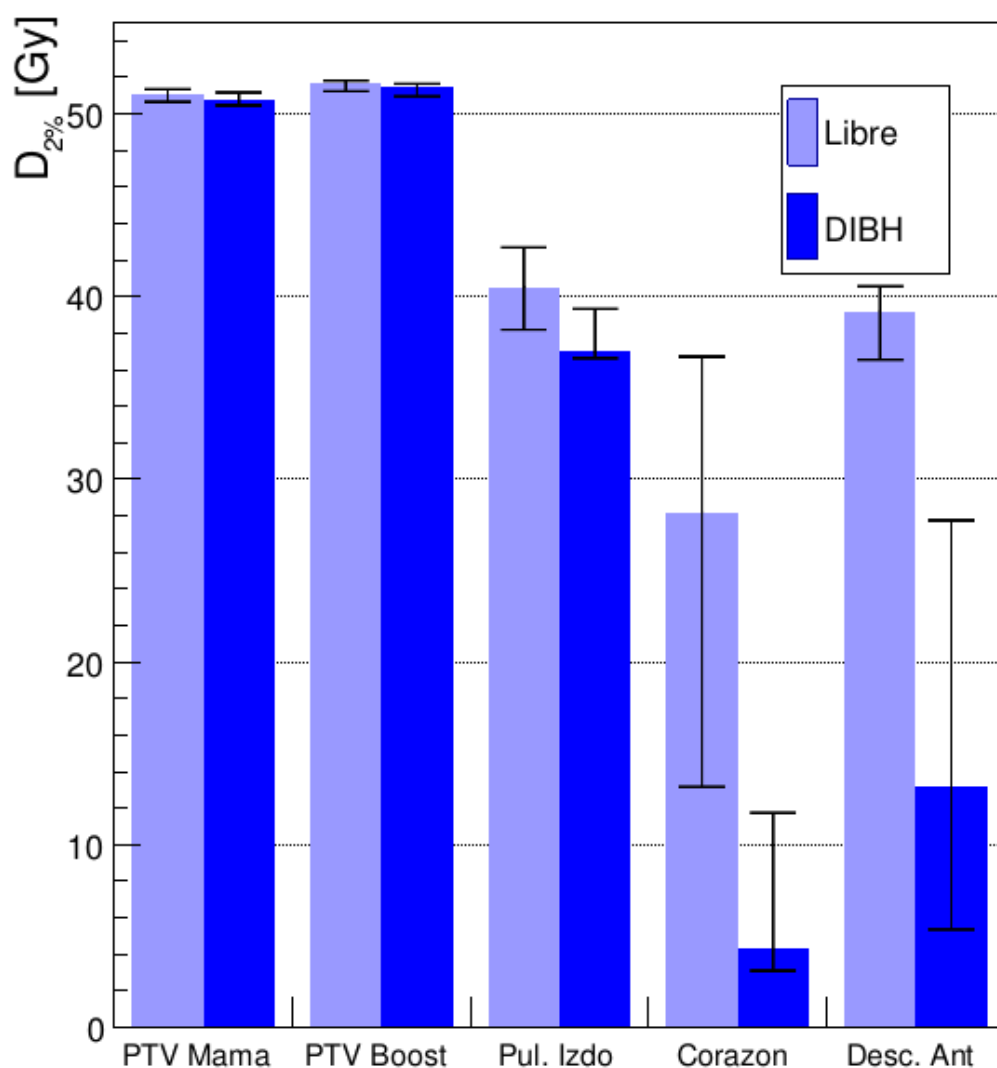


Figura 2

Figure 657: enter image description here

Conclusión

Estos primeros resultados han demostrado que el uso de un sistema de DIBH para tratamientos de mama izquierda supone una disminución considerable de dosis en los OARs.

El estudio sigue en proceso de añadir pacientes para tener así una significancia estadística más relevante y datos más pormenorizados.

Pósteres Radioterapia / 578

Influencia de la posición del isocentro en la verificación de planes de tratamiento

Autores: Eloy Moreno Anaya¹ ; María Dolores Cañavera González¹ ; Juan Román Raya² ; J.M. De la Vega¹ ; Damián Guirado¹

¹ Hospital Universitario San Cecilio (Granada)

² Hospital Universitario San Cecilio de Granada

Corresponding Author: eloymorenoanaya@gmail.com

Introducción

Con objeto de optimizar los procedimientos de planificación en nuestro centro y de adoptar un criterio unificado acerca de los aspectos técnicos del tratamiento, se estudia la influencia de la posición del isocentro en la verificación de tratamientos de arcoterapia dinámica (VMAT). En este resumen se presentan los resultados preliminares del estudio, aún en curso.

Material y métodos

En este trabajo hemos considerado pacientes diagnosticados de adenocarcinoma de próstata con, al menos, dos indicadores de alto riesgo, para los que se prescribe un tratamiento de radioterapia externa dividido en 28 fracciones con las siguientes dosis administradas de manera concomitante: 70 Gy a la próstata, 64.4 Gy a las vesículas seminales y adenopatías presentes, si las hubiera, y 50.4 Gy al conjunto de las cadenas ganglionares.

Para cada uno de los 11 pacientes considerados hasta el momento de redactar este resumen, se elaboraron, mediante el sistema de planificación Pinnacle 9.14, dos planes de tratamiento de VMAT: uno situando el isocentro en el centroide de la próstata (*isocentro PR*) y otro con el isocentro situado en el centroide del conjunto de los volúmenes blanco a tratar (*isocentro PEL*).

Cada par de planes de tratamiento se optimizó valorando la similitud de las distribuciones de dosis obtenidas. En todos los casos se emplearon dos arcos completos de fotones de energía nominal 6 MV, fijando los mismos parámetros y objetivos para la planificación inversa.

Las verificaciones de los planes de tratamiento se llevaron a cabo mediante el sistema ArcCheck (Sun Nuclear), empleando un análisis gamma con los criterios (3%,3mm) y (3%,2mm) para la comparación tanto de la dosis absorbida (DA) como de las distribuciones de dosis relativa (DR).

A los resultados obtenidos para cada grupo de medidas en el análisis gamma se les aplicó la prueba t de Student en un diseño con datos emparejados, empleando el *software* de análisis estadístico SPSS (IBM). Se contrastó la siguiente hipótesis: “la media de las diferencias del porcentaje de paso del análisis gamma es cero” (no hay diferencias en la verificación de los planes de tratamiento debidas a la posición del isocentro).

Resultados

En la tabla 1 se muestran los resultados del análisis gamma para los casos descritos. En la figura 1 se representan las diferencias entre los porcentajes de paso del análisis gamma de los planes de tratamiento *isocentro PEL* e *isocentro PR*; en el panel A para el caso de la dosis absorbida y en el panel B en el caso de las distribuciones de dosis relativa.

Los valores de significación obtenidos de la prueba t de Student para la dosis absorbida con las tolerancias (3%,3mm) y (3%,2mm) y las distribuciones de dosis relativa con las mismas tolerancias son, respectivamente: 0.314, 0.280, 0.759 y 0.372.

Conclusión

Con la muestra actual de pacientes no observamos diferencias significativas en la verificación de los planes de tratamiento en función de la posición del isocentro. Esta conclusión tendrá que ser comprobada nuevamente cuando se amplíe la muestra.

Paciente	Isocentro FEL				Isocentro PR			
	DA (3 % 3 mm)	DA (3 % 2 mm)	DR (3 % 3 mm)	DR (3 % 2 mm)	DA (3 % 3 mm)	DA (3 % 2 mm)	DR (3 % 3 mm)	DR (3 % 2 mm)
1	98,7	96,8	99,9	99,7	99,6	98,2	100,0	99,7
2	96,8	92,7	90,7	98,5	97,6	94,0	99,9	90,4
3	95,7	91,3	99,8	97,7	92,2	85,9	99,4	98,1
4	98,0	95,0	99,8	99,3	97,5	93,2	100,0	100,0
5	96,7	92,5	98,8	96,9	96,2	90,3	99,2	96,8
6	99,2	97,2	99,7	99,2	98,8	97,5	99,8	98,9
7	96,3	92,3	99,0	96,5	96,9	94,1	99,6	98,6
8	95,1	93,0	98,2	96,0	98,0	95,8	99,0	97,7
9	99,9	98,9	100,0	99,5	98,5	97,2	99,8	99,3
10	98,2	96,5	100,0	99,6	90,9	87,0	99,4	98,4
11	97,5	94,0	98,7	96,8	96,5	93,4	98,0	96,4
Media (%)	97,5	94,6	99,4	98,2	96,6	93,3	99,5	98,5
Mediana (%)	97,5	94,0	99,7	98,5	97,5	94,0	99,6	98,6
Desviación típica (%)	1,5	2,5	0,6	1,3	2,7	4,1	0,6	1,2

Tabla 1

Figure 658:

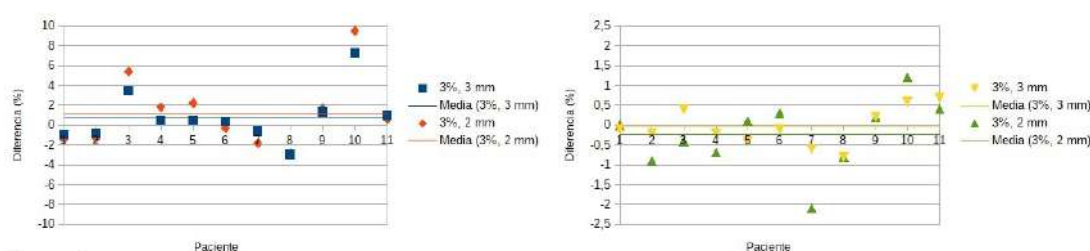


Figura 1

Figure 659:

Pósteres Radioterapia / 717

HERRAMIENTA DE RECÁLCULO POR MONTE CARLO, DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN MONACO DE ELEKTA, DE TRATAMIENTOS CALCULADOS POR OTROS SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN

Autor: Rodrigo Plaza Núñez¹

Co-autores: Carlos Ferrer Gracia¹; Concepción Huertas Martínez¹; Rocío Simón de Blas²; José Bayón¹; Zulima Aza Villarrubia; Eva Corredoira Silva¹

¹ Hospital Universitario La Paz

² H.U. La Paz

Corresponding Author: plazarodrigoes@gmail.com

Introducción

Los sistemas de planificación de tratamientos de radioterapia utilizan algoritmos de cálculo para calcular la dosis absorbida en los tejidos del paciente. Existen muchos algoritmos de cálculo distintos, según su complejidad se obtienen distribuciones de dosis más o menos exactas.

La versión 5.11 del sistema de planificación Monaco de Elekta, dispone de una herramienta de recálculo de los tratamientos calculados por otro sistema de planificación. De forma que tenemos la posibilidad de cuantificar y valorar diferencias entre ambas distribuciones de dosis.

En nuestro caso podemos emplear esta herramienta para recalculamos los cálculos realizados en XIO con el algoritmo de Superposición de cono colapsado mediante el algoritmo de Monte Carlo en Monaco.

Así se pueden estudiar las pequeñas diferencias dosimétricas que presentan en zonas heterogéneas y de baja densidad.

Material y Métodos

Para realizar el recálculo con Monte Carlo se debía importar a Monaco el plan DICOM desde el planificador XIO. En una primera fase, se trabajó con medios homogéneos y campos regulares para corroborar el correcto funcionamiento de la herramienta de recálculo y la compatibilidad del modelado del haz de radiación del acelerador en ambos planificadores. En una segunda fase se estudió el comportamiento en medios heterogéneos.

De este modo conseguimos evidenciar las diferencias de cálculo entre ambos algoritmos.

Resultados

En proceso.

Discusión

En las zonas heterogéneas con menor densidad es donde se muestra mayor diferencia de cálculo entre los algoritmos de Superposición y Monte Carlo. Dicha diferencia se hace más notable en el caso de campos de radiación pequeños.

La diferencia de resultados al enfrentar los algoritmos de cálculo, Superposición y Monte Carlo, se debe a la propia naturaleza del cálculo. En el algoritmo de Superposición se realiza una convolución entre el Terma y el Kernel de deposición de energía para generar la distribución de dosis, mientras que el algoritmo de Montecarlo resuelve la ecuación de transporte de energía de Boltzmann con un método estadístico de distribuciones de probabilidad de interacción de la radiación con la materia, siguiendo las trayectorias de un elevado número de partículas.

Conclusión

La herramienta de recálculo que aporta la versión 5.11 de Monaco de Elekta es de gran utilidad como segundo cálculo verificando las unidades monitor y valorando la calidad de los planes de tratamientos realizados con el algoritmo de Superposición de XIO en zonas heterogéneas de baja densidad.

Pósteres Radioterapia / 152

Medida de la dosis periférica superficial en un acelerador lineal de electrones: comparativa entre haces con (FF) y sin filtro aplanador (FFF) empleando película radiocrómica EBT3.

Autores: Maria Trinitat García Hernández¹ ; Aurora Vicedo González¹ ; Beatriz Sánchez Nieto ² ; Maite Romero Expósito³ ; Joan Roselló Ferrando⁴

¹ ERESA. Hospital General Universitario de Valencia

² Instituto de Física, Pontificia Universidad Católica de Chile

³ Departamento de Física, Universitat Autònoma de Barcelona

⁴ ERESA. Hospital General Universitario de Valencia.

Corresponding Author: mtrinitat@eres.com

Introducción. Las dosis periféricas recibidas por pacientes de radioterapia externa suponen un riesgo de cáncer secundario, siendo la piel es uno de los órganos implicados. Sin embargo, la dosimetría superficial periférica presenta retos como la falta de equilibrio electrónico o la variación del espectro energético fuera del campo de tratamiento.

Por otro lado, desarrollos de los aceleradores lineales de electrones, como los haces sin filtro aplanador, son una técnica prometedora en la reducción de la dosis periférica superficial. El objetivo de este trabajo es comparar las dosis periféricas superficiales de haces de fotones, con y sin filtro aplanador, de un acelerador lineal, para 10 MV y 6 MV, empleando la película radiocrómica EBT3.

Material y método.

Se mide la dosis periférica superficial (de 2 a 50 cm de distancia del borde de campo) sobre un maniquí antropomórfico (Rando phantom Alderson Laboratories) irradiado en un acelerador lineal Varian Truebeam. Se emplean películas radiocrómicas EBT3 combinadas con un método de calibración que reduce la dependencia energética, lo cual es verificado comparando las medidas de la cámara de ionización (CC13, IBA dosimetry) y la película radiocrómica EBT3 para todos los puntos de medida, a una profundidad de 3 cm.

Primero se evalúan campos cuadrados con incidencia única, modificando parámetros clínicos relevantes (SSD, tamaño de campo y distancia entre colimador y multiláminas). En segundo lugar, se analizan tratamientos estereotácticos de cuerpo localizados en la mama y en la próstata.

Resultados: Los resultados con cámara de ionización y película radiocrómica son equivalentes.

Para campos cuadrados e incidencias únicas, la dosis periférica superficial es inferior para la modalidad de tratamiento FFF (excepto para el campo 3x3 a 2 y 5 cm del borde de campo). Además, 10 MV FFF es la energía que presenta la dosis superficial fuera de campo más baja. Las diferencias entre haces FF y FFF varían entre un 4% y un 57% para 6MV y entre un 4% y un 71% para 10 MV y aumentan con la distancia al borde de campo.

Para la SBRT de mama, la dosis periférica superficial disminuye para la modalidad FFF. Para la SBRT de próstata la dosis se reduce con haces FFF para todos los puntos excepto para distancias intermedias.

Discusión y conclusiones.

Para campos cuadrados e incidencias únicas, a distancias superiores a 5 cm del borde de campo, la dosis periférica superficial con haces FFF es siempre inferior a la de haces FF. Cuando las mordazas se alejan 3 cm del borde del multiláminas, hay un incremento en la dosis periférica, mayor que el observado cuando se compara FF versus FFF. La disminución más importante en dosis periférica superficial se consigue reduciendo el tamaño del campo de tratamiento.

En los casos clínicos, cerca y lejos del borde de campo hay una importante reducción de la dosis periférica superficial para haces FFF. A distancias intermedias la tendencia no es clara y debe ser comprobada dependiendo del caso.

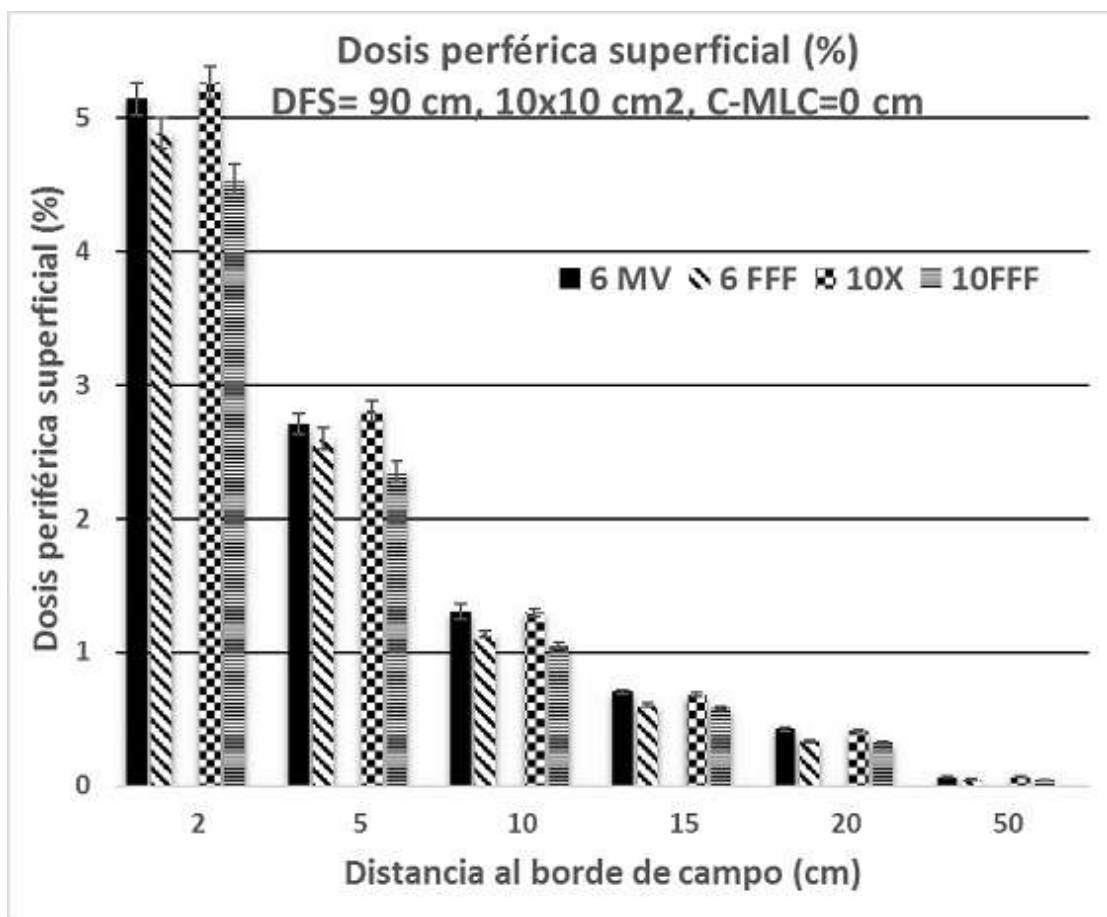


Figure 660: Figura 1

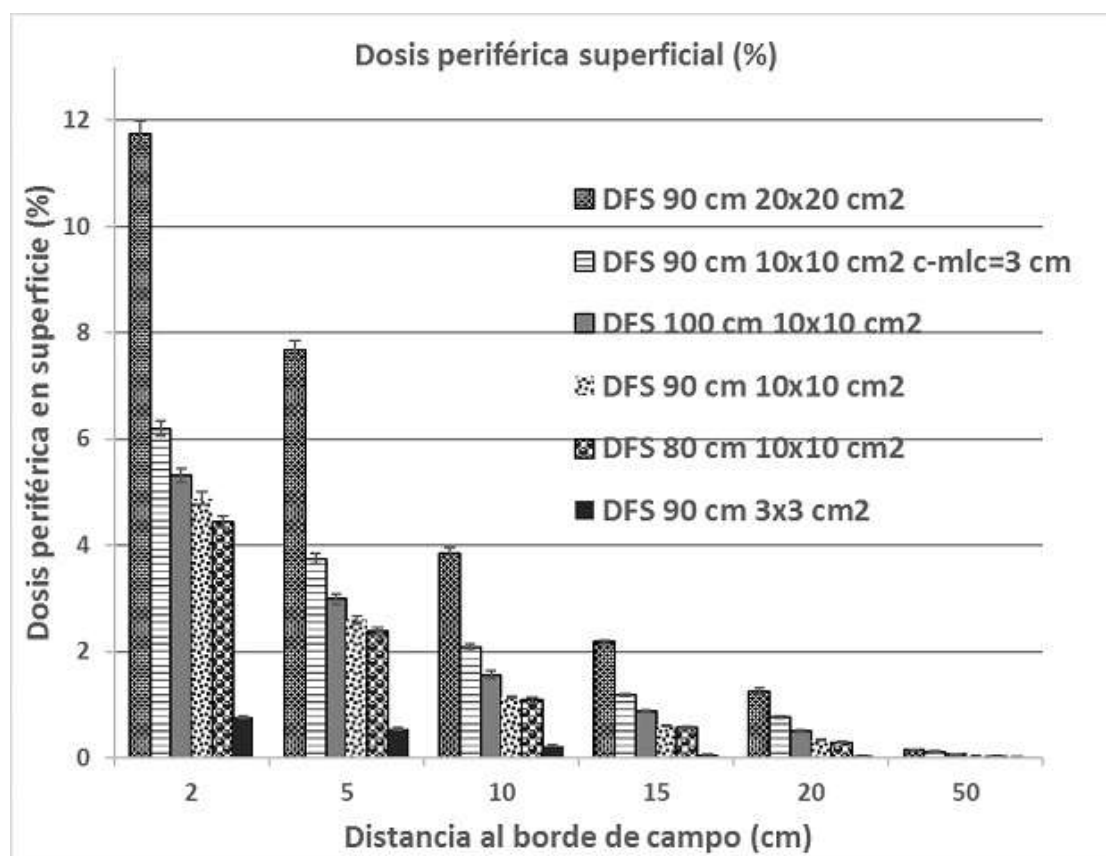


Figure 661: Figura 2

Pósteres Radioterapia / 184

COMPARACIÓN ENTRE DOS MÉTODOS DE CÁLCULO DE DOSIMETRÍA PORTAL

Autores: Manuel Llorente Manso¹ ; Sandra Vilela Serrano¹

¹ Centro Oncológico MD Anderson

Corresponding Author: manuel.llorente@gmail.com

Introducción:

Un método habitual de verificación de los tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) es la dosimetría portal. Las imágenes integradas adquiridas por el dispositivo de imagen portal (EPID) del acelerador se deben convertir de escala de grises a dosis antes de compararse con la matriz de dosis calculada por el sistema de planificación. Para ello, existen varios métodos.

Comparamos la validez de dos de ellos: el algoritmo GLAaS, integrado en el software comercial EPIQA (Epidos) y la conversión de grises a dosis con una ecuación lineal.

Material y métodos:

Las imágenes se adquieren de un acelerador Trilogy TX (Varian Medical Systems) con EPID modelo S1000, con resolución de 0.3 mm por píxel. Las matrices de dosis se generan con un planificador Pinnacle3 v16.2 (Philips Medical Systems) con una resolución de 1 mm.

Los programas a evaluar son EPIQA v4.0.7, que emplea el algoritmo GLAaS, y uno de elaboración propia que convierte el valor del píxel en dosis con la ecuación lineal propuesta por el fabricante del EPID.

El algoritmo GLAaS emplea los datos del plan de tratamiento para corregir cada segmento por un factor de campo y por la tasa de dosis.

Adquirimos imágenes de un campo de fotones de 6 MV con 6 segmentos cuadrados que varían de 20x20 cm a 2x2 cm de lado. Se adquiere para tasas de dosis de 600, 400 y 200 UM/min.

Se emplea el criterio gamma 3mm/3% para comparar las imágenes con la matriz de dosis.

En todos los casos, las medidas se normalizan con una imagen de un campo de 50 UM, 10x10 cm y 600 UM/min.

Resultados:

En el caso de EPIQA, el valor de la gamma para tasas de dosis de 600, 400 y 200 es, respectivamente, de 0.944, 0.977 y 0.629. En el caso de nuestro programa, los valores de gamma son 0.999, 0.999 y 0.990.

En la Figura 1 se muestran los perfiles en el eje x obtenidos para cada uno de los programas. Se aprecia cómo el algoritmo GLAaS funciona peor que el de conversión directa para el campo analizado. En ambos casos, los resultados empeoran cuando la tasa de dosis del campo a analizar se aleja de la tasa de dosis del campo de normalización.

Discusión:

Los resultados sugieren que el algoritmo de conversión lineal de la dosis para dosimetría portal funciona mejor que el GLAaS. Ninguno de los métodos es totalmente fiable en casos con gran variación en la tasa de dosis.

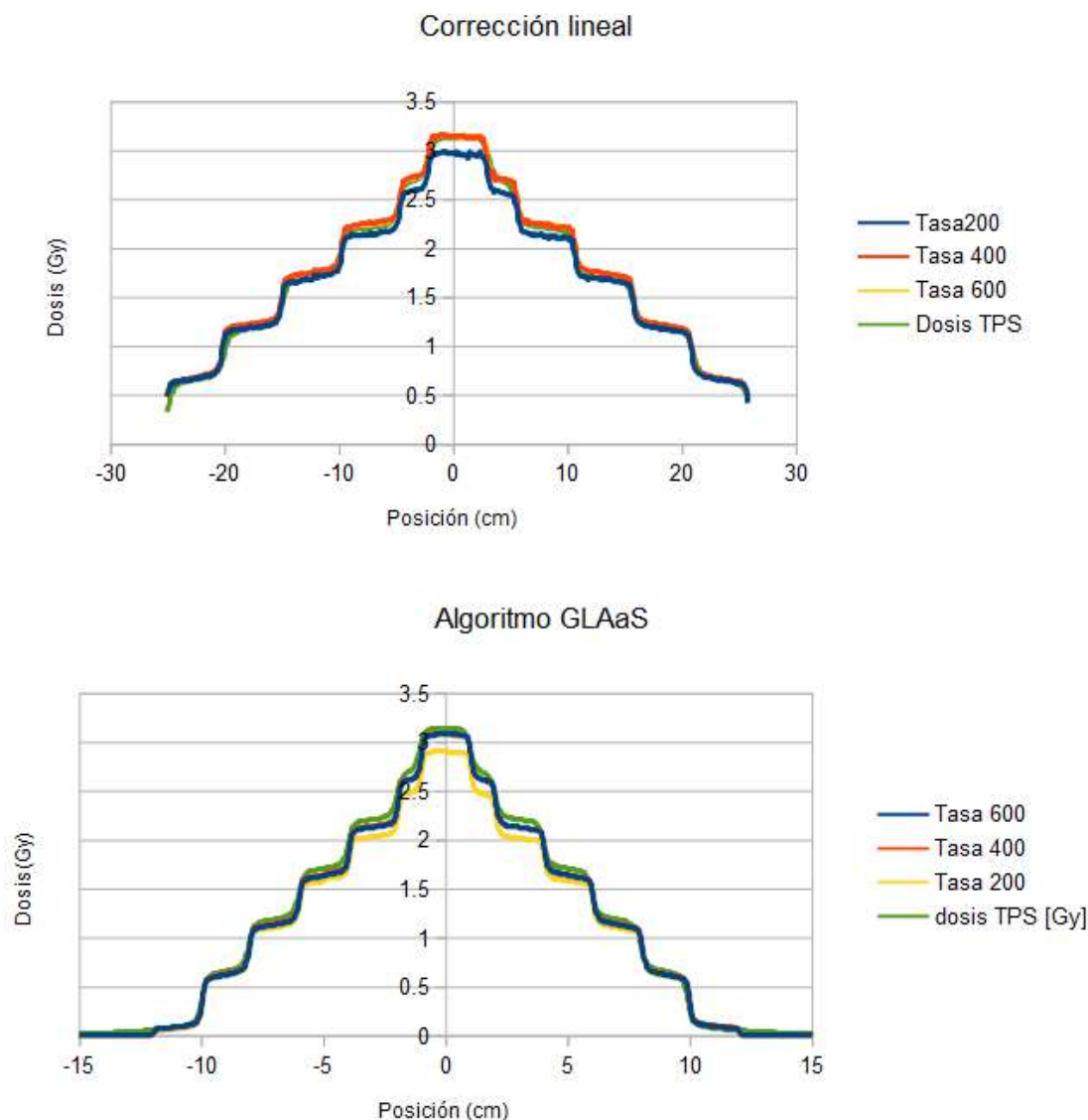


Figure 662: Figura 1: Perfiles de dosis con tasas de dosis variables

Pósteres Radioterapia / 284**¿ES SUFICIENTE EL ANÁLISIS GAMMA 2D PARA TÉCNICAS VOLUMÉTRICAS?**

Autores: Gema Muñiz Romero¹ ; María Perucha Ortega¹ ; Montserrat Baeza Trujillo¹ ; Gerardo Sánchez Carmona¹ ; F. Javier Luis Simón¹

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: gemacortegana@hotmail.com

Introducción

Debido a la, cada vez mayor, complejidad y precisión de los tratamientos administrados en radioterapia, es fundamental realizar la verificación pretratamiento. En el Hospital Virgen del Rocío (Sevilla) se dispone del equipo ArcCHECK de Sun Nuclear para llevar a cabo la verificación de los pacientes

planificados para la recientemente instalada unidad de tomoterapia (TomoTherapy Hi-Art System). El objetivo de este estudio es evaluar la relación entre la tasa de paso de las funciones gamma obtenidas con el software SNC y con el 3DVH del maniquí ArcCHECK.

Material y Métodos

Se seleccionan 19 pacientes con cáncer de próstata, divididos en 4 grupos según la zona a tratar: lecho, próstata, próstata+vesículas seminales y pelvis+próstata+vesículas. Se realiza la verificación con el equipo ArcCHECK y se analiza la función gamma global con criterios de 3%/3mm y 2%/2mm utilizando el software básico SNC y el 3DVH. Se establece un umbral de dosis del 10%. También se realiza una medida de dosis absoluta en un punto de bajo gradiente del PTV con una cámara de ionización Exradin A1SL alojada en el MultiPlug del ArcCHECK. Consideramos el plan válido cuando la gamma 3%/3mm menor que 1 supera el 95% de puntos y la diferencia en dosis absoluta sea inferior al 3%. Para la gamma 2%/2mm se establece una tasa de paso del 90%.

Resultados

Todos los planes pasan la gamma 3%/3mm con SNC y con 3DVH si se analiza la distribución total (figura 1), pero hay 7 de dichos planes que no la pasan para las distribuciones de dosis de los PTVs con el 3DVH, incluso hay dos planes que presentan una gamma para PTV inferior al 90% (figura 2). La gamma 2%/2mm presenta mayor tasa de fallo con ambos softwares, aunque con tasas de paso superiores para el análisis con el SNC. Las diferencias en la medida de dosis absoluta en un punto son mucho menores al 3% en todos los casos.

PTV	SNC		3DVH		% Dif D Absoluta (con CI)
	Γ [3%/3mm] (%)	Γ [2%/2 mm] (%)	Γ [3%/3mm] (%)	Γ [2%/2 mm] (%)	
	Total	Total	Total	Total	
lecho	99,6	88,0	98,6	87,8	0,75
	99,2	92,7	98,7	87,5	0,11
	99,8	93,2	99,7	96,5	0,11
	100,0	98,7	99,2	93,3	1,47
	100,0	93,4	99,6	96,7	1,47
	100,0	99,7	99,1	89,8	0,84
prost+vvss	100,0	96,7	100,0	99,6	0,17
	99,9	93,8	98,6	90,3	0,67
	99,9	91,2	98,1	88,2	1,01
	100,0	86,5	98,8	90,5	0,47
	99,7	93,1	99,2	88,9	0,33
prostata	100,0	99,1	99,5	95,8	0,56
	100,0	94,7	100,0	99,6	0,67
	100,0	98,1	98,9	91,0	0,59
	100,0	95,7	98,6	88,5	0,87
	99,8	94,8	99,1	95,0	0,85
pelvis+prost+vvss	95,6	87,4	99,4	95,2	0,06
	97,9	92,8	99,8	96,2	0,30
	99,9	99,7	99,4	95,3	1,20

Figure 663: Tasa de paso de la función gamma 3%/3mm y 2%/2mm utilizando el software SNC y el 3DVH. Diferencia entre la dosis planificada en un punto del PTV y la dosis medida con cámara de ionización.

PTV	3DVH					
	Γ [3%/3mm] (%)			Γ [2%/2 mm] (%)		
	PTVprost	PTVvvs	PTVpelvis	PTVprost	PTVvvs	PTVpelvis
lecho	89,9			68,4		
	93,6			72,2		
	97,8			91,1		
	93,5			71,9		
	99,8			80,5		
	92,3			54,5		
prost+vvss	100,0	100,0		100,0	100,0	
	96,5	99,2		85,8	78,7	
	99,0	100,0		79,8	97,3	
	99,5	93,5		93,4	73,2	
	100,0	97,6		94,8	50,1	
prostata	98,6			85,9		
	100,0			100,0		
	96,4			75,1		
	94,3			76,7		
	99,8			96,7		
pelvis+prost+vvss	89,5	99,7	98,9	74,0	94,6	94,0
	96,5	100,0	99,8	89,7	99,9	94,0
	99,5	99,9	97,7	92,1	89,1	84,1

Figure 664: Tasa de paso de la función gamma 3%/3mm y 2%/2mm para el PTV con el software 3DVH.

Discusión

La función gamma que proporciona el SNC se realiza sobre el total de puntos medidos que supera el umbral del 10%. Por el contrario, el 3DVH proporciona el valor gamma por volúmenes por lo que aporta mayor información. Encontramos pacientes en los que con SNC pasan tanto la gamma 3%/3mm como la 2%/2mm, y se corresponden con el 3DVH si atendemos a todo el body, no obstante, no pasan la gamma 3%/3mm del PTV.

Conclusiones

ArcCHECK & 3DVH es el software de análisis comparativo para las técnicas de intensidad modulada que permite el análisis por volúmenes a través del valor gamma. Ni el valor gamma 3%/3mm que proporciona SNC, ni la medida puntual de la dosis absoluta son capaz de predecir con seguridad los resultados que se obtendrían para un análisis por volúmenes. No obstante, el gamma PTV es superior al 89% en todos los casos por lo que se sabe que no se va a aplicar un tratamiento extremadamente alejado del planificado. Se podría considerar suficiente para técnicas estándar pero no para técnicas más exigentes como la SBRT o SRS.

Pósteres Radioterapia / 505

Dosimetría in vivo con Dosimetry Check: experiencia clínica inicial

Autores: Jose Gimeno Olmos¹ ; Nuria Carrasco Vela¹ ; Jose María Chimenó Hernández¹ ; Vicente Carmona Meseguer¹ ; Françoise Lliso Valverde¹ ; Juan Carlos Ruiz Rodríguez¹ ; José Pérez Calatayud¹

¹ Hospital Universitari i Politècnic La Fe

Corresponding Author: josegimenoolmos@gmail.com

Introducción

En tratamientos de IMRT y VMAT, realizar una dosimetría *in vivo* con detectores en contacto con el paciente implica una gran dificultad. Una alternativa es realizar dosimetría de tránsito, usando el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) como detector.

En este trabajo se muestra la experiencia en la puesta en marcha de Dosimetry Check (DC) (Math Resolutions), una solución comercial para dosimetría *in vivo* de tránsito, así como resultados clínicos preliminares.

Material/Métodos

Se han seleccionado 5 pacientes tratados con VMAT, de 5 localizaciones anatómicas: craneal, cabeza y cuello, pulmón, próstata y ginecológicos. Se ha analizado una fracción durante la primera semana de tratamiento. Se ha utilizado el sistema de planificación (SP) Eclipse y aceleradores Clinac iX (Varian Medical Systems).

Siempre se ha utilizado DC en su versión más actualizada, actualmente 5.8. Durante el tratamiento, se toman imágenes en modo cine con el EPID. Estas imágenes son deconvolucionadas por DC para obtener la fluencia de entrada al paciente. Posteriormente, usando el CT de planificación, DC aplica un algoritmo *Collapsed Cone* para calcular la dosis administrada por estas fluencias y comparar con el SP. Se reporta la diferencia de dosis en el isocentro, la media de las diferencias en 10 puntos distribuidos uniformemente dentro del PTV, y el índice gamma 3D (5%, 3 mm, según recomendación del fabricante) para el PTV.

Resultados/Discusión

En el uso inicial de DC, pronto se evidenció la dificultad para poder verificar rutinariamente todas las fracciones de todos los pacientes tratados con VMAT, debido principalmente a la gran cantidad de tiempo requerido para el manejo y procesamiento de imágenes cine. Por este motivo se decidió analizar sólo una fracción durante la primera semana de tratamiento.

En la tabla 1 se muestran resultados clínicos para cada localización. Destaca la mayor variabilidad para casos de pulmón. La figura 1 muestra ejemplos de comparaciones de distribuciones de dosis y análisis gamma para algunas localizaciones.

Tabla 1. Resultados promedio y desviaciones típicas para 5 pacientes de cada localización anatómica.

Localización	Resultados promedios por localización		
	Diferencia de dosis en el isocentro (%)	Media de las diferencias de dosis en 10 puntos (%)	Índice gamma (5%, 3 mm) para el PTV (%)
Craneal	3.5 ± 2.2	2.1 ± 1.1	92.3 ± 5.3
Cabeza y cuello	5.6 ± 2.9	1.7 ± 1.6	84.7 ± 4.7
Pulmón	5.0 ± 7.4	4.6 ± 7.6	73.7 ± 26.9
Próstata	3.2 ± 2.2	3.4 ± 0.6	91.3 ± 3.1
Ginecológica	3.8 ± 2.1	1.9 ± 1.2	92.6 ± 3.2

Figure 665: Tabla1

Figura 1. Ejemplos de distribuciones de dosis y análisis gamma.

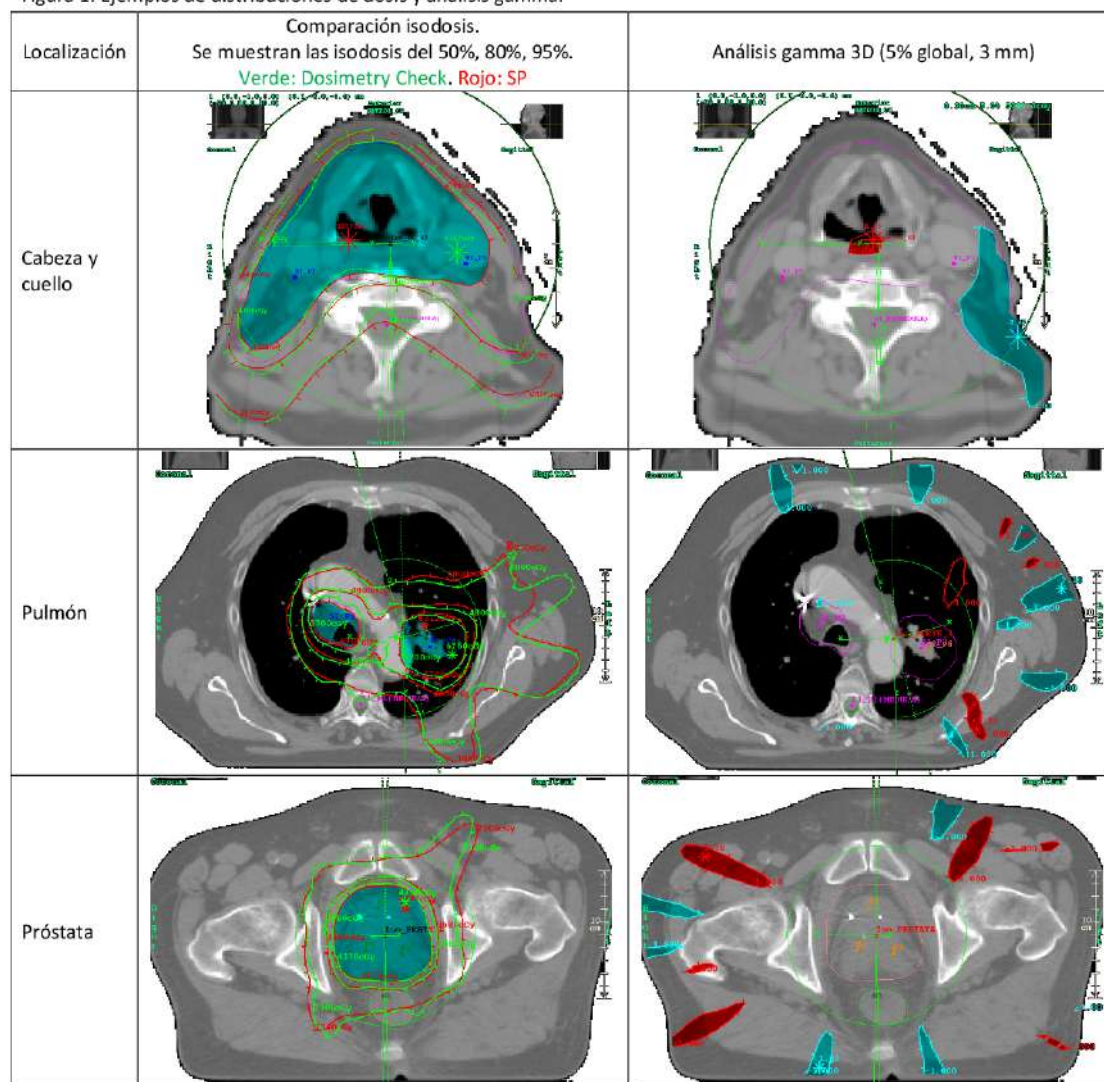


Figure 666: Figura1

El nivel de acción está en proceso de estudio, en función de la estadística de pacientes y a falta de conocer mejor la incertidumbre del sistema.

DC ha tenido un uso adicional para casos donde la verificación pre-tratamiento por los medios habituales en nuestro centro (Octavius4D y PortalDosimetry) ha resultado dudosa o en los límites de sus criterios de aceptación. Para estos casos, DC aporta una herramienta más de decisión, con la información añadida de la dosimetría 3D y la posibilidad de evaluar los HDV para órganos de interés.

Conclusiones

DC aporta una herramienta adecuada y completa para la dosimetría *in vivo* de tránsito, de difícil realización por otros medios. La principal desventaja es la laboriosidad en la preparación de los datos y lo poco amigable y poco eficiente de la interfaz de usuario.

La intención de futuro es ampliar el número de fracciones verificadas por paciente, al menos una semanal. Al tener en cuenta la anatomía del paciente, DC puede aportar información sobre cómo evoluciona dicha anatomía y dar indicios sobre la necesidad de realizar una replanificación adaptada.

Influencia de varios factores en los resultados de la prueba de índice gamma obtenidos con un detector tridimensional

Autores: Francisco Fayos Ferrer¹ ; Isabel Palazón Cano¹ ; Julio Martínez Valdivia¹ ; Elena Antolín San Martín¹ ; María Teresa Bertomeu Padín¹

¹ Hospital Ruber Internacional

Corresponding Authors: ffayos@hotmail.com,

Introducción

En nuestro hospital se realiza el control de calidad personalizado de las dosimetrías clínicas de las técnicas de IMRT y VMAT mediante un detector ArcCheck (Sun Nuclear). Con una larga estadística acumulada, el objetivo de este trabajo es investigar la influencia de varios parámetros dosimétricos y geométricos en los resultados de la prueba de índice gamma.

Material y métodos

Se recopilieron casos clínicos analizados con el software SNC Patient 6.2 asociado a un equipo ArcCheck examinando los resultados de índice gamma con normalización global, dosis umbral del 5 % y criterio de análisis 2 % - 2 mm. La población englobó un total de 147 casos de pacientes tratados con técnica RapidArc (RA) y 191 con IMRT.

Todos las dosimetrías clínicas se calcularon en un planificador Eclipse (Varian Medical Systems) usando el algoritmo AAA 8.9, hasta junio de 2015, y con Acuros 13.5 a partir de esa fecha.

Se realizaron contrastes de hipótesis de igualdad de medias o medianas en los resultados de la prueba gamma valorando diferentes parámetros tanto para planes IMRT como RA. En primer lugar, se analizó si había diferencias estadísticamente significativas entre las planificaciones con campos con tamaño por encima o debajo del umbral de 15 cm. Otra parte del estudio valoró la influencia de la presencia o ausencia del inserto opcional de metacrilato que incorpora ArcCheck. También se valoró cómo afectaba la modulación de los haces (UM/Gy) a los resultados de la prueba gamma. Otro factor analizado fue el algoritmo de cálculo empleado. En último lugar se estudió la influencia del posicionamiento del isocentro del plan en ArcCheck, bien centrado en el mismo o bien simulando la posición real en el paciente.

Resultados

El análisis estadístico demuestra que tanto con IMRT como RA el contraste de hipótesis de igualdad de medias de la gamma 2 %-2 mm presenta diferencias estadísticas significativas entre los campos con tamaño de campo longitudinal (Y) mayor o menor de 14.5 cm.

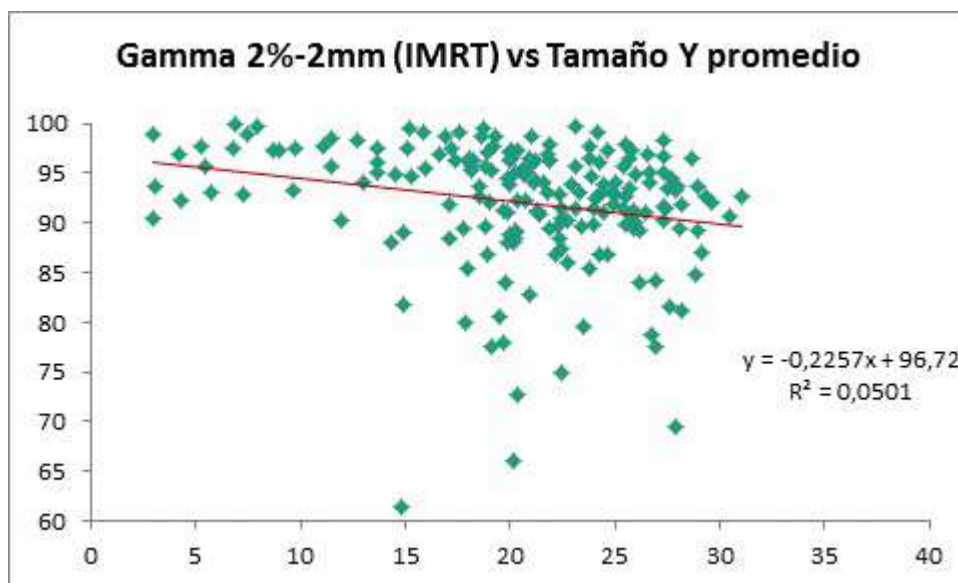


Figure 667: Influencia tamaño de campo Y en resultados prueba gamma (planes IMRT)

La presencia o ausencia del inserto central no determinó diferencias significativas.

La modulación del haz estableció diferencias significativas en planes de IMRT y en planes de RA tomando valores de corte de 750 UM/Gy y 350 UM/Gy, respectivamente, empeorando los valores de índice gamma al superarse esos valores.

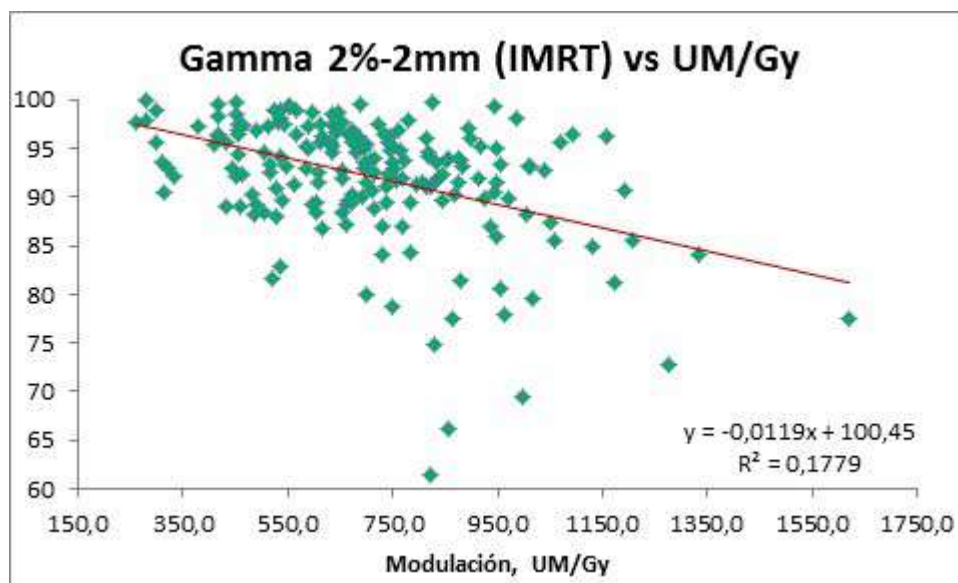


Figure 668: Influencia modulación del haz en resultados prueba gamma (planes IMRT)

El algoritmo del cálculo empleado supuso la existencia de diferencias estadísticas de medias y varianzas en los resultados obtenidos. Los valores de Acuros comparados con los de AAA presentaban tasas de paso menores y mayor dispersión.

Una prueba de Wilcoxon para los pares de valores de prueba gamma obtenidos con el detector centrado o descentrado no descartó la hipótesis nula de que la mediana de la muestra de diferencias fuera igual a 0.

Conclusiones

Los resultados obtenidos nos permiten valorar varios factores que pueden influir en el análisis de las dosimetrías clínicas de IMRT y VMAT.

Pósteres Radioterapia / 394

Estudio de la influencia de la velocidad del brazo y la tasa de dosis en los tratamientos de SBRT de próstata con VMAT

Autor: Angel Luis Lorenzo Rodriguez¹

Co-autores: Ismael Sancho Kolster² ; Sandra Barbero Caro³ ; David León Ordóñez⁴ ; Cristina Picón Olmos⁵

¹ Institut Català D'Oncologia

² Institut Català d'Oncologia

³ institut català d'oncologia

⁴ Institut Català d'Oncologia

⁵ Institut Català d'Oncologia-L'Hospitalet

Corresponding Author: alorenzor@bellvitgehospital.cat

INTRODUCCIÓN:

En nuestro centro, para un conjunto de pacientes de próstata, el esquema de tratamiento es de 60Gy + 9Gy como boost. El boost se realiza en una sesión única de SBRT de 9Gy mediante dos arcos completos de VMAT. Debido a la alta dosis que se administra, el acelerador lineal necesita usar la tasa de dosis máxima y una baja velocidad del brazo para realizar el tratamiento.

Se quiere analizar cómo afecta la variación de la tasa de dosis, de la velocidad del brazo (y por tanto, de la velocidad de las láminas) y la elección del acelerador lineal en la administración del plan de tratamiento. También se realizará la comparación de la calidad de los planes dosimétricos realizados para distintos aceleradores lineales en este tipo de tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Los planes de tratamiento se han realizado con el sistema de planificación Eclipse de Varian para dos aceleradores, True Beam 1020 instalado en el año 2010 y True Beam 3320 instalado en 2018, ambos con energías 6X y 6FFF con colimador multilámina Millenium 120. Para la verificación de los planes de tratamiento se ha usado la matriz de detectores Arccheck de Sun Nuclear.

Para 10 pacientes ya tratados (5 en TB1020 y 5 en TB3320), se han realizado planes de tratamiento equivalentes con 4 y 8 arcos completos de VMAT, para disminuir la tasa de dosis y aumentar la velocidad del brazo respecto al plan original. Todos los planes han sido verificados con el equipo Arccheck y se han obtenido los resultados de la comparación gamma 3%/3mm, 2%/2mm y 1%/1mm entre las medidas y los planes calculados.

Además, para cada paciente se ha generado un plan de tratamiento equivalente (mismos objetivos de optimización) planificado para el otro acelerador TrueBeam disponible, y se han comparado parámetros de calidad del plan, como el índice de conformidad para el volumen de tratamiento y los parámetros V8, V5 y V2 para el recto y la vejiga.

RESULTADOS:

Tal como muestra la figura 1, el resultado de la comparación gamma (para todos los criterios estudiados) es sensiblemente mejor para el TrueBeam 1020 respecto al 3320. Al aumentar el número de arcos se aprecia una ligera mejoría en los planes de tratamiento realizados para el TrueBeam 3320, mientras que no se aprecian diferencias en el resultado de la verificación para los planes realizados en el TrueBeam 1020.

En cuanto al índice de conformidad y a los parámetros V8, V5 y V2 en ambos órganos no encontramos diferencias significativas entre los planes.

CONCLUSIONES:

En los tratamientos de alta dosis por fracción realizados con VMAT, se puede observar que con el aumento de la velocidad de giro del brazo y la disminución de la tasa de dosis, se pueden mejorar los resultados de la verificación del plan de tratamiento.

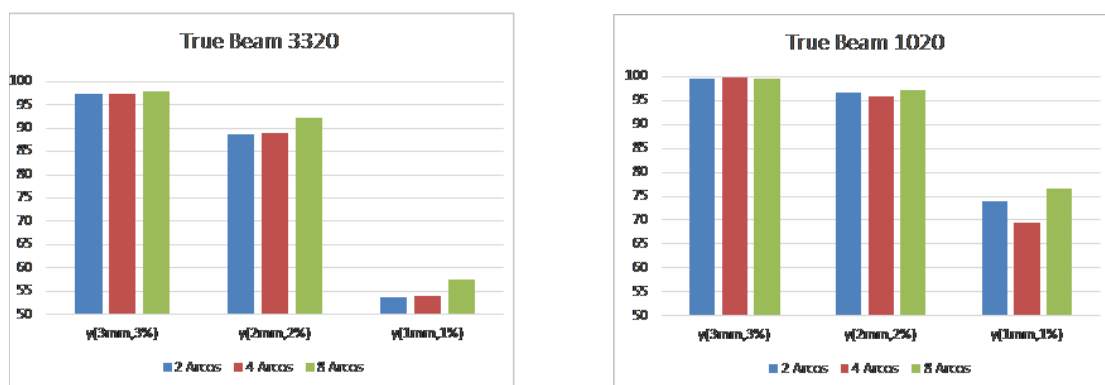


Figure 669: Índices gamma para 2 arcos, 4 arcos y 8 arcos

Pósteres Radioterapia / 509**Verificación pretratamiento de planificaciones craneo-espinales con Tomoterapia y SNC ArcCHECK**

Autores: Montserrat Baeza Trujillo¹ ; María Perucha Ortega² ; Gema Muñiz Romero² ; Gerardo Sánchez Carmona² ; Javier Luis Simón²

¹ 2. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla)

² Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: montserrat.baeza.sspa@juntadeandalucia.es

INTRODUCCIÓN

La radioterapia helicoidal empleada para el tratamiento de volúmenes largos presenta ventajas frente a otras técnicas de tratamiento. El equipo de TomoTherapy® TomoHD incorpora la herramienta Delivery QA Analysis para realizar la verificación pre-tratamiento con películas radiocrómicas, mediante un proceso largo, laborioso y poco preciso.

El uso de matrices de detectores para la verificación pre-tratamiento está limitado por el área activa del mismo, no debiendo nunca irradiarse la parte electrónica.

En este trabajo presentamos el procedimiento elaborado en nuestro hospital para la verificación de tratamientos craneo-espinales para TomoTherapy HI-ART, mediante el uso del detector ArcCHECK (Sun Nuclear Corporation) verificando el volumen total de tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODO

El procedimiento está indicado para tratamientos de volúmenes largos (mayor 36 cm) con radioterapia helicoidal. Particularizando en nuestro centro se realiza para tratamientos craneo espinales para TomoTherapy® HiArt®.

Primero se realizan dos TACs del ArcCHECK con MultiPlug, uno en posición cabeza-pies y otro en posición pies-cabeza.

El volumen a tratar se divide en tres partes: superior, central e inferior.

Para la verificación de la parte superior colocamos el ArcCHECK en posición pies-cabeza y para la verificación de las partes central e inferior colocamos el ArcCHECK TM en posición cabeza-pies.

Se preparan los planes verificación con la herramienta DQA de TomoHD v.2.1.2. Hay que tener en cuenta que el desplazamiento entre el origen del TC (líneas verdes) y del origen del ArcCHECK (líneas rojas) no debe superar 18.0 cm. Por ello, para la verificación de la parte superior se realizan dos planes, uno haciendo coincidir las líneas verdes y rojas (para poder administrar dicho plan) y otro centrando las líneas rojas en el origen del ArcCHECK, que a su vez debe estar situado en la zona craneal (plan para exportar al software SNC). Dependiendo de la longitud del paciente a tratar para verificar la zona inferior es posible que haya también que realizar dos planes.

Además colocamos una cámara de ionización (Exradin A1SL Ion Chamber, Electrómetro TomoElectrómetro Standard Imaging) para la medida de la dosis absoluta en el MultiPlug del ArcCHECK, en una zona de poco gradiente.

Las medidas y el análisis de los planes DQA se realiza mediante el software SNC ArcCHECK, que proporciona el valor del índice gamma y permite la comparación visual entre curvas medidas y planificadas a lo largo de todo el eje longitudinal. Damos por válido el plan cuando la tasa de paso gamma (3%, 3 mm) supera el 95% en los planes superiores e inferiores y en el plan central el 90% e inspección visual adecuada. La diferencia en dosis absoluta medida con la cámara debe ser inferior a 3% en las tres regiones.

Hasta la fecha hemos aplicado este procedimiento a dos pacientes craneo espinales (1,8 Gy/sesión).

RESULTADOS



	Gamma (3%,3mm)			Diferencia Dosis (%)		
	SUPERIOR	CENTRO	INFERIOR	SUPERIOR	CENTRO	INFERIOR
Paciente 1	99,8	93,1	95,1	1,6	1,3	1,8
Paciente 2	96,2	94,3	97,5	2,2	1,8	1,6

Figure 670: Tabla 1

CONCLUSIÓN

Hemos elaborado un procedimiento de verificación pretratamiento válido para volúmenes muy largos. Los resultados para los dos pacientes medidos están dentro de tolerancia admitida. Este procedimiento ofrece fiabilidad y precisión y es adecuado para bajas dosis por fracción.

Pósteres Radioterapia / 120**Aplicación práctica de las recomendaciones del informe AAPM TG-218**

Autor: Gabriel Rodríguez Martín¹

Co-autores: Carlos Prieto Martín² ; David Flavio Martínez Barrio² ; Roberto Mariano Sánchez Casanueva² ; Domingo Pablo Córdoba Gómez² ; Javier de Areba Iglesias² ; José Miguel Fernández Soto²

¹ Hospital Clínico San Carlos

² Hospital Clínico San Carlos - Madrid

Corresponding Author: gabrirmartin@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La Asociación Americana de Físicos Médicos ha publicado un informe (TG-218) con recomendaciones sobre el proceso de verificación pre-tratamiento para la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) con el objetivo de asegurar la implementación apropiada de dicho proceso y establecer unos criterios para los límites de acción y tolerancia (1).

El propósito de este trabajo es presentar la aplicación de las recomendaciones del TG-218 para establecer los límites de acción y tolerancia de la verificación de tratamientos en un grupo de pacientes.

MATERIAL Y MÉTODOS

La métrica utilizada para establecer criterios límite es el índice gamma (2), tanto en el análisis global del tratamiento como en órganos de riesgo, tal y como recomienda TG-218. Los parámetros del test fueron: normalización global, modo dosis absoluta, umbral de dosis baja del 10%, 3% de diferencia de dosis y 2mm de distancia al acuerdo.

La patología seleccionada para comisionar este proceso fue la irradiación de la próstata mediante arcoterapia modulada volumétrica (VMAT) tras braquiterapia de alta tasa en pacientes con cáncer de próstata de riesgo intermedio o alto. Para ello, se analizaron 20 distribuciones de dosis planificadas, con sus correspondientes estudios de verificación, mediante el sistema de planificación de tratamientos Pinnacle3 v9.10 de Philips Healthcare y administradas en un acelerador lineal Clinac iX de Varian Medical Systems.

Para realizar la comparación dosimétrica, se administró cada plan de tratamiento sobre un maniquí ArcCHECK de Sun Nuclear y se utilizó su software para realizar el análisis.

Para establecer los límites, se siguió el procedimiento especificado en TG-218.

RESULTADOS

El análisis del proceso estadístico de este tipo de tratamientos ha demostrado ser un proceso controlado, cuyo resultado se resume en el gráfico siguiente:

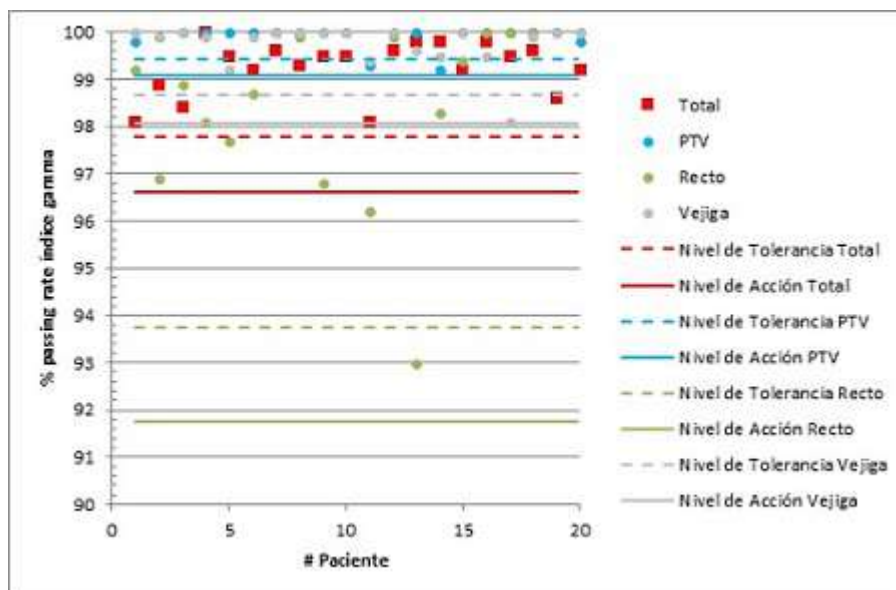


Figure 671: Resultados

Los resultados se enumeran en la tabla siguiente:

% passing rate índice gamma	TOTAL	PTV	RECTO	VEJIGA
Valor medio 20 px	99,3±0,6	99,9±0,2	98,6±1,8	99,7±0,4
Nivel de tolerancia	97,8	99,4	93,7	98,6
Nivel de acción	96,6	99,1	91,6	98,1

Figure 672: Resultados

DISCUSIÓN

El establecimiento de límites para verificaciones pre-tratamiento de IMRT, bajo el marco de una regulación universal y exhaustiva, como la presentada en este trabajo, permite aportar confianza y calidad en el proceso de detección de errores clínicamente relevantes en dosimetrías complejas. Si bien TG-218 aporta unos valores universales de nivel de tolerancia y acción, este trabajo aporta la particularización de dichos niveles a un grupo específico de pacientes. Es esperable que en el futuro puedan aparecer estudios como el presentado en este trabajo, porque las recomendaciones de TG-218 facilitan la comparación de los resultados. De hecho, existen publicaciones de grupos de trabajo que han validado sistemas y desarrollos en el marco de las recomendaciones de TG-218 (3) (4). Como futuro desarrollo, la base estadística de estos procedimientos podría facilitar la reducción o abandono de medidas pre-tratamiento con el consiguiente ahorro de tiempo para controles en las unidades de tratamiento.

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha presentado una aplicación de las recomendaciones de TG-218 sobre la metodología y establecimiento de límites de tolerancia y acción para tratamientos de VMAT tras braquiterapia de alta tasa en cáncer de próstata de riesgo intermedio o alto. Como resultado, se han obtenido unos criterios de límite para verificaciones de dosimetrías de estos tratamientos.

Pósteres Radioterapia / 635**Verificación de dosis de modos sin filtro mediante el sistema de imagen portal:**

Autores: Eduardo Pardo Pérez¹; Hugo Pérez García²; M^a Yolanda Molina López^{None}; Juan Castro Novais¹; Sheila Ruiz Maqueda³; Elia del Cerro Peñalver⁴

¹ Hospital QuirónSalud Madrid

² Hospital Universitario QuirónSalud Madrid

³ Hospital Quirón (Madrid)

⁴ Hospital Universitario Quirónsalud Madrid

Corresponding Author: eduardo.pardo@quironsalud.es

Introducción

El acelerador lineal TrueBeam (VMS, PaloAlto, Ca) cuenta con modos sin filtro aplanador que permiten incrementar la tasa de dosis hasta 2400 UM/min (para 10MV). Estos modos son útiles para los tratamientos muy hipofraccionados (SRS y SBRT). Cuenta además con un sistema de imagen portal (EPID). En un desarrollo anterior se demuestra la viabilidad de realizar dosimetría relativa mediante el EPID para la verificación de planes de tratamiento de intensidad modulada en modos sin filtro. El objetivo de este trabajo es evaluar la viabilidad de la verificación de la dosis impartida (verificación unidades de monitor) por un tratamiento de SRS o SBRT con modos sin filtro aplanador mediante el EPID.

Materiales y Métodos:

Planificación:

Todos los planes analizados (alta dosis, > 5Gy/fracción, y pequeño volumen, < 8cm de diametro) se han planificado mediante el sistema de planificación Eclipse usando el algoritmo de cálculo AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) ambos de VMS. En todos los casos se trata de planes de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT). Previamente al tratamiento se realizan verificaciones tanto de dosimetría relativa, mediante el EPID, como de dosis mediante una cámara de ionización.

Verificación de dosis:

Se verifica la dosis impartida sobre un maniquí EasyCube (Euromechanics, Schwarzenbruck, Ge) de RW3 mediante una cámara de ionización de pequeño volumen cc01 (IBA dosimetry, Schwarzenbruck, Ge; anteriormente Scanditronix), normalizando el resultado de la medida mediante un campo 10x10. El resultado de la medida se compara con el resultado obtenido calculando dicho plan sobre unas imágenes tomográficas mediante el sistema de planificación (AAA).

Verificación mediante el EPID:

Se realiza la predicción de fluencias de cada campo (AAA). Esta imagen se compara con la imagen adquirida en el linac empleando la función gamma (2%,2mm en modo relativo).

La desviación de dosis será el porcentaje del reescalado que minimiza los valores gamma en modo relativo.

Resultados:

En la tabla1 se observa el resultado de la verificación de 11 pacientes(20 arcos) representativos tanto mediante el EPID como mediante la cámara de ionización. En la tabla2 se observan dichas desviaciones agregadas.

Discusión:

Las desviaciones entre valores medidos y calculados son similares para ambos métodos.

Los datos agregados demuestran la viabilidad del método, el cual es simple, rápido y podría emplearse para acelerar la verificación previa al inicio, dejando una verificación más estricta para realizarse posteriormente (evitando retraso).

La verificación se realiza campo a campo lo que permite identificar cual es el campo problemático

en el caso de detectar discrepancias.

La verificación mediante el EPID proporciona una gran resolución y es inmune a errores de colocación (son corregibles), que son cruciales en la verificación mediante cámara de ionización (especialmente en el caso de campos pequeños). Lo anterior hace que este método sea especialmente adecuado para la verificación de tratamientos de campos pequeños que son difíciles de verificar por otros métodos.

Conclusión:

La verificación mediante el EPID para campos pequeños sin filtro es viable desde el punto de vista relativo y como verificación de unidades de monitor de forma rápida y sencilla.

Tabla1: Resultado de la desviación entre el TPS y el valor medido mediante el EPID y la cámara de ionización. Se muestra el tamaño de campo y las unidades de monitor de cada campo.

Paciente	Campo	Desv. EPID (%)	Desv. Cámara (%)
1	Arco 1	-0,77%	-1,57%
	Arco 2	-1,12%	
2	Arco 1	0,14%	-1,92%
	Arco 2	-1,66%	
3	Arco 1	-0,69%	-0,65%
	Arco 2	-0,57%	
4	Arco 1	-1,06%	-2,98%
	Arco 2	-2,59%	
5	Arco 1	-0,93%	0,40%
6	Arco 1	-1,38%	-1,83%
7	Arco 1	-0,73%	-0,93%
8	Arco 1	-0,40%	-0,15%
9	Arco 1	0,33%	0,87%
	Arco 2	0,04%	
10	Arco 1	0,32%	0,92%
	Arco 2	0,88%	
11	Arco 1	-2,22%	0,08%

Figure 673:

Tabla 2: Promedio y desviación estadística de las medidas:

	EPID	Cámara
Promedio	-0,73%	-0,71%
Dev. Estad.	0,92%	1,26%

Figure 674:

Autores: Francisco Javier San Miguel Avedillo^{None} ; FRANCISCO CLEMENTE GUTIERREZ^{None} ; Pablo Chamorro Serrano^{None}

Corresponding Author: franciscojavier.sma@gmail.com

Introducción

Existen multitud de opciones para realizar controles de calidad pretratamiento. En algunos casos como SBRT, la resolución de la mayoría de los equipos destinados a esta tarea es insuficiente. El tamaño de algunos segmentos irradiados del plan es del orden del tamaño del área resolutive del detector empleado. Algunas soluciones como las películas radiocrómicas tienen gran resolución, pero su manejo es engorroso y requiere de frecuentes calibraciones.

Otra solución consiste en emplear el sistema de imagen portal (EPID) acoplado al acelerador. Tiene la ventaja de una alta resolución y no requiere el transporte de ningún material ni equipamiento. El problema reside en la calibración de este tipo de sistemas.

En el presente trabajo se realiza la calibración equivalente en agua de un sistema de imagen portal para dosimetría absoluta, con la finalidad de su empleo en el control de calidad pretratamiento.

Material y métodos

El sistema de imagen portal empleado es el IviewGT, acoplado en un acelerador Synergy de Elekta. Para la adquisición de imágenes se utiliza el propio software del equipo. Todo el tratamiento digital de las imágenes se realiza con un programa propio elaborado en lenguaje Python.

Para calibrar el EPID se ha seguido el método propuesto por Lee et al. A simple approach to using an amorphous Silicon EPID to verify IMRT planar dose maps (Medphys 36 p.984). El procedimiento consiste en encontrar una profundidad en agua equivalente al EPID en cuanto a dispersión se refiere. Esto se consigue realizando dos pruebas: linealidad y variación de la señal con el tamaño de campo. Una vez calibrado el sistema de imagen portal, en el planificador (Monaco 5) se crea un maniquí virtual de agua del mismo tamaño para el cálculo de controles de calidad pretratamiento. Para evaluar dichos planes, se calcula el valor gamma en dosis absoluta para diferentes condiciones. Los tratamientos son de diversos tipos (dMLC, VMAT, SBRT) y se evalúan con sus angulaciones planificadas.

Resultados

En nuestro caso, no se aprecian ni los efectos de persistencia ni retardo en la imagen. En la tabla se muestran los resultados obtenidos.

PLAN	GAMMA		
	3%, 3 mm	2%, 2mm	2%, 1 mm
ORL 1	99.94	98.75	94.71
SNC	99.94	98.89	95.56
SBRT hepática	99.59	98.21	96.31
Bronquio	100	99.19	95.44
Pulmón	100	99.02	95.75
ORL 2	99.83	98.45	94.33

Figure 675: Resultados análisis gamma 2D

Discusión

El proceso de calibración del EPID se hace forma sencilla y eficaz, siendo únicamente necesarias un pequeño conjunto de medidas en agua. El proceso de control de calidad pretratamiento es similar al de otros equipos comúnmente empleados, con la diferencia de que no hay que transportar ningún dispositivo. Los resultados gamma obtenidos son consistentes, independientemente del tipo de tratamiento y angulación.

Conclusión

Se ha implementado un proceso de calibración para el uso del EPID en el control de calidad pre-tratamiento. Los resultados obtenidos son favorables incluso para un valor gamma 2%, 2mm, con independencia del tipo de tratamiento o angulación.

Pósteres Radioterapia / 623

Comisionado del sistema de dosimetría inVivo iViewDose

Autores: Néstor Chinillach Ferrando¹ ; RICARDO TORTOSA OLIVER^{None} ; MIGUEL GINER SALA² ; Julia Torres del Río³

¹ IMED Valencia

² IMED

³ Hospital IMED Elche

Corresponding Author: nchinillach@imedhospitales.com

Introducción y objetivos:

En muchos países es obligatorio realizar dosimetría inVivo a los pacientes de radioterapia durante las diferentes sesiones de tratamiento.

Con la intención de dar respuesta a esta obligación Elekta ha lanzado su solución de dosimetría inVivo, empleado para ello el panel de imagen portal. Se trata del iViewDose (Elekta, Estocolmo, Suecia).

iViewDose emplea un algoritmo para calcular la dosis que ha recibido el paciente en cada sesión, haciendo uso de la imagen de transmisión adquirida usando el panel de imagen portal.

El objetivo de este trabajo es exponer el proceso de modelado y comisionado del algoritmo empleado por iViewDose.

Material y métodos:

Para cada energía el proceso de comisionado que se ha diseñado consiste en evaluar:

- Campos cuadrados ($1 \times 1 \text{ cm}^2$ a $26 \times 26 \text{ cm}^2$)
- Campos rectangulares
- Campos asimétricos
- Incidencia oblicua
- Distancia fuente superficie (DFS) extendida (110 cm, 100 cm, 90 cm y 80 cm)
- Inhomogeneidades
- Tratamientos de radioterapia conformada 3D.
- Tratamientos de arcoterapia de intensidad modulada.
- Tratamientos de intensidad modulada.

Se calculan empleado el planificador MONACO (Elekta, Estocolmo, Suecia) los distintos planes de tratamiento sobre un maniquí de 20 láminas de agua sólida a una DFS de 90 cm. Aprovechando la configuración necesaria para el modelado.

Todos los planes se envían simultáneamente a la red de gestión Mosaiq (Elekta, Estocolmo, Suecia) y al sistema de gestión de archivos del iViewDose, el Mosaiq Data Director (MDD).

Una vez preparados los distintos planes de tratamiento se disparan en el acelerador y los resultados se analizan usando el programa iViewDose.

Resultados:

Se han obtenido resultados aceptables (gamma >97%) para las pruebas realizadas sobre los campos rectangulares, los asimétricos y la incidencia oblicua.

Para los campos cuadrados los resultados fueron aceptables hasta tamaños de campo de $22 \times 22 \text{ cm}^2$.

En el caso de las inhomogeneidades si no se le indica al programa que es un paciente con inhomogeneidades el resultado es desfavorable (gamma = 54%), pero si se indica el resultado mejora hasta el 98,7%.

En todos los tratamientos analizados los resultados fueron superiores al 97% en todos ellos.

Conclusiones:

El proceso de comisionado fue satisfactorio, pero puso de manifiesto algunas limitaciones del programa:

- Solo reconstruye y analiza una caja de $26 \times 26 \times 26 \text{ cm}^3$ que coincide con el tamaño del panel.
 - En campos de más de $22 \times 22 \text{ cm}^2$ no modela bien las penumbras.
 - No permite usarse con el detector fuera de eje.
 - No permite exportar la matriz de dosis calculado a ser procesada externamente.
 - Para tratamientos de IMRT y 3D es necesario realizar dos disparos:
 - + Uno sin ningún medio dispersor
 - + Otro con el medio dispersor (paciente/maniquí)
 - Limitación en la verificación de tratamientos con más de una energía.
 - No puede usarse con tratamientos no coplanares, debido a una posible colisión del panel con el paciente/camilla.
- A pesar de estas limitaciones, en la práctica clínica utilizamos este sistema con al 98% de los pacientes tratados. Obteniendo resultados aceptables en la mayoría de ellos, pero esto queda fuera del objetivo de este trabajo.

Pósteres Radioterapia / 405

Comprobación de verificaciones de tratamientos de IMRT con hemicampos

Autor: Carmen Libertad Candón González¹

Co-autores: LUIS ÁNGEL QUIÑONES RODRÍGUEZ²; Joaquín Pérez Pavón; Jesús Roldán Castro¹; M^a AMPARO IBORRA OQUENDO³

¹ Hospital Universitario Puerta del Mar (Cádiz)

² HUPM

³ HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR

Corresponding Author: carmenlibertad1989@gmail.com

Introducción

En nuestro centro verificamos los tratamientos de IMRT con el sistema Octavius II + array 2D OCTAVIUS Detector 729 y el software Verisoft (PTW). Son aceptados los planes de tratamiento con una coincidencia de la distribución de dosis medida y planificada igual o superior al 90% con una gamma $2\%/2 \text{ mm}$.

En los tratamientos de mama junto con ganglios supraclaviculares realizados con IMRT, muchos segmentos del supra solapan con los de la mama de forma similar a un tratamiento 3D con hemicampos. En algunas verificaciones la coincidencia es inferior al 80% para el tratamiento completo (mama y supra), mientras que supera el 90% al analizar ambos volúmenes por separado. Son muchas las variables que pueden intervenir en esta discrepancia, pero el objetivo de este estudio es el de acotar la influencia del modelado de los hemicampos en estos tratamientos, y así poder descartarlos como fuente de error.

Material y métodos

Se diseñan 6 tratamientos sencillos con hemicampos conformados con la mandíbula Y, planificados con Pinnacle v9.1. 3 de ellos presentan un hemicampo superior constante de dimensiones $10 \times 5 \text{ cm}^2$ mientras que el inferior es de 10×5 , 10×10 y 10×15 respectivamente. Los otros 3 son equivalentes, dejando el inferior constante y cambiando la longitud del superior. Los tratamientos son impartidos en nuestro acelerador Oncor (Siemens). Estos planes se comparan y analizan siguiendo el criterio gamma $2\text{mm}/2\%$ descrito en la introducción.

Resultados

En la figura 1 se muestran los resultados obtenidos. Encontramos coincidencias superiores o iguales al 98% salvo en el hemicampo superior de 15 cm de longitud que presentaba una coincidencia del 91%.

Se analizó este caso y se descubrió que parte de la distribución quedaba fuera del array de detección, lo que se corrigió desplazando el maniquí.

Discusión

Los resultados muestran que en todos los casos se cumple nuestro criterio gamma, por lo que podemos descartar la variable hemicampos como fuente de incertidumbre en las verificaciones de tratamientos de IMRT de mama con supra. Al realizar la verificación por separado eliminamos entre otras, las contribuciones en dosis de la transmisión de los segmentos que inciden en un volumen sobre el otro. Por lo tanto no es aconsejable realizar de este modo las verificaciones de este tipo de tratamientos. Los porcentajes de coincidencia inferiores al 90% obtenidos pueden deberse a un criterio de exclusión demasiado exhaustivo para la complejidad del tratamiento. Aplicando una gamma de 3%/3mm muchas de las verificaciones ya presentan coincidencias superiores al 90%. En el resto habría que modificar el plan de tratamiento disminuyendo la complejidad de este.

Conclusión

Los tratamientos con hemicampos cumplen con nuestro criterio gamma 2%/2mm y las desviaciones en las planificaciones de IMRT de mama con supra que usan hemicampos deben tener su origen en otros factores, potenciados por la complejidad de estos casos. Se propone la sustitución del criterio gamma empleado en la verificación de éstos tratamientos a uno 3%/3mm, así como disminuir en lo posible el número de segmentos.

HC superior (cm)	HC inferior (cm)	Resultados gamma (%)
5	5	100
5	10	98.3
5	15	100
5	15 (desplaz.)	100
5	5	98.3
5	10	100
5	15	91.4
5	15 (desplaz.)	97.9

Figure 676: Resultados análisis de hemicampos

Pósteres Radioterapia / 540

Uso del sistema iViewDose como herramienta de verificación pre-tratamiento

Autores: Néstor Chinillach Ferrando¹ ; Julia Torres del Río² ; MIGUEL GINER SALA³ ; RICARDO TORTOSA OLIVER^{None}

¹ IMED Valencia

² Hospital IMED Elche

³ IMED

Corresponding Author: nchinillach@imedhospitales.com

Introducción y objetivos:

El programa iViewDose (Elekta, Estocolmo, Suecia) está concebido para usarse como herramienta de dosimetría inVivo, pero además presenta la posibilidad de emplearse como herramienta de verificación pretratamiento para los tratamientos de radioterapia.

El objetivo de este trabajo es presentar el procedimiento que se emplea para realizar verificaciones pretratamiento con iViewDose y comparar los resultados obtenidos para distintas técnicas de tratamiento con los obtenidos empleando otro sistema de verificación.

Material y métodos:

Se dispone de un acelerador lineal VersaHD (Elekta, Estocolmo, Suecia) con energías de 6 MV con y sin filtro aplanador, 10 MV con y sin filtro aplanador y 15 MV con filtro, con un multiláminas modelo Agility, con 80 pares de láminas, con un ancho en isocentro de 5 mm.

Se dispone del programa iViewDose comisionado para las energías de 6 MV y 10 MV, con y sin filtro aplanador.

iViewDose requiere de un maniquí para realizar la verificación pretratamiento sobre el que se calcula el plan de verificación y posteriormente se debe usar en la unidad de tratamiento cuando se dispara el plan de verificación con iViewDose. El flujo de trabajo es similar al que se sigue con otros dispositivos. Una vez se dispone de un plan de tratamiento válido clínicamente y que se desea verificar, se crea un plan de verificación sobre el maniquí que posteriormente se empleará.

Con el fin de evaluar la funcionalidad de iViewDose con distintas técnicas de tratamiento, se han calculado veinte tratamientos de radioterapia repartidos de la siguiente manera:

- Radioterapia conformada 3D (Pacientes 1-5)
- Radioterapia de intensidad modulada (IMRT) step&shoot. (Pacientes 6-10)
- Radioterapia de intensidad modulada (IMRT) dinámica. (Pacientes 11-15)
- Arcoterapia de intensidad modulada (VMAT). (Pacientes 16-20)

Para cada uno de ellos se ha calculado el plan de verificación con iViewDose y con el ArcCHECK (Sun Nuclear, Melbourne, FL).

En la unidad de tratamiento, se disparan los diferentes planes de verificación y se analizan con el SNC Patient (Sun Nuclear, Melbourne, FL) para el caso del ArcCHECK y con el iViewDose para el caso de la verificación con el detector de imagen portal (figura 1), empleando en ambos casos la función gamma con unos criterios de 3%, 3 mm.

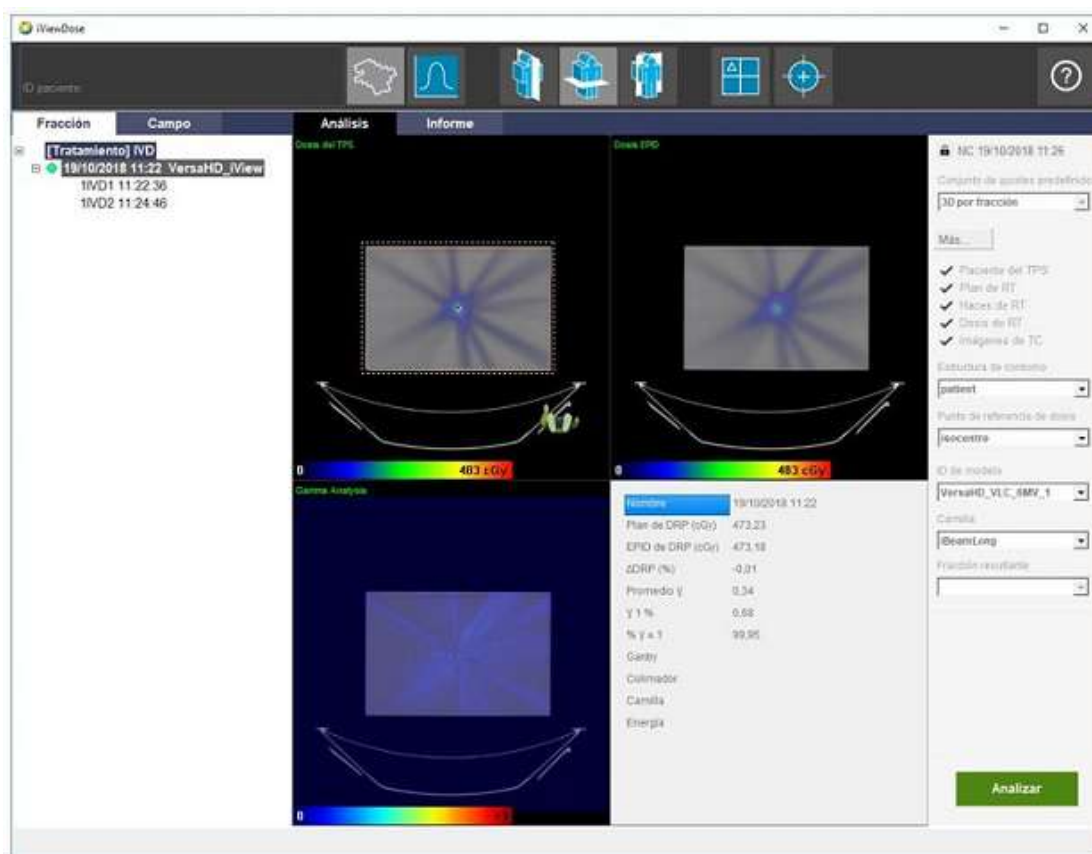


Figura 1. Vista del programa iViewDose, donde se puede observar el resultado de la verificación de un tratamiento de VMAT.

Figure 677: enter image description here

Resultados:

Los resultados de realizar las comparaciones para los veinte pacientes pueden observarse en la tabla 1.

	Pac. 1	Pac. 2	Pac. 3	Pac. 4	Pac. 5	Pac. 6	Pac. 7	Pac. 8	Pac. 9	Pac. 10
iViewDose	99,8	100,0	99,9	99,7	99,5	98,4	99,1	99,4	99,0	99,4
ArcCHECK	100,0	99,0	99,9	99,6	99,6	98,6	99,3	98,8	98,6	99,5
	Pac. 11	Pac. 12	Pac. 13	Pac. 14	Pac. 15	Pac. 16	Pac. 17	Pac. 18	Pac. 19	Pac. 20
iViewDose	97,9	98,2	99,2	98,9	99,1	99,7	99,8	99,9	100,0	99,4
ArcCHECK	98,1	98,2	98,7	98,5	99,3	99,7	99,6	99,8	99,9	99,6

Tabla 1. Resultado de la función gamma para verificaciones pretratamiento de veinte pacientes con cuatro técnicas de tratamiento distintas, empleando ArcCHECK y iViewDose

Figure 678: enter image description here

Conclusiones:

Una vez analizados los resultados, podemos concluir que, para tratamientos de intensidad modulada, bien sean de VMAT o de IMRT los resultados son comparables con los obtenidos por otro sistema de verificación contrastado como es el ArcCHECK.

En el caso de los tratamientos de 3D, los resultados son igualmente compatibles con el ArcCHECK, pero hay que destacar la limitación de poderse usar únicamente con las cuatro energías para las que viene preconfigurado, no puede emplearse para energías mayores de 10 MV, ni si el plan de tratamiento combina energías diferentes. En tal caso habría que crear un plan de verificación para cada energía y analizarlos por separado.

Pósteres Radioterapia / 442

Análisis de métricas de complejidad y predicción del índice gamma en tratamientos con VMAT

Autores: Miguel Alarcia Noci¹ ; Rafael Ayala Lázaro² ; Angel Infestas Maderuelo³ ; Jose Maria Penedo Cobos¹ ; MAGNOLIA RINCON PEREZ⁴ ; sylvia gomez-tejedor alonso⁵ ; María Ángeles García Castejón⁶ ; Ruben Gonzalez Abad⁷

¹ Fundacion Jimenez Diaz

² H.G.U. Gregorio Marañón

³ H.G.U Gregorio Marañón

⁴ HOSPITAL FUNDACION JIMENEZ DIAZ

⁵ fundacion jimenez diaz

⁶ Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz

⁷ Fundación Jiménez Díaz

Corresponding Author: miguel.alarcia@quironsalud.es

Introducción:

El objetivo de este trabajo es dar una estimación predictiva del índice gamma en tratamientos con VMAT con antelación a la verificación de la planificación pudiendo anticipar así errores y realizar correcciones. Para ello primero averiguaremos de qué variables dependen las diferencias entre la dosimetría calculada por el planificador y la medida en el acelerador al realizar el QA. Por último trataremos de predecir el índice gamma mediante un modelo de aprendizaje automático supervisado.

Material y métodos:

108 planificaciones calculadas con Monaco fueron verificadas en un acelerador Infinity obteniéndose el índice Gamma 3%-3mm local para todos ellos. Cada plan fue caracterizado por un conjunto de 29 métricas que describen diferentes aspectos de su complejidad y que pueden llevar a diferencias entre la dosis calculada y la medida.

PCA

Mediante un Análisis de Componentes Principales, obtenemos un conjunto de nuevas variables, que serán función de todas las métricas de complejidad iniciales. Vemos que con las 9 primeras componentes principales (PC's) acumulamos el 91% de la varianza, reduciéndose así la dimensionalidad del problema (fig. 1).

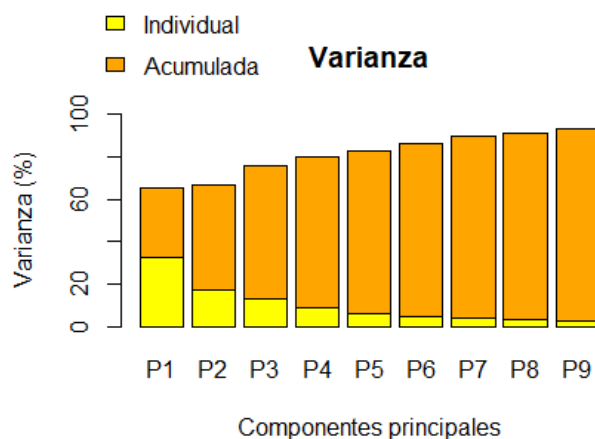


Figure 679: enter image description here

Regresión Lasso

Es una técnica de regresión lineal regularizada en la que a partir de cierto valor del parámetro de complejidad se producen estimaciones nulas para algunos coeficientes y no nulas para otros, a partir de este análisis seleccionamos las variables más relevantes.

Resultados:

Observamos que los mayores coeficientes de PC1 (fig. 2) son los correspondientes a la fracción del área del plan impartida fuera de un círculo de determinado radio (WeightedAreaOut), al perímetro (WeightedPerimeter) y al área total radiada en el tratamiento (CIAOArea y WeightedCIAOArea). En PC2 destacan el promedio del gap entre pares de láminas (AverageLeafGap) y la fracción de gaps menor que un valor dado (SmallApertureScore). En PC3 dominan el cociente UM/Gy (UM/fractionDose) y la velocidad de las láminas (Speed).

MÉTRICAS	PC1	PC2	PC3	PC4
UM/fractionDose	0.10	-0.15	0.26	-0.10
WeightedCP/TotalSweptArc	0.07	-0.01	0.12	-0.10
n_campos	0.06	0.00	0.20	-0.31
Jaws	-0.03	0.16	0.21	0.07
JawsM1	-0.25	0.08	0.15	-0.07
JawsM2	0.25	0.09	0.07	0.15
AverageLeafOpening	0.05	0.01	0.08	-0.10
AverageLeafGap	-0.01	0.36	-0.22	0.03
'SmallApertureScore5'	0.08	-0.32	0.19	0.10
SmallApertureScore10	0.07	-0.37	0.24	0.02
SmallApertureScore15	0.04	-0.38	0.24	0.00
WeightedArea	0.25	0.18	-0.16	0.14
WeightedPerimeter	0.30	-0.01	0.00	0.17
WeightedIrregularity	0.22	-0.21	0.19	0.13
CIAOArea	0.29	0.06	-0.06	0.09
WeightedCIAOArea	0.28	0.12	-0.08	0.14
CIAOPerimeter	0.21	-0.07	-0.15	0.04
CIAOIrregularity	0.08	-0.18	-0.08	-0.02
WeightedAreaOut400	0.12	-0.05	-0.05	-0.42
WeightedAreaOut350	0.16	-0.06	-0.18	-0.44
WeightedAreaOut300	0.18	-0.06	-0.19	-0.41
WeightedAreaOut250	0.23	-0.04	-0.16	-0.28
WeightedAreaOut200	0.29	-0.06	-0.09	-0.01
WeightedAreaOut150	0.30	-0.01	-0.01	0.14
WeightedAreaOut100	0.28	0.02	0.03	0.21
Speed4	0.11	0.28	0.27	-0.11
Speed6	0.12	0.28	0.31	-0.11
Speed8	0.11	0.26	0.34	-0.11
Speed10	0.11	0.23	0.33	-0.10

Figure 680: enter image description here

Entrenamos nuestro modelo con las 108 planificaciones iniciales y posteriormente fue validado con 30 planes de prueba con valor de índice gamma conocido obteniéndose una diferencia media de 1.1% con una desviación estándar de 0.6 y una diferencia máxima de un 2%. Destacar que debido a lo limitado de nuestro set de datos en el momento del análisis, no se han podido verificar planes con valores gamma muy bajos (cerca de 90% e inferiores).

Conclusiones:

Según el análisis realizado, las métricas más influyentes en los resultados del análisis gamma de un tratamiento con VMAT son aquellas relacionadas con: tamaños de campo, fracción de gaps menor que un valor dado y la velocidad de las láminas, además del cociente UM/Gy.

A pesar de lo limitado de nuestro set de datos de entrenamiento, gracias a la reducción de la dimensionalidad y a la regularización por el método Lasso, obtenemos resultados satisfactorios dentro del intervalo analizado. Con un número grande de planificaciones de diversa índole, podría llevarse a cabo una metodología que permita anticipar tendencias así como corregir y replanificar tratamientos con antelación previa.

Posteriores Gestión de Residuos Radiactivos / 373

IMPLANTACIÓN EN C.N. VANDELLOS II DE LA DESCLASIFICACIÓN INCONDICIONAL DE LA CHATARRA RESIDUAL

Autor: Lidia Sarria Gil¹

¹ PROINSA (CN Vandellós II)

Corresponding Author: lsarria@eccc.es

Introducción

La publicación de la Orden Ministerial ETU/1185/2017, autoriza la desclasificación incondicional (sin restricciones de origen ni destino final) de materiales residuales sólidos procedentes de instalaciones nucleares, que presenten contaminación de radionúclidos en valores de actividad isotópica por unidad de masa inferiores o iguales a los niveles de desclasificación, establecidos en el Anexo

VII de la Directiva 2013/59/Euratom del Consejo, de 5 de diciembre de 2013.

En esta comunicación se describe la metodología adoptada por CN Vandellòs para la gestión convencional de materiales residuales mediante su desclasificación incondicional de materiales metálicos en Contenedores Metálicos para el Transporte

Proceso de verificación del contenido radiactivo

Una vez conformada la Unidad de Valoración de residuos categorizados como desclasificables incondicionalmente, se realiza espectrometría gamma con detector de germanio, asegurando que la actividad mínima detectable (AMD) de todos los isótopos sea igual o inferior al 50% del valor del nivel de desclasificación establecido en la Orden Ministerial.

Para ello, se emplea un conjunto de dos detectores portátiles de germanio intrínseco caracterizado, junto a sus analizadores multicanal, blindajes móviles, sistemas mecánicos de posicionamiento y sistema de adquisición formado por los programas Genie2k e ISOCS. El sistema ISOCS permite generar curvas de calibración específicas eficiencia/energía a partir de la geometría de las UV a medir.

Para garantizar la capacidad de detección requerida mediante este sistema, se han realizado ensayos de medida sobre blanco (contenedor tipo CMT sin fuentes radiactivas), así como ensayos sobre contenedores con fuentes radiactivas de actividad conocida, para distintas distribuciones, densidades y grados de llenado.

- El CMT se ha modelado como caja simple y se han realizado 8 medidas, 4 en cada cara lateral.
- Se han realizado 15 medidas de CMT con diversas configuraciones de densidad, grados de llenado y distribución de las fuentes radiactivas. En todos los casos, las concentraciones de actividad medidas mediante el sistema ISOCS, cuantifican de forma conservadora la actividad introducida en el CMT, cumpliendo con los criterios de aceptación establecidos, incluye la incertidumbre asociada para cada uno de los isótopos, correspondiente al nivel de confianza del 95% (2σ).
- Se ha desarrollado un algoritmo que permite la detección de puntos calientes con mayor actividad específica, de forma que el CMT es rechazado aunque su actividad específica global sea menor al valor de desclasificación.
- Se ha verificado la validez de la metodología de desclasificación para una densidad aparente de hasta 1 g/cm³ (linealidad de la eficiencia con la densidad), así como una respuesta adecuada del detector en diferentes tipos de materiales, más allá de los materiales metálicos.

Conclusiones

Una vez se reciba aprobación del CSN al plan de pruebas, CNVII podrá ser la primera central nuclear en explotación en iniciar la desclasificación incondicional de chatarra metálica, facilitando la gestión y revalorización de estos residuos.

Poster: Gestión de Residuos Radiactivos / 438

Métodos aplicables a la Determinación de los Factores de Escala en la Caracterización para el Desmantelamiento

Autor: Rafael Garcia-Bermejo Fernandez¹

¹ *Consultor*

Corresponding Author: rgarciabf@ono.com

Introducción

Con las técnicas radiométricas y radioquímicas usuales se obtiene la clásica matriz de concentraciones C (n x p) siendo n el número de muestras/puntos de muestreo y p el número de radionucleidos

de interés. Estos datos se usan para determinar los factores de escala (FE).

Materiales y métodos

Los métodos que se describen a continuación ya han sido aplicados en proyectos de caracterización en nuestro país y en el extranjero. Sus principales características son las siguientes:

1. Método no paramétrico ($n < 10$)

- La variable estadística utilizada es la razón o cociente de las concentraciones medidas en el mismo punto.
- El estimador puntual es la mediana de esas razones
- El intervalo de confianza de la mediana se obtiene según Gilbert 1987.
- Se comprueba la suficiencia del número de datos y en caso de que esta no se cumpla será necesario ampliar el muestreo o el análisis de muestras adicionales, si se dispusiera de ellas
- El factor de escala a emplear es el externo superior de dicho intervalo de confianza

2. Método de datos composicionales ($n > 10$)

- La variable estadística utilizada es el logaritmo natural de la razón o cociente de las concentraciones medidas en el mismo punto.
- El estimador puntual es la media geométrica de esas razones como se indica en la norma
- El intervalo de confianza se obtiene de la aplicación del teorema central del límite.
- Se comprueba la suficiencia del número de datos y en caso de que esta no se cumpla será necesario ampliar el muestreo o el análisis de muestras adicionales.
- El factor de escala a emplear es el externo superior de dicho intervalo de confianza

Resultados

Ver ejemplo en tabla y figura adjuntas.

Discusión

Dado que los datos son intencionales y/o aleatorios, suelen estar correlacionados, el número de análisis completos suele ser pequeño y otras restricciones operativas y económicas resulta inviable el uso de los métodos estadísticos clásicos, presentes en los libros de texto, para una correcta determinación de los factores de escala por lo que resulta necesario recurrir a métodos no paramétricos y/o a los del análisis de datos composicionales. El uso del método de datos composicionales se fundamenta en la naturaleza composicional de las concentraciones volumétricas o superficiales de los radionucleidos. En efecto si denominamos $c_1, \dots, c_p$ las concentraciones que constituyen una línea completa de la matriz de datos C ($n \times p$) y AE_k a la actividad específica del nucleido, se cumple la ecuación siguiente:

$$COVAR(ck/AEk, c1/AE1) + \dots + VAR(ck/AEk) + \dots + COVAR(ck/AEk, cp/AEp) + COVAR(ck/AEk, R) = 0$$

Estas relaciones entre las varianzas y covarianzas hacen inviable el uso de las correlaciones brutas incluidas en los libros de texto.

Conclusiones

Los métodos estadísticos mostrados permiten liberarse de las restricciones de las hipótesis de los métodos estadísticos clásicos de tratamiento de datos, evitar las restricciones impuestas por la naturaleza composicional de las concentraciones de los radionucleidos obtenidas en las determinaciones, obtener resultados robustos y optimizar el costo de estos proyectos.

Tabla-resumen análisis datos tabla 7.8 del NUREG/CR-6567				
FF.EE.	I-129/Cs-137	Tc-99/Cs-137	I-129/Co-60	Tc-99/Co60
Med	1,18E-07	8,51E-06	5,69E-08	8,80E-07
Maximo	5,14E-05	6,08E-02	2,63E-07	4,92E-05
LSCMed(95%)	2,31E-07	2,44E-04	2,63E-07	4,31E-06
N1 NP	76	99	99	54
n	45	31	44	31
MG(*)	1,21E-07	5,22E-06	3,27E-08	1,25E-06
DG	6,03	144,91	67,21	6,36E+00
ICG	1,72	6,2	3,65	1,97E+00
LSCG(95%)	2,08E-07	3,24E-05	1,19E-07	2,47E-06
relación	1,11E+00	7,52E+00	2,21E+00	1,75E+00
N2=4*ln(DG) ²	13	98	70	14
(*) recomendación NUREG/CR-6567				

Figure 681: Tabla resumen de resultados de un ejemplo con datos del NUREG/CR-6567

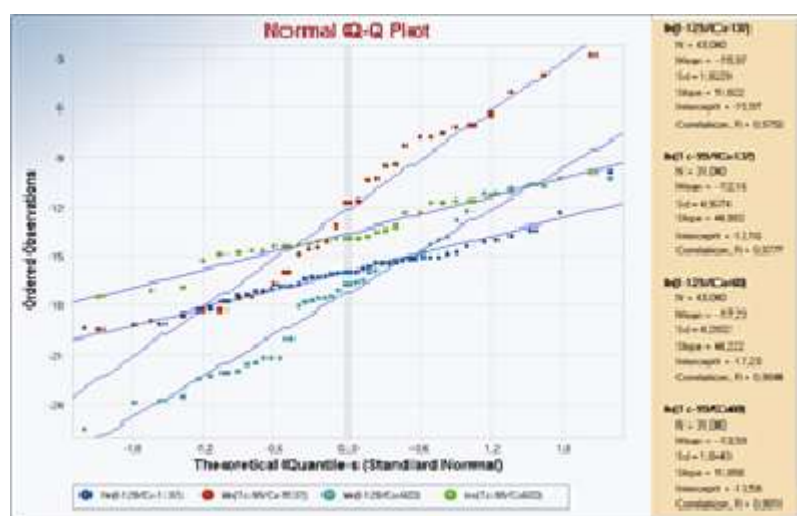


Figure 682: grafico cuantil cuantil normal

Posteriores Gestión de Residuos Radiactivos / 61

¿Gestión del Lu 177m?

Autores: Pedro Ruiz Manzano¹ ; Fco. Javier Jiménez Albericio¹ ; Alejandro Barranco López¹ ; Beatriz Chover Díaz¹ ; Alejandro García Romero¹ ; Miguel Canellas Anoz.¹

¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

Corresponding Authors: pruzm@salud.aragon.es, , ,

INTRODUCCION

El Lu-177 puede tener pequeñas cantidades de Lu-177 metaestable (Lu-177m), con una vida media de 161 días, que es un contaminante generado a partir de la producción de Lu-177. Según UNITED STATES NUCLEAR REGULATORY COMMISSION de Junio de 2018, la contaminación de Lu-177m puede llegar a ser aproximadamente el 0.02 por ciento de la cantidad total de Lu-177. Nuestro suministrador nos indica que, en su caso, la contaminación es inferior al 0.009 por ciento. Un inspector del CSN asignado a nuestro hospital planteo la posibilidad de tener que pedir autorización ante el CSN para el Lu-177m y gestionar los posibles residuos. La Instrucción IS/05 el CSN, asigna al Lu-177m unos valores de exención de 1 MBq de actividad total y 10 Bq/g de Actividad específica. Así que decidimos evaluar la cantidad de Lu-177m que se tenía tanto en los viales que se reciben del suministrador como lo que queda en los residuos.

MATERIAL Y MÉTODO

Según la documentación aportada por la casa suministradora, la actividad de de Lu-177 de un vial lleno antes de su administración es de 9.25 GBq. Lo que implica que la actividad total de Lu-177m es inferior a 0.84 MBq. Esto ya nos indica que no será necesario pedir autorización para el Lu-177m y que los posibles residuos generados también estarían exentos. Tras cada administración se mide el resto de actividad de Lu-177 que queda en el vial utilizando el mismo activímetro que se usó para la medida inicial del vial antes de su administración. El vial residual pesa 50 gramos y está lleno de 25 ml suero contaminado. Tras la administración se meten en un contenedor los residuos las vías y agujas utilizadas, se mide su tasa de exposición en contacto y a un metro, se pesa y se evalúa la actividad total y por gramo de Lu-177 y Lu-177m a través de la gamma del Lu-177 y de la fracción de contaminación de Lu-177m.

Se han tomado datos de 25 pacientes.

RESULTADOS

De los datos recogidos hemos obtenido que el 1.5% de la actividad inicial del vial queda como residuo (en el vial residual o en las vías y agujas).

En la tabla 1 se muestran las actividades de Lu-177 que hay en cada situación.

	Lu-177 inicial del vial (MBq)	Lu-177 en vial residual (MBq)	Lu-177 estimado en vías y agujas (MBq)	Lu-177 administrado al paciente (MBq)
Promedio	7600	99	14	7486
Desviación estándar	161	36	25	167

Tabla 1: actividades de Lu-177 que hay en cada situación.

En la tabla 2 se muestran las actividades de Lu-177m que hay en cada situación.

	Lu177m Vial residual (Bq)	Lu177m Líquido vial residual (Bq/gr)	Lu 177m estimado vías y agujas (Bq)
Promedio	8941	373	1303
Desviación estándar	3243	135	2269

Tabla 2: actividades de Lu-177m que hay en cada situación.

Figure 683: Actividades de Lu-177 y Lu-177m en cada situación

La actividad total de Lu-117m es siempre muy inferior al valor de exención. Los Bq/gr de Lu-177m

del líquido del vial residual superan los 10 Bq/gr. Para estar exento solo hay que cumplir una de las dos condiciones.

CONCLUSIÓN

La actividad inicial y la residual de Lu-177m hace de que no sea necesario pedir autorización para este isótopo y los residuos generados están también exentos sin ser problema desde el punto de vista de protección radiológica.

Posterres Gestión de Residuos Radiactivos / 133

Gestión del residuo radiactivo sólido en una unidad de terapia metabólica.

Autores: Miguel Ángel Sebastián Segura¹; David Sánchez Artuñedo²; Mercè Beltran³

¹ Servei de Física i Protecció Radiològica. Hospital Vall d'Hebron

² Servei de Física i Protecció Radiològica. Hospital Vall d'Hebron

³ Hospital Vall d'Hebron

Corresponding Author: misebast@vhebron.net

Introducción

La gestión del residuo líquido generado en los tratamientos metabólicos de Medicina Nuclear (MN) se realiza con sistemas automatizados específicos. El residuo sólido se gestiona manualmente.

En la Unidad de Terapia Metabólica en Medicina Nuclear (UTMN) se tratan pacientes ingresados y ambulatorios. El residuo textil y putrescible se gestiona y almacena en la UTMN por el personal de la instalación mediante una aplicación desarrollada por el Servicio de Física y Protección Radiológica (SFPR).

En este trabajo se presentan datos de los residuos radioactivos, textil y putrescible, generados en la UTMN después de un año de funcionamiento.

Material y métodos

La aplicación diseñada por el SFPR utiliza el formalismo descrito en la "Guía técnica de gestión de materiales residuales con contenido radiactivo procedentes de instalaciones del ámbito sanitario". En el caso del Lu-177 se considera la presencia de un 0.05% de impurezas de Lu-177m.

Al finalizar el tratamiento, el operador retira el residuo putrescible y la ropa de la habitación previamente segregada en bolsas por el paciente, mide la tasa de equivalente de dosis ambiental ($H^*(10)$). Introduce los datos en la aplicación, etiqueta el residuo almacenando el textil en estanterías y el putrescible en el congelador. El día previsto de evacuación comprueba que la concentración de actividad está por debajo del nivel de desclasificación, y evacúa por la vía establecida; el textil a la lavandería, el putrescible al residuo orgánico.

Resultados

Desde noviembre del 2017 hasta diciembre del 2018 se realizaron 218 tratamientos con I-131. Ambulatorios fueron 98, con 1110 MBq administrados, éstos solo generan residuo putrescible. El resto de tratamientos fueron ingresados y se les administraron entre 3700 MBq y 11840 MBq, los días de ingreso dependen de la actividad administrada y generan residuos textil y putrescible. Con Lu-177 se realizaron 25 tratamientos todos con 7400MBq, los pacientes permanecieron entre 1 y 2 días y generan residuo textil y putrescible.

El volumen del residuo textil por paciente es aproximadamente 8 veces mayor que el del putrescible, tabla 1. Sin embargo, el putrescible, restos de comida y pañales, presentan mayor valor de $H^*(10)$.

El tiempo para desclasificar el residuo putrescible de Lu-177 es 3.5 veces mayor que el del I-131, tabla 2, debido al Lu-177m.

Discusión

El residuo textil puede presentar un problema de almacenamiento si no se trata de manera adecuada. El residuo sólido putrescible, de menor volumen, presenta un mayor riesgo a nivel de protección

radiológica ya que los valores de ($\dot{H}^*(10)$) en contacto son elevados.

El Lu-177m aumenta los tiempos de almacenamiento del residuo; hay que prever espacio para su almacenamiento.

Conclusiones

Se presentan valores de concentración de actividad y días de almacenamiento de los residuos sólidos de I-131 y Lu-177 generados en una UTMN. Esta información es útil, especialmente para el caso de Lu-177 ya que hay pocos datos publicados, para adecuar los procedimientos de gestión de residuos, las condiciones que debe tener el lugar para almacenarlos y valorar el riesgo que comporta la manipulación para los trabajadores implicados.

Tipo de residuo	Radionúclido	Promedio bolsas generadas por paciente	Promedio peso por bolsa (kg)	Promedio volumen bolsa (l)	Promedio $\dot{H}^*(10)$ ($\mu\text{Sv/h}$)	Máximo $\dot{H}^*(10)$ ($\mu\text{Sv/h}$)
Textil	I-131	1,3	3,6	42,6	77	1670
Putrescible	I-131	0,8	0,7	5,1	144	3800
Textil	Lu-177	0,5	2,4	36,4	11	50
Putrescible	Lu-177	1,8	0,7	4,2	241	2000

Figure 684: Residuo radioactivo textil y putrescible generado en la UTMN durante 13 meses de funcionamiento.

Tipo de residuo	Radionúclido	Promedio de almacenamiento	Máximo de días de almacenamiento	Mínimo de días de almacenamiento
SN Textil	I-131	50	194	0
SB Putrescible	I-131	69	169	3
SN Textil	Lu-177	50	140	0
SB Putrescible	Lu-177	236	249	222

Figure 685: Tiempos de almacenamiento del residuo textil y putrescible.

Poster: Gestión de Residuos Radiactivos / 739

Verificación retrospectiva de un método alternativo de caracterización de material residual con contenido radiactivo de Medicina Nuclear

Autor: Kefrén Sánchez Noriega¹

¹ Hospital Universitario Príncipe de Asturias

Corresponding Author: kefren.sanchez@salud.madrid.org

Introducción

Anteriormente se presentó una metodología de caracterización radiológica de material residual con contenido radiactivo basado en la actividad registrada en el diario de operaciones.

En este trabajo se revisa la validez de esta metodología sobre la experiencia de varios meses y se comparan las posibles variantes del método.

Materiales y metodología

La metodología que se sigue en este trabajo, presentada anteriormente, estima la actividad del radionucleido X que posee un lote de material residual a fecha de cierre a partir de:

$$A_{\text{lote}}(X) = 1,1 \sum_{i=0}^{N-1} A_{\text{adm}}(X)_i f(X)$$

En la fórmula anterior $A_{\text{adm}}(X)_i$ representa la actividad de X que se administró el día i y $f(X)$ es la fracción de actividad residual de dicho radionucleido, determinada durante el control de calidad del material residual con contenido radiactivo. El sumatorio indica que se suman el total de las actividades de X administradas en los últimos N días. N se define en función del periodo de semidesintegración de X , siendo 1, 2, 14 y 30 para Tc-99m, I-123, Ga-67 y I-131, respectivamente.

Se plantearon tres opciones con distinto grado de detalle para determinar $f(X)$: tomar un único valor de $f(X)$ para cada radionucleido independientemente del radiofármaco, tomar valores $f(X)_{\text{radiof}}$ que dependan del radiofármaco, o tomar valores $f(X)_{\text{estud}}$ que dependa además del tipo de estudio realizado.

Las tres opciones anteriores se evaluaron retrospectivamente comparando la tasa de dosis a 1 metro calculada a partir de $A_{\text{lote}}(X)$ con la tasa real medida en el momento del cierre con un monitor de radiación. Esto se llevó a cabo para una muestra de 71 contenedores de residuos punzantes.

Resultados

En la fig. 1 se comparan los resultados de los tres métodos. El ajuste lineal en todos los casos se acerca razonablemente a la identidad, aunque se aprecia una amplia dispersión en los datos.

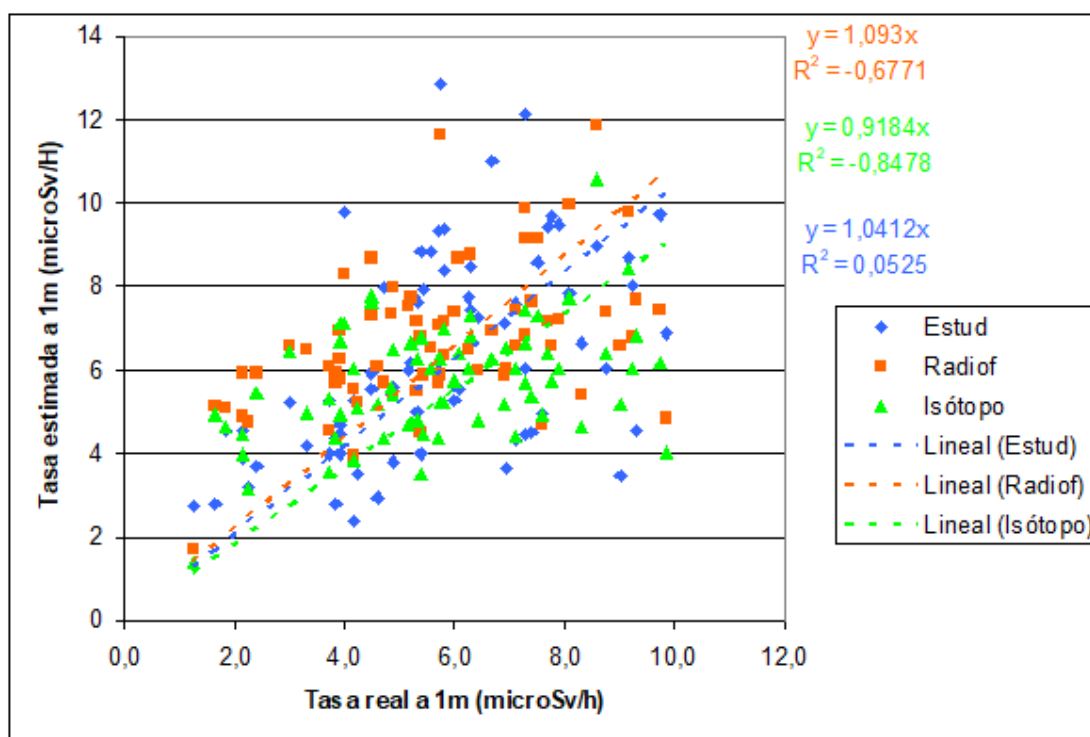


Figure 686: Tasa de dosis a 1 metro calculada frente a la tasa de dosis medida en la fecha de cierre del contenedor tomando $f(X)$ (verde), $f(X)_{\text{radiof}}$ (naranja) y $f(X)_{\text{estud}}$ (azul).

El porcentaje de casos con desviación superior al 50% fue del 17%, 23% y 23% para los modelos con $f(X)$, $f(X)_{\text{radiof}}$ y $f(X)_{\text{estud}}$, respectivamente. Para casos con desviación superior al 100% la proporción se redujo al 7%, 11% y 7%. Sólo el método con $f(X)_{\text{radiof}}$ muestra un único caso con desviación superior al 200%.

Discusión

Estimar la fracción de actividad residual con más detalle no mejora la precisión de la metodología. Esto se atribuye a que hay una fuente de incertidumbre apreciable en términos absolutos por la

variabilidad observada durante el control de calidad del material residual de los rastreos óseos, ya que el método de inyección del radiofármaco varía según el estado venas del paciente.

No obstante, $f(X)$ muestra una confianza suficiente (tomando márgenes de incertidumbre adecuados) para adoptar este método y asignar una fecha de desclasificación individual que permita optimizar los tiempos de almacenamiento del material residual.

Conclusiones

La variante más sencilla del método verificado estima con una precisión razonable la actividad específica individual de los contenedores de materiales residuales.

Posteriores Gestión de Residuos Radiactivos / 154

MODELIZACIÓN DE UN CZT POR MONTECARLO Y SU APLICACIÓN A LA GESTIÓN DE RESIDUOS.

Autor: Gonzalo Benito Díaz¹

Co-autores: Heliodoro Sújar Moraga¹ ; Carlos Pérez Jiménez¹ ; Andrés Felipe Martínez¹

¹ TECNASA S.A.

Corresponding Author: gbenito@tecnasa.es

INTRODUCCIÓN

El avance tecnológico del sector nuclear conlleva la mejora inherente de los sistemas de medida para la optimización de los procesos en esta industria. Actualmente, haciendo acopio de esa premisa evolutiva, se han desarrollado los detectores de Cd-Zn-Te (CZT), cuya finalidad principal es la medición y cuantificación de las actividades generadas en la gestión de residuos radiactivos; como, por ejemplo, en los procesos de desclasificación de material radiactivo procedente de CC.NN., Centros de Investigación, etc.

La selección del correcto detector es determinante para evitar situaciones indeseables como, por ejemplo: la saturación del detector, en caso de elevadas actividades, o la aparición de una eficiencia mínima, en caso de bajas actividades. En este sentido, el presente trabajo se enfoca, primeramente, en un estudio preliminar de las eficiencias sobre el detector CZT mediante un método de MonteCarlo para su posterior aplicación en procesos de desclasificación. Para ello, se han simulado diversas fuentes puntuales a diferentes distancias, con la finalidad de extrapolar los resultados obtenidos a la irradiación real de un bidón de actividad significativa; de manera que se puedan calcular, comparar y validar las eficiencias de ambos escenarios.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las herramientas empleadas para el estudio han sido:

- Un detector CZT con un tamaño de cristal de 1'x1'x1'.
- El software PENELOPE para la creación del modelo MonteCarlo.

RESULTADOS

Los resultados se han obtenido en 3 fases:

Fase 1: Modelización del detector CZT (1'x1'x1') enfrentado a las fuentes puntuales: Am-241, Cs-137, Co-57 y Co-60, en base al cual se verifica la coherencia del modelo al disminuir la eficiencia conforme aumentaba el cuadrado de la distancia fuente-detector.

Fase 2: Simulación del detector CZT (desarrollado en la Fase 1) enfrentado a un bidón relleno de resina epoxi contaminada con los radionucleidos simulados en la Fase 1 con una distribución homogénea.

Fase 3: Cálculo y comparación de los resultados de eficiencia obtenidos en la Fase 2 con una irradiación real. La comparación entre simulación e irradiación real se muestra a continuación:

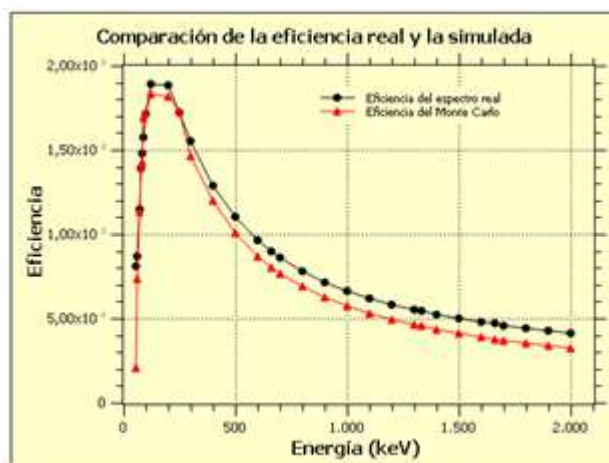


Figure 687: Comparativa de la eficiencia real y la eficiencia simulada

DISCUSIÓN

El resultado obtenido mediante la simulación permitiría ampliar la versatilidad de nuevos modelos Monte Carlo aplicados al detector CZT; simulando diferentes situaciones de medida en vez de una fuente puntual o un bidón, pudiendo ser un contenedor, un big bag, etc.

Por otra parte, también se lograría establecer un sistema de validación matemático que implica la ausencia de riesgo para el operario de la instalación. Debido a que, una vez caracterizado el modelo, verificado y corregida su desviación respecto al modelo real, no sería necesaria la medida *in situ* del material radiactivo; minimizando la exposición radiológica del trabajador.

CONCLUSIONES

Los resultados observados en la Figura muestran una gran similitud entre las eficiencias medidas en el ejercicio de irradiación y las obtenidas por MonteCarlo. Por tanto, la simulación podría aplicarse como una prueba adicional del análisis de actividad en residuos radiactivos susceptibles de ser desclasificados, para otro tipo de bultos y/o de contenido isotópico.

Posteriores Gestión de Residuos Radiactivos / 97

PROCEDIMIENTO DE ACTUACIÓN EN LAS OPERACIONES DE VENTEO CONTROLADO DE FUENTES DE KR-85

Autores: María de la Concepción Orta Navarro¹ ; Elena Alcaide Trenas¹

Co-autor: José Luís Pinilla Matos ²

¹ ENRESA

² ENRESA El Cabril

Corresponding Author: morn@enresa.es

1. Introducción.

En cumplimiento de la especificación 6ª de la Resolución de la Dirección General de la Energía de 21.04.92, por la que se autoriza a ENRESA a la evacuación de fuentes de Kr-85 en desuso mediante venteo controlado, la UTPR de ENRESA ha establecido un procedimiento donde se definen las actuaciones de PR para dicha práctica.

1. Material y métodos.

Para efectuar las medidas y vigilancias de PR, se dispone de dosímetros personales, radiómetros de alto y bajo rango y equipos de medida de contaminación. El material de protección personal y colectivo del que dispone el personal involucrado es adecuado a la ejecución de los trabajos.

El sistema de venteo está compuesto por una celda de manipulación hermética fabricada en plástico, instalada en el interior de una Unidad Móvil (UM) y conectada a un sistema de extracción, donde se realiza la rotura de la fuente.

En primer lugar, se establece una planificación del venteo recopilando la información de interés de las fuentes, realizando una visita técnica previa en la que se efectúa una caracterización de la misma para la preparación de su retirada, y comunicando las operaciones previstas al CSN y al MIE.

Para la realización del venteo, se colocan los radiómetros en el conducto de salida de la celda, tubo de salida del sistema de aspiración, cabina UM y el quipo con sonda de contaminación en el interior de la celda. Todos ellos poseen un sistema de control automático de teledosimetría. Tras las medidas de fondo, se pone en marcha el equipo de aspiración, se introduce la fuente en la celda y se efectúa la medida de tasa de dosis en la salida del sistema. Posteriormente se rompe la fuente. Cuando el detector interior de la celda mide niveles del doble del fondo inicial, se extrae la cápsula de la fuente y se realiza un control de la actividad residual que pueda contener.

1. Resultados.

En base a las lecturas de todos los equipos activados, se emite un certificado de PR que asegura la evacuación de las fuentes venteadas y que la comprobación de los niveles de radiación y contaminación detectados en las estructuras que contenían las fuentes permiten su gestión convencional.

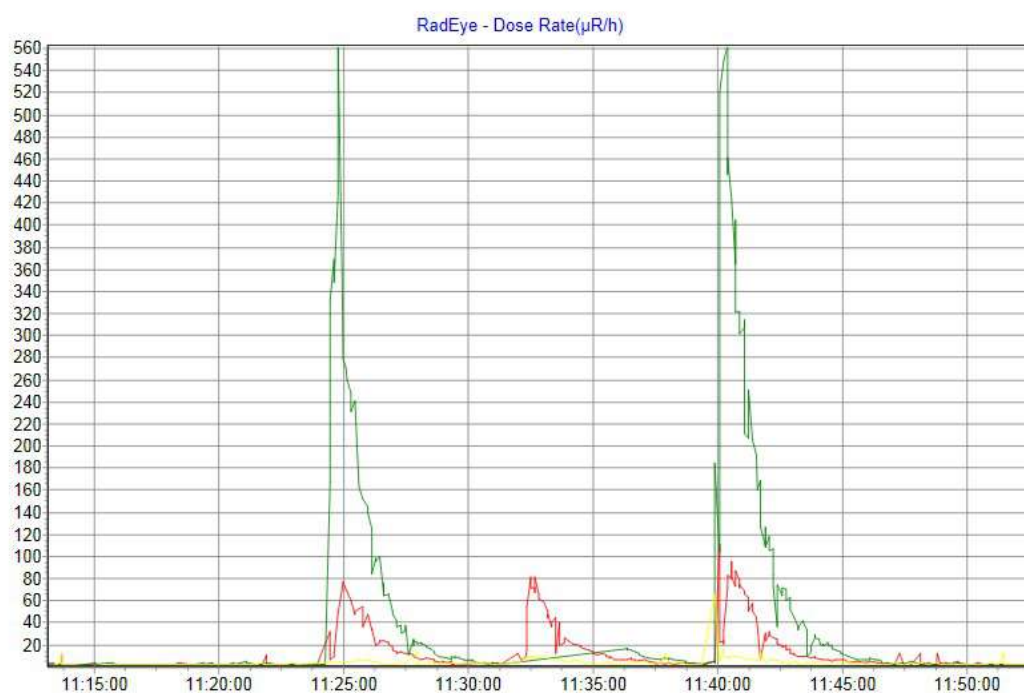


Figure 688: enter image description here

Ilustración 1 Imagen del archivo .xps del venteo de tres fuentes consecutivas

1. Conclusiones.

Se puede afirmar que el venteo controlado de las fuentes de Kr-85 fuera de uso y de actividades no eludidas, puede realizarse con un impacto radiológico no inaceptable para los trabajadores implicados en la operación e insignificantes para el público en general.

Niveles de referencia de WENRA en relación con la seguridad en el tratamiento y el acondicionamiento de los residuos radiactivos

Autores: Marcos de Toro Fernandez¹ ; Jaime Garcia de la Sen²

¹ CSN

² CSN

Corresponding Authors: marcos.detoro@csn.es, jgs@csn.es

La asociación “*Western European Nuclear Regulators*” (WENRA) está constituida por las autoridades reguladoras de los países de la UE con reactores nucleares además de Suiza y Ucrania. Su objetivo principal es desarrollar una posición convergente en materia de normativa de seguridad nuclear y protección radiológica en distintas materias.

Dentro de WENRA, se ha establecido un grupo de trabajo dedicado a la gestión segura de los residuos radiactivos y el desmantelamiento de las instalaciones nucleares (*Working Group on Waste and Decommissioning*, WGWD) con el objeto de armonizar la normativa de los países miembros en dichas actividades.

En abril de 2018, el WGWD editó el documento “*Radiative Waste Treatment and Conditioning Safety Reference Levels*” en el que se han establecido los denominados “niveles de referencia” para la seguridad en el tratamiento y acondicionamiento de los residuos radiactivos. Dicho documento contiene los requisitos mínimos que deben estar incorporados en la normativa de todos los estados miembros de cara a la citada la armonización legislativa.

Los niveles de referencia han sido consensuados considerando los últimos avances normativos en relación con el tratamiento y acondicionamiento de los residuos radiactivos, incluyendo los requisitos de seguridad establecidos por el Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA), la Convención conjunta sobre seguridad en la gestión del combustible gastado y en la gestión de desechos radiactivos, así como otros documentos técnicos editados por el WGWD.

El ámbito de aplicación de los niveles de referencia incluye tanto las instalaciones específicas para el tratamiento y acondicionamiento de los residuos radiactivos como aquellas otras situadas dentro de una instalación nuclear o radiactiva cuyo objeto sea el procesamiento de cualquier tipo de residuos radiactivos.

Los niveles de referencia han sido establecidos en 71 artículos organizados en las siguientes áreas temáticas: gestión de la seguridad, requisitos de los procesos de tratamiento y acondicionamiento y de los productos obtenidos, diseño y operación de las instalaciones y verificación de la seguridad.

Una vez establecidos los niveles de referencia, cada estado miembro debe analizar su marco regulador en la materia mediante una autoevaluación sobre el grado de cumplimiento con los mismos, para identificar las carencias que pudieran existir y proponer, si fuera necesario, un plan de acción para incorporar los requisitos y asegurar la armonización normativa.

Dicha autoevaluación es sometida a una revisión inter pares realizada por parte de otro estado miembro que posteriormente es evaluada por el resto del grupo con el objeto de homogeneizar el resultado de las evaluaciones de todos los participantes.

El Consejo de Seguridad Nuclear ha participado activamente en la redacción de los citados niveles de referencia sobre la seguridad en el tratamiento y el acondicionamiento de los residuos radiactivos en España y, en la actualidad, está realizando el análisis del marco regulador español en la materia.

Poster PR Público y Medioambiente / 245

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE AGUAS EMBOTELLADAS EN ESPAÑA PARA CONSUMO HUMANO

Autor: Silvia Pérez¹

Co-autores: J.L Guerrero¹ ; M.J Gázquez² ; J.P Bolívar¹

¹ Universidad de Huelva

² Universidad de Cádiz

Corresponding Author: silvia.perez@dcu.uhu.es

CARACTERIZACIÓN RADIOLÓGICA DE AGUAS EMBOTELLADAS EN ESPAÑA PARA CONSUMO HUMANO

S.M Pérez-Moreno¹, J.L Guerrero¹, M.J. Gázquez² y J.P. Bolívar¹

¹Departamento de Ciencias Integradas, Universidad de Huelva, Huelva, España.

²Departamento de Física Aplicada. Universidad de Cádiz, Cádiz. España.

Introducción

En España, al igual que en la mayoría de países Europeos, se ha incrementado el consumo de agua mineral comercial procedentes de aguas subterráneas. Este hecho puede suponer un riesgo para la salud de las personas debido a la presencia de radionucleidos naturales como resultado de la interacción agua-roca. Con motivo de la recientemente modificación del R.D. 1798/2010 (R.D. 314/2016), en el que se establecen el control de la dosis indicativa, se ha evaluado la calidad radiológica de un conjunto significativo de aguas envasadas de diversas marcas españolas con diferente origen geológico.

Materiales y Métodos

Se adquirieron quince marcas diferentes de agua embotellada, en diferentes supermercados del área de Huelva en abril de 2016. Se midieron los índices de actividad alfa/beta total mediante contador proporcional de flujo de gas de bajo fondo (Berthold LB770) y la concentración de actividad de radionucleidos naturales (²¹⁰Po, ²¹⁰Pb, ²³⁴,²³⁸U, ²³⁰,²³²Th, ²²⁶,²²⁸Ra), mediante espectrometría alfa con detector semiconductor de Si de implantación (PIPS).

Resultados y Discusión

La concentración de actividad alfa total de las aguas embotelladas varía de 0.01 a 0.195 Bq/L, superando tres marcas el valor de referencia establecido en el R.D. 314/2016 (0.1 Bq/L). Por otro lado, la concentración de actividad beta total se encontró siempre por debajo de 1 Bq/L.

El origen de la concentración de actividad alfa ha sido investigado y se determinó que es debida principalmente a la presencia de isótopos de U, ²²⁶Ra y ²¹⁰Pb(²¹⁰Po). Las concentraciones encontradas de ²³⁸U oscilan entre 5-15 mBq/L. Las concentraciones de radio están entre 50 y 194 mBq/L, mientras que las concentraciones de ²¹⁰Pb(²¹⁰Po) fluctúan entre 4 y 78 mBq/L. Dichas concentraciones se encuentran principalmente reguladas por las condiciones físico-químicas del agua, el tipo de roca y el tiempo de la interacción agua-roca (Chau et al., 2011). Por otro lado, los cocientes de actividades ²³⁴U/²³⁸U oscilan entre 0.9 Y 3.1, lo cual demuestra que en algunos de los acuíferos estudiados se produce lixiviación preferencial de ²³⁴U.

Se ha evaluado la dosis indicativa y sólo algunas de las aguas que tienen interacción con roca granítica superan el valor paramétrico establecido de 0.1 mSv.

Conclusiones

Los resultados muestran que la mayoría de las aguas analizadas pueden ser consideradas potables desde el punto de vista radiológico, sin embargo en algunos casos donde el agua interactúa con roca granítica es aconsejable regular periódicamente el contenido radiactivo y dar al consumidor más detalle sobre la concentración de actividad y la dosis recibida.

Referencias

Chau N. D., Dulinski M., Jodlowski P., Nowak J., Rozanski K., Slezia M. and Wachniew P. Natural radioactivity in groundwater – a review. *Isotopes in Environmental and Health Studies*, 47 (2011) 415–437.

Real Decreto 1798/2010, de 30 de diciembre, por el que se regula la explotación y comercialización de aguas minerales naturales y aguas de manantial envasadas para consumo humano.

Real Decreto 314/2016, de 29 de julio, por el que se modifican el Real Decreto 140/2003 de 7 de febrero, el Real Decreto 1798/2010 de 30 de diciembre, y el Real Decreto 1799/2010 de 30 de diciembre.

Wu Y., Li J., Wang Y., Xie X. Variations of uranium concentrations in a multi-aquifer system under the impact of surface water-groundwater interaction. *Journal of Contaminant Hydrology* 211 (2018) 65–76.

Poster PR Público y Medioambiente / 111

CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE UN EQUIPO LECTOR DE DOSÍMETROS PERSONALES HARSHAW 6600

Autores: Francisco Clemente Gutiérrez¹ ; Francisco Javier San Miguel Avedillo¹ ; Pablo Chamorro Serrano¹ ; Manuel Joaquín Martín de Miguel² ; Maria Isabel Rosales Galvan¹ ; Blanca Cortes Serrano¹ ; Miguel Alvarez Gutierrez¹

¹ *Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"*

² *Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"*

Corresponding Author: pclementegutierrez@gmail.com

1. INTRODUCCIÓN

La Guía de Seguridad 7.1 del Consejo de Seguridad Nuclear (requisitos técnico-administrativos para los servicios de dosimetría personal), establece como necesaria la implementación de un programa de control de calidad, en particular, la verificación periódica mensual de los factores de calibración. Algunos fabricantes recomiendan, además, someter a los lectores a un control de calidad diario, con el fin de comprobar la calibración del equipo con una periodicidad mayor, así como asegurar el adecuado funcionamiento de la electrónica. Este estudio muestra el procedimiento implementado en control de calidad diario de un equipo lector de dosímetros personales, así como los resultados derivados de su aplicación.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

Los dosímetros empleados en nuestra institución son HARSHAW L-0110 (TLD-100). Las tarjetas se encuentran alojadas en portadosímetros HARSHAW 8814. Dichos dosímetros son leídos mediante un lector HARSHAW 6600 CCD. El fabricante recomienda realizar un control de calidad diario que tenga en cuenta los siguientes criterios:

3. Revisión operativa del lector: refrigeración de los fotomultiplicadores ($9^{\circ} \leq T \leq 12^{\circ}$), temperatura del suministro eléctrico ($\leq$ temperatura ambiente $+7^{\circ}$), flujo de gas (normal), valor del alto voltaje (± 1 V del valor habitual).
4. Componentes electrónicos: RAM y PROM (correcto funcionamiento), suministro de tensión (± 15 V), voltaje de referencia en el conversor analógico/digital (correcto funcionamiento), temperatura del gas (temperatura ambiente tras estabilización), valores de la luz de referencia, y ruido de los fotomultiplicadores ($\pm 10\%$ de los valores establecidos durante la calibración del equipo lector).
5. Factor de calibración del lector (RCF): irradiación de un dosímetro de campo a dosis conocida (1 mSv) con una fuente de Sr-90 disponible en el servicio, y su posterior lectura ($\pm 15\%$ respecto de los valores de referencia).

6. RESULTADOS

Los resultados se mantuvieron dentro de los parámetros especificados como correctos. En el caso de los valores de luz de referencia, se mantuvieron dentro de los intervalos definidos como correctos ($[149.94, 183.26]$ nC y $[132.03, 161.37]$ nC para la dosis profunda (Hp(10)) y superficial (Hp(0.07)), respectivamente) al igual que para el ruido ($[0.0079, 0.0087]$ nC y $[0.016, 0.017]$ nC). Respecto de la comprobación de los RCFs, las discrepancias obtenidas respecto de los valores de referencia fueron, en promedio, de $-0.4\% \pm 3.6\%$ y de $-3.6\% \pm 4.2\%$ para Hp(10) y superficial Hp(0.07), respectivamente.

7. DISCUSIÓN

Tras los cinco primeros meses de aplicación del presente procedimiento, los valores para la luz de referencia fueron degenerando debido al deterioro de la pieza de contacto de los tubos fotomultiplicadores, siendo necesaria una calibración para fijar nuevos valores de referencia (intervalos de [393.93,481.47] nC y [565.92,691.68] nC para la luz de referencia y [0.016,0.018] nC y [0.022,0.025] nC para el ruido, para Hp(10) y Hp(0.07), respectivamente). Las discrepancias obtenidas para la comprobación de los RCFs fueron compatibles con la tolerancia establecida.

8. CONCLUSIONES

La implantación de un control diario adicional a las verificaciones usuales permite realizar un seguimiento pormenorizado del adecuado funcionamiento y calibración del equipo, redundando en una mejora del programa de garantía de calidad.

Posterres PR Público y Medioambiente / 421

ANÁLISIS DE Pu-241 EN MUESTRAS INDUSTRIALES Y AMBIENTALES

Autores: Raquel Idoeta Hernandorena¹ ; Saroa Rozas Guinea² ; Margarita Herranz³ ; Fernando Legarda Ibáñez²

¹ Universidad del País Vasco UPV/EHU

² UPV/EHU

³ UPV

Corresponding Author: m.herranz@ehu.eus

Introducción

El análisis de Pu-241 en materiales procedentes de la industria nuclear y en muestras ambientales, como suelos, sedimentos, agua, aire y seres vivos, es esencial para la protección radiológica de trabajadores y miembros del público, ya que el Pu-241 es el precursor de otros radionúclidos transuránicos con periodos de desintegración largos, una alta movilidad entre compartimentos ambientales y una gran radiotoxicidad.

Del mismo modo que el resto de isótopos de plutonio, el Pu-241 se forma en reactores nucleares de fisión como resultado de varias reacciones; sin embargo, a diferencia de los demás isótopos de plutonio, el Pu-241 es un emisor beta de baja energía, lo que hace más compleja su medida.

En el Laboratorio de Medidas de Baja Actividad (LMBA) de la Universidad del País Vasco, la determinación de Pu-241 se realiza por separación radioquímica en cualquier tipo de matriz y su medida se realiza por centelleo líquido.

Así, en este trabajo se presenta un resumen del proceso de validación de este método, centrado en tres aspectos: la sensibilidad del método y el cálculo de las incertidumbres y límites de detección asociados a él. Para ello se utilizarán diferentes tipos de muestras procedentes tanto del sector industrial como del segmento medioambiental.

Material y métodos

Las muestras sobre las cuales se ha aplicado el procedimiento de determinación el ²⁴¹Pu son materiales de referencia de sedimento, pescado y agua suministrados por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Además, se ha aplicado sobre muestras reales procedentes del sector industrial.

Tras una primera etapa en la que la muestra se disuelve y se homogeneiza, el plutonio se separa mediante una resina de intercambio iónico, después de haber trazado la muestra con Pu-242. El producto resultante se electrodeposita para determinar el rendimiento de la separación mediante espectrometría alfa y posteriormente se extrae y se mezcla con líquido centelleador Ultima Gold LLT en un vial de vidrio. Finalmente, la emisión beta del vial se mide en el espectrómetro de centelleo líquido 1220 QUANTULUS, de Perkin Elmer.

La eficiencia de detección se obtiene a partir de la preparación y medida de la correspondiente una curva de extinción.

Se analizan los interferentes en la medida procedentes tanto de la separación como de los otros radioisótopos del Pu. El cálculo de incertidumbres se realiza en base a la norma ISO/IEC Guide 98-3:2008 (GUM:1995) y el del LID siguiendo la norma ISO 11929:2010 Determination of the characteristic limits for measurements of ionizing radiation. Asimismo, se lleva a cabo un análisis de sensibilidad de incertidumbres.

Resultados y conclusiones

Un resumen de los resultados obtenidos muestra que la sensibilidad del método es buena para poder realizar la determinación del ^{241}Pu , pudiendo, con la adecuada elección de parámetros de recuento, separar las emisiones de los diferentes radioisótopos de plutonio. Los valores de LID obtenidos están en el entorno de $4\text{E-}02\text{ Bq/g}$ para tiempos de medida de 9 horas y tamaños de muestras de 1 g.

Poster PR Público y Medioambiente / 267

CREACIÓN DE UNA HERRAMIENTA EN MATLAB PARA EL CÁLCULO Y VERIFICACIÓN AUTOMÁTICOS DE BLINDAJES EN INSTALACIONES DE PET-CT

Autores: Sonia Serrano Zabaleta¹; Javier Díez Chamarro²; Àngel Forner Forner¹; Antonio Otal Palacín¹; Carlota Monfà Binefa¹; Laura Ruz Uclés¹; Dúnia Jové Teixidó³; Marc Gómez Prieto³; Susana Badorrey Gomicia^{None}; Antonia Ot Estable³; María Ángeles Rivas Ballarín²; Cristina María Santa Marta Pastrana⁴; Óscar Ripol Valentín¹

¹ Hospital Universitari Arnau de Vilanova

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

³ Hospital Universitari Arnau de Vilanova

⁴ UNED

Corresponding Author: soniaserz@gmail.com

Introducción y objetivos

La adquisición de un nuevo equipo PET-CT (Positron Emission Tomography –Computed Tomography) en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza (HCUZ), hizo necesario el cálculo de blindajes estructurales para la futura instalación. En España no existe un protocolo específico sobre cómo deben diseñarse dichos blindajes. El Real Decreto 783/2001 establece únicamente los límites de dosis permitidos para trabajadores y miembros del público.

El objetivo de este trabajo ha sido crear una herramienta automática que simplifique a los radiofísicos el cálculo de blindajes estructurales para instalaciones de PET, CT o PET-CT. Esta herramienta se puede utilizar como elemento principal de cálculo, como método independiente de cálculo redundante o como método de cálculo inverso, es decir, para estimar la dosis en cualquier punto de la instalación a partir de las características de unos blindajes preexistentes o conocidos.

Material y métodos

El diseño de las barreras se ha basado en el informe del grupo de trabajo 108 de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) y en los informes 147 (Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities) y 151 (Basic Principles of Radiation Therapy Shielding Design) del Consejo Nacional de Medida y Protección Radiológica de EEUU (NCRP). La aplicación se implementó en Matlab R2015a de 64 bits. El cálculo de blindajes se validó con el realizado de forma independiente por otra especialista del Servicio de Física y Protección Radiológica del mismo hospital. Además, para cada uno de ellos se han considerado cuatro tipos de fuente, atendiendo a las cuatro localizaciones de la instalación en las que el paciente/fuente puede permanecer en reposo durante un tiempo prolongado.

Resultados

La planta de la instalación puede verse en la figura 1. Se han calculado 19 puntos de blindaje, incluyendo tabiques, ventanas y puertas (T1-T12) y se han supuesto cuatro tipos de fuente (F1-F4) para cada radioisótopo. En la figura 2 se muestra la interfaz gráfica del script creado.

Discusión

Para cada radioisótopo, se han considerado 4 tipos de fuentes dado que tienen actividades y tiempos de permanencia diferentes. El cálculo por separado de los blindajes que requiere cada tipo de fuente, así como el cálculo independiente de las exploraciones de CT y el redondeo de los espesores por cuestiones técnicas hace necesario, no solo recomendable, el cálculo inverso, que se realizó con la misma herramienta.

Conclusiones

Esta herramienta ha demostrado su utilidad en el diseño de blindajes de instalaciones de PET-CT y sus resultados, que fueron validados frente a cálculos teóricos independientes, han sido aplicados en la instalación real del PET-CT del HCUZ.

Welcome to the PET/CT shielding calculator! This program is based on the AAPM TG No.108 report
 You will find tips by placing the mouse on some of the questions

PET data - Please repeat for each source and calculation point

How many patients per week are treated?

What was the injected activity (MBq) of the patient/source?

How long ago was the patient injected (min)?

Has the patient already urinated?

How long (minutes) will the patient stay at this location?

What is the occupancy factor?

What is the design limit (mSv/year)?

What is the source-calculation point distance (m)?

What is the half-life (min) of the radionuclide?

Option 1. Calculate the required shielding

mm of lead, or

Your shielding should be, at least: cm of concrete, or

cm of iron.

Option 2. There is shielding already in place. Calculate the dose

How much shielding? cm of

The dose is: mSv/year.

CT data - Please repeat for each calculation point

How many head scans are performed each week?

How many body scans are performed each week?

Which is the average technique (kVp)?

Which is the average DLP for head exams (mGy·cm)?

Which is the average DLP for body exams (mGy·cm)?

What is the occupancy factor?

What is the design limit (mSv/year)?

What is the isocenter-calculation point distance (m)?

Option 1. Calculate the required shielding

mm of lead.

Your shielding should be, at least: mm of lead.

Option 2. There is shielding already in place. Calculate the dose

How much shielding? mm of lead.

The dose is: mSv/year.

Figure 689: Figura 1: Interfaz de la aplicación para el radioisótopo F-18 y para la CT.

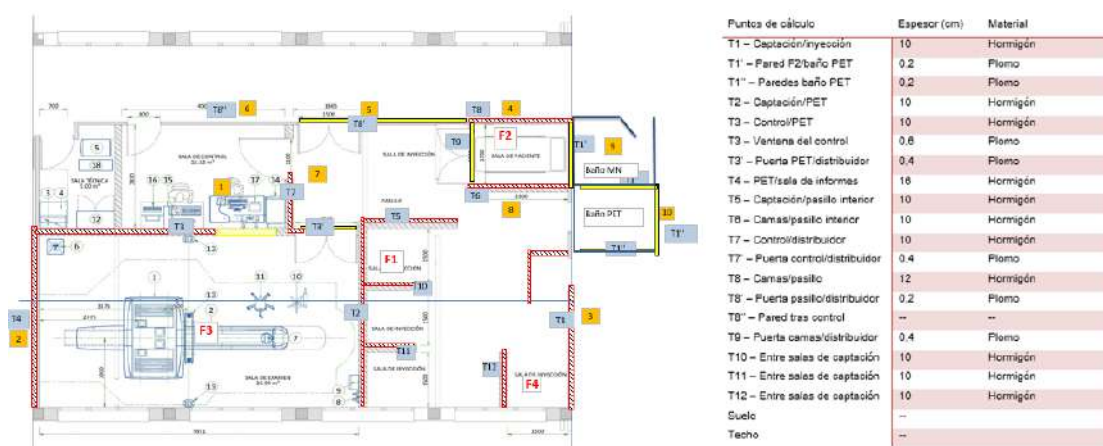


Figure 690: Figura 2: Planta de la instalación, donde se muestran todos los puntos de cálculo (T1-T12) y las fuentes consideradas para cada radioisótopo (F1-F4).

Poster PR Público y Medioambiente / 590

INTERCOMPARACIONES ENTRE LABORATORIOS DE RADIAC- TIVIDAD AMBIENTAL EN ESPAÑA: PASADO, PRESENTE Y FU- TURO

Autores: José Antonio Trinidad Ruiz¹ ; Pablo Martínez Vivas¹ ; Adriana Ortiz Gómez¹ ; Sofía Luque Heredia¹ ; Belén Sánchez Fernández¹ ; Carmen Rey del Castillo¹ ; María Jesús Muñoz González¹

¹ CSN

Corresponding Author: joseantonio.trinidad@csn.es

1. INTRODUCCIÓN

Desde hace más de 25 años, el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), con el apoyo técnico del Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (Ciemat), organiza ejercicios de intercomparación entre laboratorios relacionados con la vigilancia radiológica ambiental, empleando matrices con niveles de concentración de actividad bajos e, incluso, muy bajos.

En este trabajo se analiza el pasado, presente y futuro de estos ejercicios, consolidados como fuente de fiabilidad de los resultados obtenidos en la vigilancia radiológica ambiental en España.

1. MÉTODOS

Para este estudio se han utilizado diferentes estándares relacionados con los ejercicios de intercomparación, incluyendo normas ISO (17025, 13528 y 17043) y el Protocolo IUPAC.

Se han analizado diferentes aspectos: número de participantes, radionucleidos e índices solicitados, matrices, parámetros de evaluación y resultados, entre otros.

Los datos estudiados corresponden a los ejercicios organizados desde 1994, momento en que el CSN establece un programa periódico de campañas de intercomparación.

1. RESULTADOS

Este trabajo muestra la evolución de los parámetros analizados, con un aumento evidente y notorio del número de radionucleidos solicitados y un aumento también del número de laboratorios participantes, como se aprecia en la siguiente tabla.

LISTADO DE INTERCOMPARACIONES			
Campaña	Muestra	Número de laboratorios	Número de radionucleidos, índices o dosis
1994	Agua	29	7
1995	Agua	29	10
1995	DTL	8	1
1996	Sedimento	28	6
1998	Suelo	31	5
1999	Agua	31	6
2000	Suelo	32	8
2001	DTL	11	1
2002	Peces	33	12
2004	Agua	35	9
2006	Ceniza vegetal	36	12
2008	DTL	9	1
2009	Fosfoyeso	38	11
2010	Cenizas de alimentos	47	23
2011	Agua	44	21
2012	Suelo	37	24
2013	DTL	10	1
2013	Filtros	31	15
2014	Cenizas vegetales	39	23
2015	Agua	44	27
2016	Suelo	39	27
2017	Filtros	36	19

Figure 691: Listado de intercomparaciones

La variabilidad en las matrices seleccionadas permite abarcar los diferentes tipos de muestra que se toman en los programas de vigilancia radiológica ambiental, cubriendo todas las vías de exposición de las personas a las radiaciones ionizantes.

El análisis de los resultados de los laboratorios muestra la mejora continua en la determinación de los distintos radionucleidos (naturales y artificiales) e índices.

1. DISCUSIÓN

A través del estudio de los diferentes parámetros analizados en este trabajo, se ha podido examinar la evolución de los ejercicios de intercomparación.

A lo largo de los años se han identificado diferentes problemas que han permitido dirigir las campañas para comprobar si se han solventado, lo cual ha requerido una evolución en los datos solicitados y en las estrategias de evaluación utilizadas que permitieran extraer la mayor información posible.

El análisis de los resultados de los laboratorios pone de manifiesto la elevada ejecución satisfactoria, lo que demuestra una alta calidad de los mismos en la determinación de radionucleidos naturales y artificiales a bajas concentraciones de actividad.

1. CONCLUSIONES

El estudio realizado en este trabajo permite obtener una visión de la evolución que han tenido los ejercicios de intercomparación en España, analizar los problemas encontrados y establecer el camino a seguir en el futuro, mediante la optimización de todas las etapas de estos ejercicios (organización, evaluación, preparación de muestras, análisis, participación de los laboratorios, presentación de resultados, etc.) en el campo de la vigilancia radiológica ambiental.

Se ha mostrado la tendencia positiva en los resultados de los laboratorios, con altos porcentajes de ejecución satisfactoria que se mantienen a lo largo del tiempo.

Este trabajo pone en valor la utilidad de los ejercicios de intercomparación, una de las herramientas más eficaces para asegurar la calidad de los resultados obtenidos en los diferentes programas de vigilancia radiológica ambiental en España.

Poster PR Público y Medioambiente / 563

EVALUACIÓN DE LA EXPOSICIÓN AL RADÓN EN LA CUEVA DE POZALAGUA

Autores: Saroa Rozas Guinea¹ ; Fernando Legarda Ibáñez¹ ; Raquel Idoeta Hernandorena¹ ; Margarita Herranz Soler¹

¹ Universidad del País Vasco UPV/EHU

Corresponding Author: saroa.rozas@ehu.eus

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente, los lugares de trabajo subterráneos, como cuevas y galerías, están incluidos entre aquellos cuyos titulares deberían evaluar la exposición de los trabajadores o del público a la radiación natural. Así, en 2008, el Laboratorio de Medidas de Baja Actividad (LMBA) de la Universidad del País Vasco (UPV/EHU) realizó un estudio radiológico sobre radón en la cueva de Pozalagua. 10 años después, y para verificar la continuidad de la validez de dicho estudio, el LMBA ha determinado la concentración de radón en Pozalagua a lo largo de un año. Los valores registrados se correlacionan con los de los parámetros ambientales de la cueva y con el número de visitantes, para esclarecer las variaciones en el contenido de radón encontradas.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

Dado que en la Guía de Seguridad 11.4 del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) se recomienda que las exposiciones de los detectores de radón sean de al menos 3 meses, los empleados en este estudio han sido de tipo pasivo, concretamente electretes Rad Elec E-Perm® para periodos de larga duración.

Los detectores se han colocado en 4 puntos diferentes, elegidos en función de la homogeneidad de radón, la profundidad, la condensación y el tiempo de permanencia de los trabajadores y del público a lo largo del recorrido realizado durante la visita a la cueva. En cada punto se han colocado tres dispositivos de medida: dos para la medida de radón y uno, dentro de una bolsa Mylar, para la medida del fondo debido a la radiación gamma.

Una vez al mes se han realizado las lecturas de los electretes y calculado la concentración de radón, tal y como se especifica en la norma ISO/FDIS 11665-4:2012.

Los datos de los parámetros ambientales registrados en la cueva han sido proporcionados por la Diputación Foral de Bizkaia.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las concentraciones de radón obtenidas tienen incertidumbres relativas de 5 – 10 % y límites de detección de 18 – 26 Bq/m³. El fondo debido a la radiación gamma ha sido 0,2 – 0,7 µGy/h, la temperatura 16 °C y la humedad relativa 100 %.

Si se analizan, por una parte, los resultados de cada mes, no se observan grandes diferencias entre los cuatro puntos, por lo que puede decirse que la cueva presenta una cierta homogeneidad coherente con las condiciones de mezcla en su interior, reflejado en el análisis de los parámetros ambientales. Por otra parte, los resultados de cada punto muestran una variación estacional, habiéndose alcanzado el valor máximo en julio (1000 Bq/m³) y el mínimo en noviembre (300

Bq/m³).

Por último, estos resultados y los de 2008 son muy similares, estando comprendidos entre 200 y 800 Bq/m³.

4. CONCLUSIONES

La cueva de Pozalagua es homogénea en cuanto a su contenido en radón se refiere y éste varía entre verano y otoño, alcanzándose el máximo en julio; sin embargo, esto no supone un riesgo significativo para los trabajadores y el público desde el punto de vista de la protección radiológica.

Poster Radiaciones naturales y Remediación / 240

LECCIONES APRENDIDAS EN LA DESCLASIFICACIÓN DEL SUBSUELO Y PARAMENTOS DE UN EDIFICIO DEL CIEMAT

Autor: Ana María Vico Ocón¹

Co-autores: M^a del Carmen Nogueras Bartólome ¹ ; Julio Torre Rodríguez ¹ ; Alicia Álvarez García ¹ ; Javier Quiñones Díez ¹

¹ CIEMAT

Corresponding Authors: anamaria.vico@ciemat.es, alicia.alvarez@ciemat.es

Introducción:

En el emplazamiento ocupado por la JEN, se desarrollaron en los años 50 - 70 actividades relacionadas con el ciclo del combustible nuclear, por lo que en el actual CIEMAT existen edificios y terrenos afectados por las antiguas prácticas. La necesidad del CIEMAT de utilizar los espacios disponibles requiere el cumplimiento de los criterios radiológicos autorizados por el organismo regulador (CSN) para reuso y/o demolición de edificios y para la liberación de terrenos (recogidos en el Plan de Restauración del Emplazamiento, PRE). Se describe la experiencia y lecciones aprendidas durante el proceso de liberación de un edificio impactado con radionucleidos naturales.

Materiales y Métodos:

El proceso de desclasificación/liberación se basó en las recomendaciones de MARSSIM, previo cálculo de los niveles derivados para desclasificación de superficies y liberación de terrenos de acuerdo con el isotópico-tipo establecido.

La metodología de medida desarrollada incluye equipos portátiles no espectrométricos (medidas dinámicas y estáticas), equipos espectrométricos “in situ” y toma de muestras. La realización del proceso requirió la creación de un equipo humano compuesto por técnicos expertos de protección radiológica y personal de apoyo. El material extraído durante la rehabilitación del subsuelo confirmó el isotópico-tipo establecido y permitió realizar una caracterización fisicoquímica adicional.

Resultados:

La desclasificación de paramentos y estructuras se realizó mediante medida de más de 3000 m² de superficies de paramentos interiores y exteriores una vez establecidas las correspondientes unidades de desclasificación. Los resultados de las medidas permiten su demolición convencional.

Aplicando un criterio de optimización de la PR se optó por dejar en el subsuelo antiguas tuberías de proceso una vez realizada una caracterización física y radiológica. La evaluación final del subsuelo (400 m²) se realizó mediante muestreo y posterior análisis mediante espectrometría gamma de más de 100 muestras.

Discusión:

La evaluación del cumplimiento del PRE en el subsuelo se realizó aplicando distintos diseños de muestreo (aleatorios y a juicio de experto) lo que aumentó el número de análisis con el correspondiente coste económico asociado.

La aplicación al proceso de desclasificación al escenario A (por ser más conservador que el B), impidió restar la contribución del fondo radiactivo natural realizándose el proceso en un escenario poco realista.

Conclusiones:

La aplicación de la metodología de desclasificación a partir las medidas del emplazamiento permitieron realizar una evaluación del riesgo radiológico asociado con la permanencia de embebidos radiológicos en el subsuelo; los cálculos de dosis obtenidos para cada uno de los escenarios contemplados en el Plan de Restauración del Emplazamiento garantizan su cumplimiento incluso en el escenario que contempla la pérdida del control institucional.

La optimización de los costes asociados de las operaciones de desmantelamiento y desclasificación exige que el titular establezca el uso final de los edificios (reuso o demolición) ya que el coste final del proceso es mayor en el caso de reuso al ser los niveles más restrictivos (aproximadamente un orden de magnitud menor).

Poster Radiaciones naturales y Remediación / 585

Análisis de la concentración de ^7Be y actividad beta total en aerosoles atmosféricos, mediante la comparación de varias técnicas de reducción de dimensionalidad.

Autor: Andrea Russo¹

Co-autor: Antoni Borràs²

¹ *Universitat de les Illes Balears*

² *Universitat de les Illes Balears*

Corresponding Author: an.russo83@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La variación temporal de la concentración de los radionúclidos presentes en la atmósfera está altamente influenciada por varios parámetros meteorológicos.

Una herramienta fundamental en los análisis conjuntos de estos datos son los Análisis por Componentes Principales (PCA), una técnica lineal de reducción de dimensionalidad que prioriza la conservación de la estructura global de la base de datos.

El principal objetivo de este estudio, es aplicar dos nuevas técnicas no lineales de reducción de dimensionalidad, t-distributed Stochastic Neighbor Embedding (t-SNE) y Uniform Manifold Approximation and Projection (UMAP), para comprobar su utilidad en análisis de exploratorios de bases de datos de parámetros radiométricos y ambientales. Ambas técnicas son comparadas entre ellas y con el PCA.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para este estudio, utilizaremos una base de datos que consta de 126 valores medios mensuales correspondientes a las observaciones de 9 variables, recopiladas durante un período de 10 años (desde julio de 2004 hasta diciembre de 2014), en Mallorca. A partir del análisis de filtros de nitrocelulosa (47 mm de diámetro y tamaño de poro de 0,8 μm) muestreados en el campus de la Universitat de les Illes Balears (Palma de Mallorca), se determinó la concentración de actividad ^7Be y beta total (A). Igualmente, se obtuvo la masa de material particulado presente en cada filtro.

Los parámetros meteorológicos considerados son temperatura, precipitación, presión atmosférica, humedad Relativa y velocidad del viento. Todos ellos obtenidos a partir de medidas de la Agencia Estatal de Meteorología (AEMET). Adicionalmente, se considera el número de manchas solares de cada mes, un indicador de la actividad solar que ha sido relacionado con la concentración de actividad de ^7Be .

Se determinan las distribuciones de probabilidad características de cada variable y todos los datos son centrados y normalizados para poder trabajar conjuntamente con ellos. Posteriormente se determinan las correlaciones existentes entre todas las variables.

Finalmente, se procede a aplicar los algoritmos de reducción de dimensionalidad PCA, t-SNE y UMAP, y se representan los datos en el nuevo espacio bidimensional obtenido, identificando los grupos diferenciados de puntos que aparecen, así como la interpretación física de los mismos.

RESULTADOS

Los parámetros que tienen una mayor correlación con las concentraciones de actividad ${}^7\text{Be}$ y A , son la masa de material particulado, la temperatura, la precipitación, la humedad relativa y la velocidad del viento. Estas variables son las utilizadas para realizar el PCA, el cual no facilita la identificación de grupos diferenciados de datos en el nuevo espacio bidimensional obtenido.

En el espacio bidimensional obtenido utilizando t-SNE es mucho más fácil obtener grupos diferenciados de datos, aunque esta ganancia de estructura local se obtiene a cambio de perder información sobre la estructura global de los datos.

La aplicación del algoritmo UMAP es el que ofrece un mejor resultado global en la base de datos estudiada. Permite obtener grupos bien diferenciados de datos, sin detrimento de la estructura global de los datos.

CONCLUSIONES

Los algoritmos t-SNE y UMAP ofrecen mejores resultados que el PCA en la identificación de grupos característicos en la base de datos estudiada.

Poster PR ocupacional y Transporte / 626

Red de monitores de radiación en el Sincrotrón ALBA

Autor: José Antonio Alcobendas¹

Co-autores: Arnaud Devienne¹ ; María-José García-Fusté¹

¹ *Radiation Protection Service - Health & Safety Office, ALBA Synchrotron*

Corresponding Author: jalcobendas@cells.es

Introducción

ALBA es el Sincrotrón Español que genera haces de radiación sincrotrón de alta emitancia mediante un acelerador de electrones de 3 GeV. La radiación producida por aceleradores sincrotrón como ALBA son campos complejos compuestos de electrones, gamma y neutrones de un amplio rango de energías, con un importante comportamiento pulsado y grandes variaciones espaciales. Los monitores de radiación comúnmente usados para fines de protección radiológica en esta instalación suelen incluir un conjunto de detectores activos y pasivos con diferentes respuestas, cuando se comparan entre sí, desde su respuesta energética a su comportamiento en presencia de campos pulsados.

Métodos

Con el fin de controlar los niveles de radiación alrededor de la estructura que actúa como blindaje en ALBA, una red activa de detectores de radiación se ha instalado y vinculado al sistema de enclavamientos (Personnel Safety System, PSS), que gestiona los permisos de operación y los accesos a los diferentes aceleradores y líneas de luz. En paralelo, se ha implementado un programa completo de dosimetría basado en detectores pasivos, TLD para fotones y detectores sólidos de trazas para neutrones, para el control de las dosis personales y de área.

Resultados

En este póster se resumen los niveles y patrones de radiación observados por la red ALBA de monitores de radiación durante casi 7 años de operación. También se presenta una comparación entre los

detectores activos y pasivos, así como un análisis de las correlaciones observadas entre los diferentes tipos de pérdidas de electrones y el patrón de radiación producido cuando ocurren.

Conclusiones

En este póster se presenta y analiza el buen desempeño del programa de monitoreo de radiación de ALBA y los niveles de radiación presentes en nuestras instalaciones.

Poster PR ocupacional y Transporte / 178

Dosimetría de neutrones y verificación del blindaje en centros compactos de protonterapia (CPTC)

Autor: Gonzalo Felipe García Fernández¹

Co-autores: Lenin E. Cevallos Robalino¹ ; Karen Guzmán-García² ; Héctor-René Vega-Carrillo³ ; José María Gómez Ros⁴ ; Eduardo Gallego Díaz²

¹ Universidad Politécnica de Madrid

² Universidad Politécnica de Madrid

³ Universidad Autónoma de Zacatecas

⁴ CIEMAT

Corresponding Author: gf.garcia@upm.es

1.Introducción

La radiación secundaria de neutrones es una preocupación desde el punto de vista de la protección radiológica en Centros Compactos de Protonterapia (CPTC, por sus siglas en inglés). Normalmente los CPTC están equipados con una única sala de tratamiento, a lo sumo dos, y se caracterizan por ser instalaciones más pequeñas, avanzadas, asequibles y fáciles de operar. Los neutrones, de hasta 230 MeV, son generados por la interacción de los protones, empleados en radioterapia externa, con los materiales que encuentran a su paso. El principal objetivo del presente trabajo es caracterizar la eficacia del blindaje y estimar la dosis neutrónica que pueda afectar a los trabajadores y al público en general, mediante el cálculo de la dosis equivalente ambiental, $H^*(10)$. Para ello, se han realizado simulaciones mediante métodos de Monte Carlo en la fase de diseño de un CPTC, cuyos resultados se compararán con mediciones experimentales durante la fase de puesta en servicio de la instalación.

2.Materials y Métodos

La $H^*(10)$ debida a los neutrones dispersados se ha estimado mediante métodos de Monte Carlo, empleando el código MCNP_6.1.1, así como diseños CAD y modelos mallados de la instalación. El CPTC modelado se compone de una sala con el acelerador de protones, tipo superconductor, la línea de transporte de protones, y la sala de tratamiento equipada con un gantry giratorio de 220°. Se han simulado diferentes modelos, en función de las condiciones de trabajo y las fuentes de radiación producidas, partiendo del modelo más conservador, continuando con modelos que incorporan nuevos datos y supuestos más realistas de la instalación, basados en publicaciones recientes, para finalmente desarrollar modelos con materiales de protección más eficientes contra la radiación neutrónica. Las mediciones experimentales se han previsto con monitores tipo REM-meter de rango extendido, WENDI-II y LUPIN_5401_BF3-NP, así como con un equipo convencional tipo Berthold-LB6411. La respuesta de los detectores de rango extendido, tanto respuesta absoluta como respuesta en dosis, se ha caracterizado en trabajos previos dentro del presente proyecto de investigación.

3.Resultados

Empleando los supuestos más desfavorables (modelo conservador), el máximo valor obtenido de $H^*(10)$ por neutrones ha sido de 0.4 mSv/año, en el entorno de la sala donde se encuentra el acelerador. Para modelos basados en supuestos más realistas y precisos, los resultados son aún más bajos.

4.Discusión

El presente trabajo desarrolla una metodología de evaluación del blindaje frente a neutrones de instalaciones de protonterapia compactas, CPTC. Los resultados obtenidos indican que los modelos empleados en las simulaciones son en general conservadores, por lo que su validez debe ser verificada experimentalmente utilizando monitores de amplio rango, debido a la energía de los neutrones producidos en este tipo de instalaciones.

5.Conclusiones

La efectividad del blindaje contra la radiación neutrónica dispersa en CPTC se ha verificado comparando diferentes resultados obtenidos mediante cálculos con MCNP_6.1.1, empleando diferentes modelos, materiales y supuestos para la fuente de radiación. En todos los casos los resultados obtenidos indican dosis aceptables. Las mediciones experimentales con distintos equipos en la fase de puesta en servicio permitirán corroborar estas conclusiones.

Posterres PR ocupacional y Transporte / 206

Estudio de la activación en la cámara de interacción de una instalación láser

Autores: Alejandro Soria Velasco¹ ; José-Manuel Álvarez Pastor² ; Carolina Gutiérrez Neira³

¹ Centro de Láseres Pulsados

² Centro de Láseres - CLPU

³ Centro de Micro-Análisis de Materiales

Corresponding Authors: asoria@clpu.es, jmalvarez@clpu.es, carolina.gutierrez@uam.es

El desarrollo de los láseres ultraintensos está destinado a convertirse en la revolución científica más destacada del siglo XXI. La cámara de interacción (CI) de una instalación láser es el lugar donde el haz del láser ultraintenso interacciona con el blanco (*target*). Como resultado se aceleran partículas con un amplio rango energético. Dichas partículas, y los campos de radiaciones generados, pueden activar materiales próximos al punto de interacción.

En términos de protección radiológica, el punto crítico es la apertura de la CI tras un experimento, puesto que, una vez apagado el láser, el personal no clasificado podría estar expuesto a irradiación externa (activación de los componentes internos) o contaminación radiactiva (activación desprendible).

En el Centro de Láseres Pulsados (CLPU) de Salamanca, el procedimiento obliga a chequear el interior de la CI con un monitor de radiación Mini 900 D, cuando se abre la cámara tras una sesión de disparos. En condiciones operacionales con VEGA-2 (200 TW) hasta la fecha, la tasa de dosis medida no ha superado el fondo natural. No obstante, la puesta en marcha de VEGA-3 (1 PW), programada para este año, plantea la necesidad de un estudio detallado para establecer las condiciones de trabajo en las que se pueda generar activación o contaminación radiactiva.



Figure 692: Targets de cobre ablacionados



Figure 693: Detector de HPGe

Otras instalaciones láseres, han realizado estudios de activación. Tal es el caso de la instalación Vulcan, con láseres de PW (*Clarke et al*), que recoge el historial de varios años de activaciones de los materiales durante las campañas experimentales. Sin embargo, las altas tasas de repetición de disparo de VEGA, en comparación con Vulcan, se traduce en un incremento del riesgo a exposiciones debido a la activación.

En primer lugar, se plantea la irradiación de materiales previamente seleccionados con protones energéticos y diferentes intensidades de corriente, determinando así las condiciones de activación de los materiales.

Para ello, se establece una colaboración con el Centro de Micro-Análisis de Materiales de la Universidad Autónoma de Madrid, donde cuentan con un acelerador lineal electrostático de partículas de 5MV, capaz de producir, haces de protones de hasta 10 MeV.

Hasta el momento, las irradiaciones realizadas con haces de protones a 10 MeV, han producido la activación en zonas que atraviesa el haz de partículas (*Climent-Font et al*).

En segundo lugar, se plantea introducir en la CI, unos testigos del mismo material de los targets (Figura 1) más frecuentes. Tras varios disparos, se miden los testigos con un detector de germanio de alta pureza (HPGe) y muy bajo fondo (Figura 2). De esta forma, si se produce activación quedan caracterizados los isótopos presentes en el testigo y sus actividades.

REFERENCIAS:

1 Clarke et al (2014). Proton activation history on the Vulcan high-intensity petawatt laser facility. *Laser and Particle Beams*, 32(3), 455-460.

2 Climent-Font et al (2004): «First measurements with the Madrid 5 MV tandem accelerator». *Nuclear Instruments and Methods B* 219-220: 400 – 404.

Poster PR ocupacional y Transporte / 598

Dosis ambiental en quirófanos híbridos durante la adquisición de tomografía intraoperatoria

Autor: Ander García Díez¹

Co-autores: Pedro Borja Aguilar Redondo ² ; Jaime Sánchez ¹ ; Pablo Berian Luna ¹ ; Elena Prieto Azcárate ¹ ; Josep María Martí i Climent ¹

¹ Clínica Universidad de Navarra

² CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

Corresponding Author: eprietoaz@unav.es

1. Introducción

Los quirófanos híbridos se emplean en diferentes campos de la cirugía. La posibilidad de realizar imágenes tomográficas con haz en cono (CBCT) de regiones anatómicas complicadas facilita la tarea de los cirujanos en intervenciones complejas. La exposición a la radiación asociada a estas exploraciones conlleva riesgos potenciales para el personal de quirófano.

El objetivo de este trabajo es analizar la radiación dispersa que se genera al hacer uso del CBCT en un quirófano híbrido.

2. Material y métodos

Las imágenes tomográficas CBCT se realizaron empleando un arco quirúrgico (Artis Zeego, Siemens; Alemania). Se utilizó el protocolo clínico para cirugía de columna (5sDR Body), en el que el equipo rota 200 durante 5 segundos, tomando una imagen 2D cada 1.5°. Se realizaron medidas con y sin reducción de dosis (Combined Applications to Reduce Exposure, CARE Dose4DTM). El paciente se simuló con un maniquí antropomórfico (CIRS, modelo 600). La medida de la dosis ambiental $H^*(10)$ integrada durante cada adquisición se obtuvo mediante un detector tipo cámara de ionización (Fluke Biomedical, modelo 451P; EEUU). Las medidas fueron tomadas a 3 alturas (0.5 m, 1 m y 1.5 m) y en 8 posiciones angulares distintas (0, 180, 135, 90 y 45 grados respecto del isocentro del arco) siempre que fuese físicamente posible y no hubiese interferencia de los componentes del equipo. Asimismo, se midió a distintas distancias del isocentro, entre 0.4 m y 2.8 m, cada 0.4 m (figura 1).

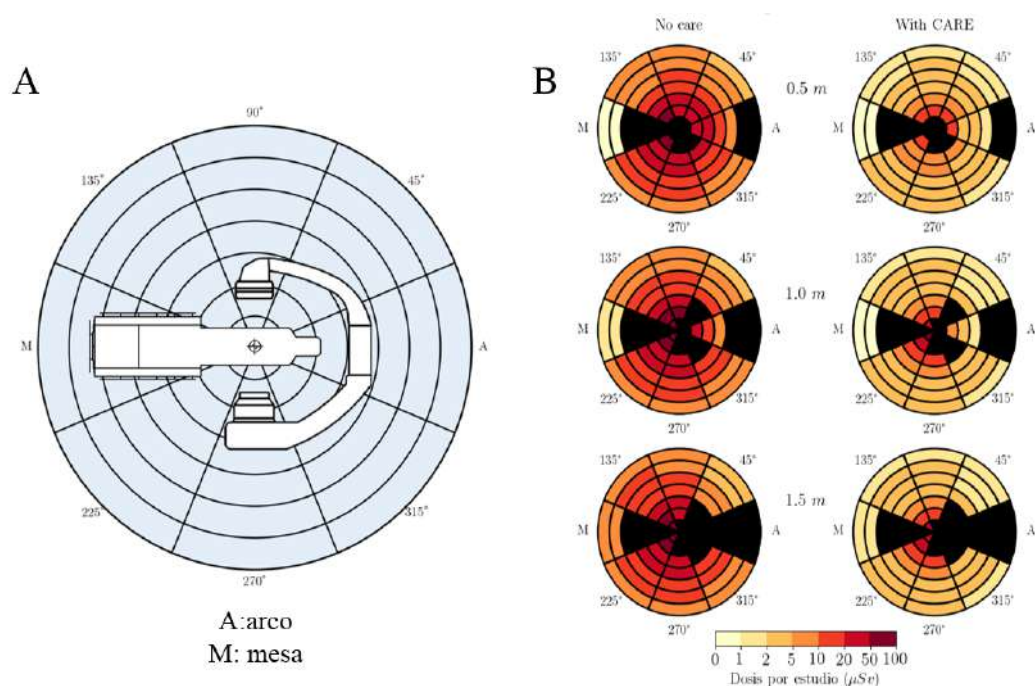


Figure 694: (A) Montaje experimental. (B) Mapas de distribución de dosis

3. Resultados

La dosis más alta se produce a una altura de 1 metro, a la mínima distancia respecto del isocentro (0.4 m) y en un ángulo de 135° . En esta posición, se obtiene una dosis de $101 \mu\text{Sv}$ en el protocolo normal y de $78 \mu\text{Sv}$ empleando el protocolo de reducción de dosis. Este punto es en el que habitualmente se sitúa el médico intervencionista. El inverso del cuadrado de la distancia se cumple a partir de 0.8 metros (figura 2).

El protocolo de modulación de dosis consigue una reducción promedio en un factor de 3.8 ± 0.4 para todas las distancias. Para distancias superiores a 0.4 metros el factor es de 3.9 ± 0.2 .

Las posiciones que reciben menos dosis son aquellas que se encuentran alineadas con la camilla (± 180 grados) y a una mayor distancia del isocentro.

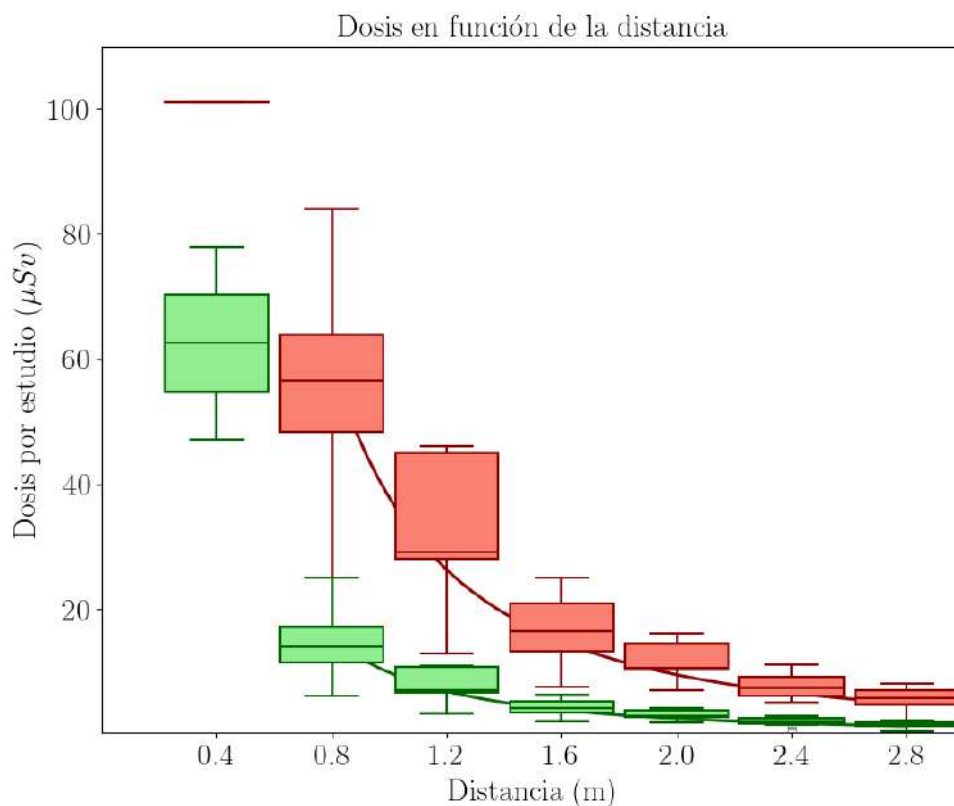


Figure 695: Dosis en función de la distancia a una altura de 1 m en todas las posiciones angulares para estudios con y sin CARE.

4. Conclusiones

Es muy conveniente emplear el protocolo de reducción de dosis siempre que sea posible. El personal que permanezca en la sala durante las exploraciones debe emplear delantales plomados. El mayor riesgo por irradiación durante la adquisición de CBCT está en la zona donde habitualmente trabaja el médico intervencionista, a la altura del abdomen.

Poster PR ocupacional y Transporte / 96

Cataratas en trabajadoras profesionalmente expuestas de una instalación de radioterapia

Autores: Jaime Martínez Ortega¹ ; Carmen Escalada Pastor² ; Cristina Oliver López³ ; María Ascensión Maestre Naranjo³ ; Laura María Blanco Álvarez³ ; Domenico De Robertis⁴ ; María Luisa Rodríguez de la Pinta⁵

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Servicio de Radiofísica y PR. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Servicio de Prevención de Riesgos Laborales. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

⁴ Eye Clinic, Multidisciplinary Department of Medical, Surgical and Dental Science. Università degli Studi Della Campania Luigi Vanvitelli.

⁵ Servicio de Prevención de Riesgos Laborales. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: jaime.martinez@salud.madrid.org

INTRODUCCIÓN

Las cataratas son opacificaciones del cristalino producidas por diferentes causas, entre las que se encuentra la exposición a radiaciones ionizantes, que provoca la muerte de células cristalinas (efecto determinista).

En nuestro hospital, se han detectado cuatro casos de cataratas entre las trabajadoras que preparaban manualmente fuentes de braquiterapia de baja tasa.

En el Servicio de Radioterapia se han manejado distintos isótopos radiactivos, siendo el Ra-226, Cs-137 y el Ir-192, los utilizados en braquiterapia.

OBJETIVO

Determinar si cuatro casos de cataratas en trabajadoras laboralmente expuestas a radiaciones ionizantes se pueden catalogar como Enfermedad Profesional según el RD-1299/2006, modificado recientemente por RD-257/2018.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se realiza un trabajo conjunto entre el Servicio de Prevención de Riesgos Laborales y el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, investigándose las tareas realizadas por estas trabajadoras, así como su historial médico y dosimétrico.

Las trabajadoras tienen edades comprendidas entre 50 y 79 años y antecedentes clínicos diferentes, como uveítis anterior de repetición en el contexto de una espondilitis anquilopoyética o intervención con láser de Argón por riesgo de desprendimiento de retina.

Existen dos etapas laborales bien diferenciadas:

- 1964-1985. La manipulación la realizaban exclusivamente dos trabajadoras (1 y 2), realizándose detrás de una mampara plomada de baja altura, dejando los ojos expuestos. Se utilizaba sólo dosímetro de solapa. Se considera que el dosímetro, a menor distancia de la fuente que los ojos pero protegido por la mampara, recibe una dosis menor que el cristalino. Se ha estimado que la dosis en cristalino es 20 veces superior.
- 1985-2007. Se incorporan dos nuevas trabajadoras (3 y 4). Se adquieren nuevas mamparas plomadas, con protección de ojos mediante una ventana plomada. Las trabajadoras utilizan dosímetro de muñeca, además del de solapa. Se considera que el dosímetro de muñeca, a menor distancia de las fuentes radiactivas que los ojos y no protegido por la mampara, representa una sobreestimación de la dosis a cristalino.

Se considera aplicable el límite de 20mSv anuales, recogido en la DE-2013/59/EURATOM. Se evalúa la dosis máxima anual recogida por los dosímetros.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se muestra un resumen de la dosimetría personal en la Tabla-1.

Trabajadora	Número de años con dosis > 1 mSv en solapa	Dosis máx. profunda dosímetro de solapa (mSv)	Dosis máx. superficial dosímetro de solapa (mSv)	Dosis máx. dosímetro muñeca (mSv)	Dosis total profunda en solapa (mSv)	Dosis total en muñeca (mSv)
1	20	9,8 (año 1973)	--	--	83,5	--
2	11	4,9 (año 1981)	--	--	42,7	--
3	13	1,7 (año 1995)	1,7 (año 1995)	13,2 (año 1988)	16,8	62
4	11	5,5 (año 1995)	5,7 (año 1995)	18,1 (año 1996)	24,7	50,3

Figure 696: Tabla-1. Resumen de dosimetría personal.

En las trabajadoras 1 y 2, se recogen diversas lecturas anuales por encima de 1mSv, superando los 20mSv anuales en cristalino.

En las trabajadoras 3 y 4 las lecturas dosimétricas son menores, con lecturas anuales inferiores a

20mSv. Al estar la muñeca más próxima a la fuente, y no encontrarse protegida por la mampara, se puede asegurar que la dosis a cristalino no superó los 20mSv.

CONCLUSIONES

En las trabajadoras 1 y 2 no puede descartarse la superación en cristalino, durante varios años, del límite de 20mSv, por lo que sus cataratas podrían ser radioinducidas.

Las trabajadoras 3 y 4 en ningún caso superan los 20mSv anuales en cristalino por lo que sus cataratas no pueden declararse como enfermedad laboral.

Deberá ser el INSS quien determine (RD-1299/2006), a petición de las trabajadoras, si las cataratas tienen su origen en la exposición ocupacional.

Posterres PR ocupacional y Transporte / 340

Impacto de la introducción de un sistema de dispensación e inyección automática (INTEGO) en la dosimetría del personal de enfermería de una instalación de Medicina Nuclear.

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Pablo Simón García² ; Manuel Sánchez García¹ ; Victor Luna Vega¹ ; Javier Mosquera Sueiro¹ ; José Ramón Sendón del Río¹ ; Carlos Otero Martínez^{None} ; Ramón Lobato Busto¹ ; Miguel Pombar Cameán²

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

² Hospital de Santiago de Compostela

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción

En el ámbito de una instalación de Medicina Nuclear la reducción de la exposición del personal ocupacional cobra una especial relevancia. En técnicas como la TEP, los radiofármacos se suelen administrar en un único vial del que posteriormente se extraen las dosis individuales de cada paciente. La elevada exposición a la radiación que implica este modo de operación “manual” se puede reducir introduciendo un inyector automático, permitiendo además mejorar la precisión de la administración.

El objetivo de este estudio es analizar el impacto de la introducción de un inyector automático de 18F-FDG en la dosimetría del personal de enfermería.

Materiales y Métodos

En nuestro centro se utiliza un inyector automático modelo Intego (MEDRAD & Bayer). Los operadores cargan el vial en el inyector al inicio del turno y programan la actividad que desean inyectar a cada paciente. El inyector está blindado, minimizando de esta forma tanto la manipulación del radiofármaco como la exposición a la radiación. En cada turno se inyecta a un promedio de 10 pacientes y se emplea un único vial con una actividad promedio de 386 ± 89 mCi

Se examina el historial dosimétrico de cada operador y se registra la evolución temporal de las dosis en solapa y muñeca, normalizadas por el número de pacientes realizados.

Adicionalmente, se cuantifica separadamente la dosis recibida durante la recepción del vial de FDG y el uso del equipo. Para ello se utiliza un dosímetro personal de diodo de lectura directa (Thermo Scientific Mk2.3), que nos permite obtener la dosis equivalente en profundidad (H10).

Para el análisis de los datos de lectura directa se seleccionan sólo las semanas para las que tenemos 5 días de registro completos.

Resultados y discusión

En la figura 1 se recogen las sumas de las lecturas mensuales de dosis en solapa y muñeca de todos los trabajadores. Se observa una reducción de la dosis en muñeca tras la introducción del inyector pero la dosis en solapa no disminuye tanto como cabría esperar.

Los resultados del dosímetro de lectura directa se muestran en la figura 2. El valor de la dosis en cuerpo completo correspondiente a la recepción del vial es de $10,9 \pm 4,6 \mu\text{Gy}$ hasta la semana 17, a partir de la cual se optimiza este procedimiento reduciéndose la dosis a $2,11 \pm 0,19 \mu\text{Gy}$.

El valor de dosis para la fase uso del equipo, que comprende la inyección y acompañamiento de pacientes, es de $17,2 \pm 4,2 \mu\text{Gy}$.

Conclusiones

La introducción de un sistema de inyección automática posibilita la reducción de los niveles de dosis al personal, si se acompaña de la necesaria optimización de los protocolos de trabajo.

Figuras

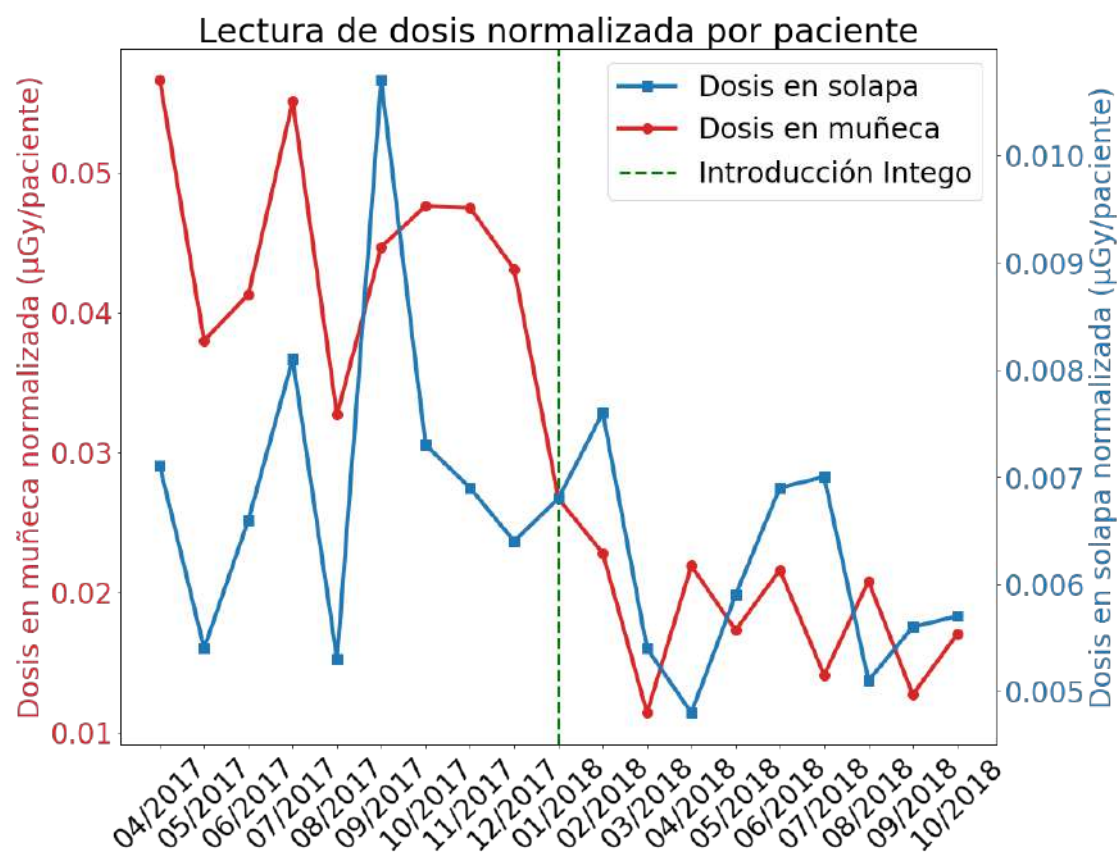


Figure 697: Dosis en solapa y en muñeca normalizada por el número de pacientes inyectados.

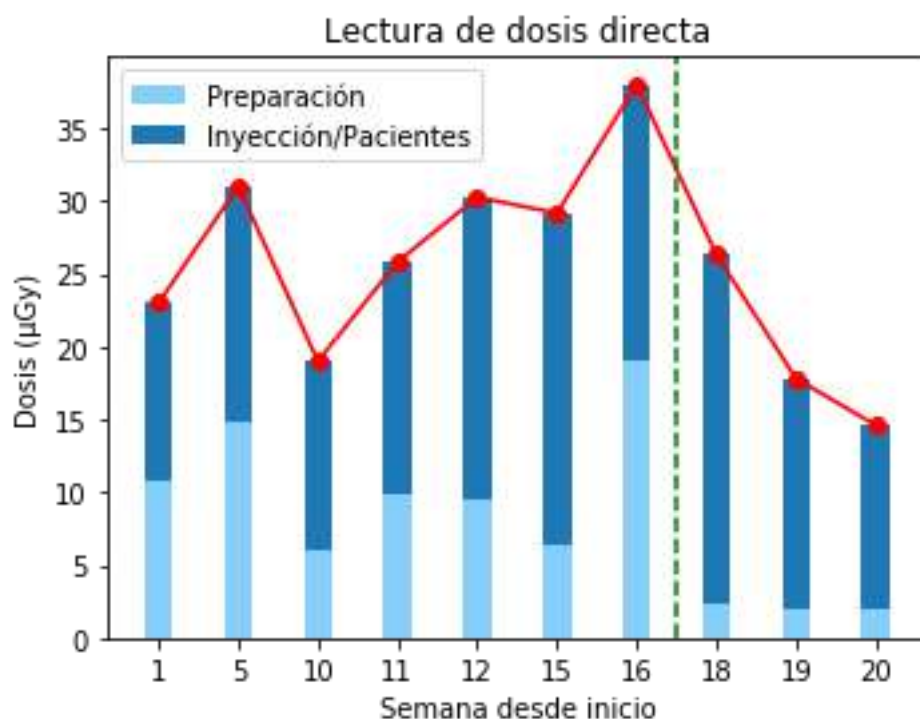


Figure 698: Dosis registrada con el dosímetro de lectura directa Thermo Scientific Mk2.3

Poster PR ocupacional y Transporte / 343

Caracterización del material CONTEK-RV y CONTEK-RFH como blindaje para el isótopo ^{18}F

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Pablo Simón García¹ ; Manuel Sánchez García¹ ; José Ramón Sendón del Río¹ ; Víctor Luna Vega¹ ; Carlos Otero Martínez^{None} ; Ramón Lobato Busto¹ ; Javier Mosquera Sueiro¹ ; Miguel Pombar Cameán¹

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción

El ^{18}F es un isótopo ampliamente empleado en TEP por desintegrarse en dos fotones colineales de 511 keV.

El objetivo de este estudio es caracterizar dos nuevos materiales para la construcción de blindajes en departamentos de Medicina Nuclear en los que se utilice ^{18}F . Determinando las correspondientes capas hemirreductoras (HVL) y decimorreductoras (TVL).

Materiales y Métodos

Se caracterizan dos materiales suministrados por la empresa ARRAELA SL: CONTEK-RV ($\rho=3 \text{ g/cm}^3$) y CONTEK-RFH ($\rho=4 \text{ g/cm}^3$). Ambos se suministran en forma de bloques, de dimensiones $39,5 \times 19,5 \times 9,2 \text{ cm}$ y $39,5 \times 19,5 \times 4 \text{ cm}$ en el primer caso, y $25 \times 25 \times 8,2 \text{ cm}$ en el segundo. Como

fuente radiactiva se emplea un vial con 145 mCi de F18-FDG y como detector una cámara de ionización modelo Ludlum-9DP.

Se mide la tasa de dosis ambiental interponiendo distintos espesores de material entre fuente y detector, hasta completar al menos dos capas decimorreductoras (TVLs). La distancia detector-fuente, y detector-superficie de salida del blindaje permanecen constantes e iguales a 100 y 50 cm respectivamente. El vial se mantiene dentro de un portaviales plomado para reducir la radiación dispersa. Las medidas se corrigen por decaimiento y se divide por el valor de tasa sin blindaje para determinar la transmisión (T). La transmisión se ajusta por mínimos cuadrados a un modelo bipotencial:

$$T = \frac{1}{B} \times B^{-(z-\lambda_1)/\lambda_2}$$

Donde λ_i corresponde a $HV L_i$ si $B = 2$ y a $TV L_i$ si $B = 10$.

Los datos también se ajustan al modelo de Archer (AAPM 108):

$$T = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha \gamma x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}}$$

Donde α , β y γ son parámetros de ajuste dependientes de la energía del fotón.

Resultados y discusión

Los resultados de los ajustes se recogen en las figuras 1 y 2. El comportamiento de los valores experimentales difiere del reportado para hormigón en el informe del TG 108 de la AAPM. En un futuro trabajo se prevé la simulación por Monte Carlo de los materiales estudiados para determinar el origen de estas discrepancias.

El ajuste biexponencial de las HVLs es únicamente válido para espesores inferiores a 20 cm, el modelo para las TVLs deja de ser válido a partir de los 30 cm, y el modelo de Archer es el único que reproduce de forma adecuada la transmisión para todo el rango de espesor estudiado.

Conclusiones

Tanto el CONTEK-RFH como el CONTEK-RV son materiales aptos para el blindaje de ^{18}F . Todos los modelos de ajuste son válidos para espesores habituales (hasta 20 cm).

Agradecimientos

Este estudio ha sido posible gracias a la colaboración de ARRAELA S.L., quien ha suministrado el material de blindaje necesario.

Figuras

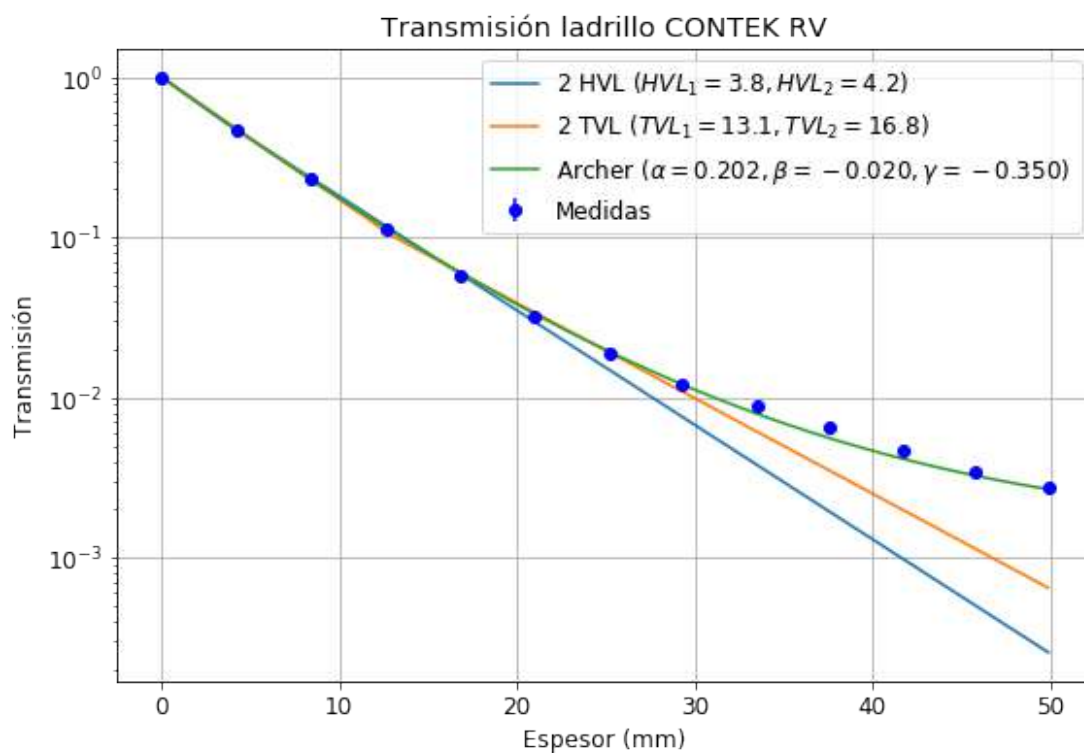


Figure 699: Medidas de transmisión en función del espesor para el ladrillo CONTEK RV y valores de los parámetros de ajuste para los dos modelos biexponenciales y el modelo de Archer

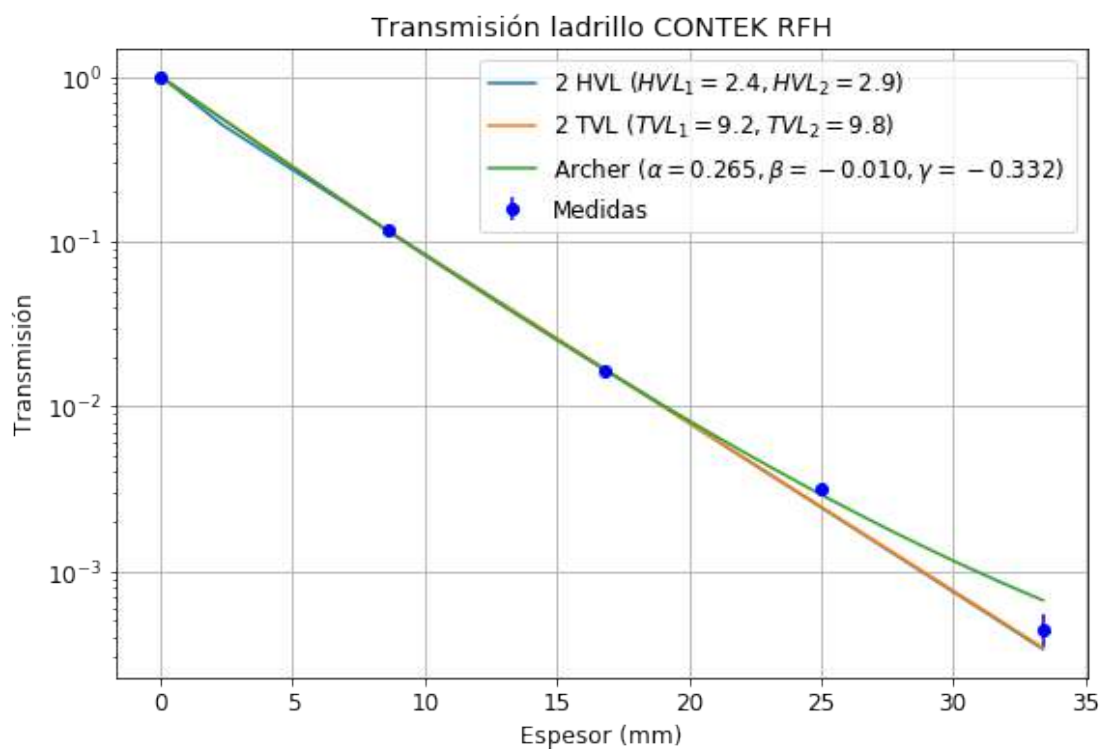


Figure 700: Medidas de transmisión en función del espesor para el ladrillo CONTEK RFH y valores de los parámetros de ajuste para los dos modelos biexponenciales y el modelo de Archer

Poster PR ocupacional y Transporte / 524

Experiencia en el uso de un sistema de dosimetría personal electrónica en una sala de radiología vascular

Autores: Manuel Agulla Otero¹ ; Daniel Martínez² ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Ricardo Torres Cabrera² ; David Miguel Pérez¹ ; Víctor de la Llanza Granja³ ; Mario Martín Veganzones⁴ ; Ángel del Castillo Belmonte¹ ; Jesús María de Frutos Baraja¹ ; Delfín Alonso Hernández¹

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: magulot@saludcastillayleon.es

Introducción: Se presenta la experiencia realizada en una sala de radiología vascular intervencionista para evaluar, mediante un sistema de dosimetría personal electrónica de lectura directa, las dosis recibidas por el personal durante los procedimientos radiológicos.

Material y métodos: Se han evaluado las dosis recibidas por los diferentes profesionales implicados en los procedimientos intervencionistas de radiología vascular mediante el dispositivo Philips DoseAware. En nuestro caso, este sistema cuenta con un total de diez dosímetros electrónicos de lectura directa conectados vía wifi a una tablet desde la que se pueden ver en tiempo real los resultados de la dosimetría. Asimismo, los datos almacenados en cada dosímetro pueden ser descargados a un ordenador, lo que permite su posterior gestión y análisis.



Figure 701: Dispositivo de dosimetría electrónica utilizado.

El estudio se llevó a cabo en una sala de radiología vascular dotada con un equipo de rayos X Philips Allura Xper FD20 y se realizó el control dosimétrico con este sistema en cuatro intervenciones: 1 quimioembolización hepática y 3 angioplastias shunt porto-cava percutáneo (TIPS). Durante los mismos, los diferentes profesionales portaron, de manera complementaria a sus dispositivos de dosimetría personal oficial, los dosímetros electrónicos de lectura directa que se les asignaron, aunque colocados en la parte exterior de las prendas de protección. Asimismo, también se ubicaron algunos de estos dosímetros en las proximidades del equipo de rayos X.

Resultados: Las dosis recibidas dependen del tipo de procedimiento. La dosis personal máxima por delante del mandil fue de 1160 μ Sv en el caso de un radiólogo durante una intervención de TIPS. En general, las dosis mayores correspondieron a los radiólogos vasculares, mientras que fueron menores

en el resto de personal, tal y como puede verse en la tabla.

Profesional	Intervención 1	Intervención 2	Intervención 3	Intervención 4
	QUIMIOEMBOLIZACIÓN HEPÁTICA	ANGIOPLASTIA SHUNT PORTO-CAVA PERCUTÁNEO (TIPS)		
	Tiempo total (min): 18.3 PDA total (Gy.m ²): 0.0251	Tiempo total (min): 23.1 PDA total (Gy.m ²): 0.0187	Tiempo total (min): 10.9 PDA total (Gy.m ²): 0.0376	Tiempo total (min): 10.6 PDA total (Gy.m ²): 0.0207
Radiólogo 1	100	84	194	181
Radiólogo 2	16	111	1160	130
Anestesista	-	10	42	15
Enfermera 1	17	12	53	87
Enfermera 2	47	-	58	3
Auxiliar	58	5	33	4
TSID	9	61	25	21
Arco en C	404	568	1150	440

Figure 702: Lecturas dosimétricas obtenidas.

Discusión: Los profesionales han podido ver en tiempo real cuales eran sus niveles de exposición individuales según iban variando las circunstancias de cada intervención (distancia al paciente, uso de mamparas, apantallamiento por otros compañeros, modo de adquisición, orientación del tubo, etc.). Ello permitió que fuesen conscientes de todos aquellos elementos de protección radiológica de los que disponen y percibiesen su efectividad.

Por otra parte, las lecturas dosimétricas obtenidas permiten también tener una estimación, aunque grosera, de la dosis que recibiría el cristalino si no se utilizan gafas de protección. De las lecturas obtenidas se deduce que, si el número de intervenciones es elevado, se podrían llegar a superar los límites que establece la directiva 2013/59/EURATOM.

Conclusiones: La experiencia con un dispositivo de dosimetría electrónica de lectura directa en una sala de radiología vascular fue valorada muy positivamente por el personal implicado. Les ayuda a visualizar in situ y en tiempo real todos los elementos de protección radiológica, refrescando sus conocimientos en la materia y animándolos a la optimización de los procedimientos. Por otra parte, el uso de los dispositivos de dosimetría electrónica por delante de las prendas de protección permite hacer una estimación de las dosis que podría recibir el cristalino.

Poster PR ocupacional y Transporte / 487

NOVEDADES DE LA NORMA ISO/IEC 17025:2017. ADAPTACIÓN DE LOS NUEVOS REQUISITOS EN UN SERVICIO DE DOSIMETRÍA ACREDITADO

Autores: RAÚL MARTÍN GARCÍA¹ ; ANA MARÍA ROMERO GUTIÉRREZ¹ ; IVÁN DIAGO SÁNCHEZ²

¹ Servicio de Dosimetría de Radiaciones. Dpto. Medio Ambiente. CIEMAT.

² Ids Consultores®

Corresponding Author: r.martin@ciemat.es

Introducción

La norma ISO/IEC 17025 es la referencia para los laboratorios de ensayo y calibración que quieran demostrar que son técnicamente competentes, actúan de una forma imparcial y emiten resultados válidos. En 2017 se publicó una nueva versión de la norma que se adapta a los cambios en el ámbito de las actividades de los laboratorios. Las entidades de acreditación, han establecido un periodo de transición de 3 años, de forma que en 2020 los laboratorios acreditados o que soliciten la acreditación, serán evaluados según la nueva versión de la norma.

Métodos

El Servicio de Dosimetría de Radiaciones de CIEMAT (SDR), laboratorio de ensayo acreditado por ENAC desde el año 2012 (expte. nº 144/LE1836), está llevando a cabo la adaptación de su sistema gestión para el cumplimiento de los nuevos requisitos.

Entre los cambios que se introducen en la nueva versión de la norma se pueden destacar:

- Una nueva estructura, alineada con la de otras normas para evaluación de la conformidad;
- Se introduce un enfoque basado en procesos, poniendo énfasis en los resultados de procesos en lugar de en una descripción de tareas. Se incorporan requisitos enfocados al uso de tecnologías de la información;
- Se refuerzan los requisitos que buscan asegurar la imparcialidad y la confidencialidad. El laboratorio debe identificar los riesgos a su imparcialidad, derivados de las actividades que realiza, de sus relaciones o del personal del laboratorio, de forma continua y, en caso de identificar alguna amenaza, debe demostrar cómo se elimina o minimiza;
- Se incorpora el pensamiento basado en riesgos. Se deben considerar los riesgos y oportunidades asociados a las actividades del laboratorio y emprender acciones para prevenir impactos indeseables y potenciales fallos, para lograr la mejora en las actividades desarrolladas.

No se identifican grandes cambios en los requisitos técnicos exigidos para la demostración de la competencia técnica.

Resultados

El trabajo realizado por el SDR ha supuesto el análisis de los aspectos a implantar en el sistema de calidad existente. Se han implementado los modelos para la gestión de los riesgos asociados sus actividades, incluyendo aquellos asociados a su imparcialidad, tomando como referencia la normativa internacional aplicable. Se ha actualizado la documentación, políticas y procedimientos y se ha formado al personal sobre la nueva norma y los cambios a implantar.

Se está realizando la implementación del nuevo sistema de calidad, cuya finalización está prevista para el último trimestre del año. Tras la verificación de su adecuación, a través de auditorías internas, se solicitará a ENAC su evaluación en la auditoría de seguimiento de acreditación prevista para enero de 2020.

Conclusiones

El SDR está llevando a cabo la implementación de los nuevos requisitos de ISO/IEC 17025:2017 en el sistema de calidad ya implantado, de forma que le permita refrendar la demostración de su competencia técnica, su imparcialidad y su capacidad de emitir resultados válidos. Se ha planificado el desarrollo de actividades para estar en condiciones de obtener el nuevo certificado de acreditación según la versión vigente de la norma a comienzo del próximo año.

Pósteres Legislación y asuntos sociales / 615

Integración del sistema de calidad del Servicio de Radiofísica en el sistema ISO del hospital

Autor: Carlos Ferrer Gracia¹

Co-autores: Eva Corredoira Silva¹ ; Bárbara Martínez de Miguel² ; José Jonay Ojeda Feo²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. H.U. La Paz

² Unidad de Calidad. H.U. La Paz

Corresponding Author: carlos.ferrer@salud.madrid.org

Introducción

Con la actualización de la normativa ISO 9001: 2008 a la ISO 9001:2015, que establece los requisitos necesarios a la hora de implantar un Sistema de Gestión de la Calidad (SGC), el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica ha adaptado su sistema de gestión a fin de integrarse en el sistema ISO del Hospital.

Material y métodos

La estructura de la norma ISO 9001: 2015, promueve la adopción de un enfoque basado en procesos basada a su vez en el ciclo de mejora continua (figura 1), facilita la integración de los Servicios del

hospital en un único sistema de gestión de la Calidad. Para ello se ha reorganizado el sistema de gestión precedente basado en la norma ISO 9001:2008 adaptando los procedimientos generales del servicio, 5 estratégicos: revisión por la dirección, análisis del contexto, partes interesadas, requisitos y cumplimiento legal, evaluación y tratamiento riesgos; 7 de medición: auditorías, medición de procesos, gestión de no conformidades, gestión de reclamaciones, medición de impacto de responsabilidad social, evaluación de aspectos de responsabilidad social, percepción de clientes y partes interesadas; 4 de soporte: control de documentos y registros, formación y toma de conciencia, comunicación interna y externa, plan de emergencia y capacidad de respuesta.



Figure 703: enter image description here

La ISO 9001:2015 frente a la anterior, pone mayor énfasis en cuanto al riesgo y las oportunidades de mejora, solicitando identificar el contexto en el que se opera. También elimina el concepto de acción preventiva y la necesidad de manual de calidad, aunque sí se ha mantenido el manual de gestión.

Resultados

Se ha revisado toda la documentación existente, reorganizando los procedimientos operativos, adaptándolos al nuevo formato y eliminando o incluyendo varios de ellos y agrupándolos por procesos.

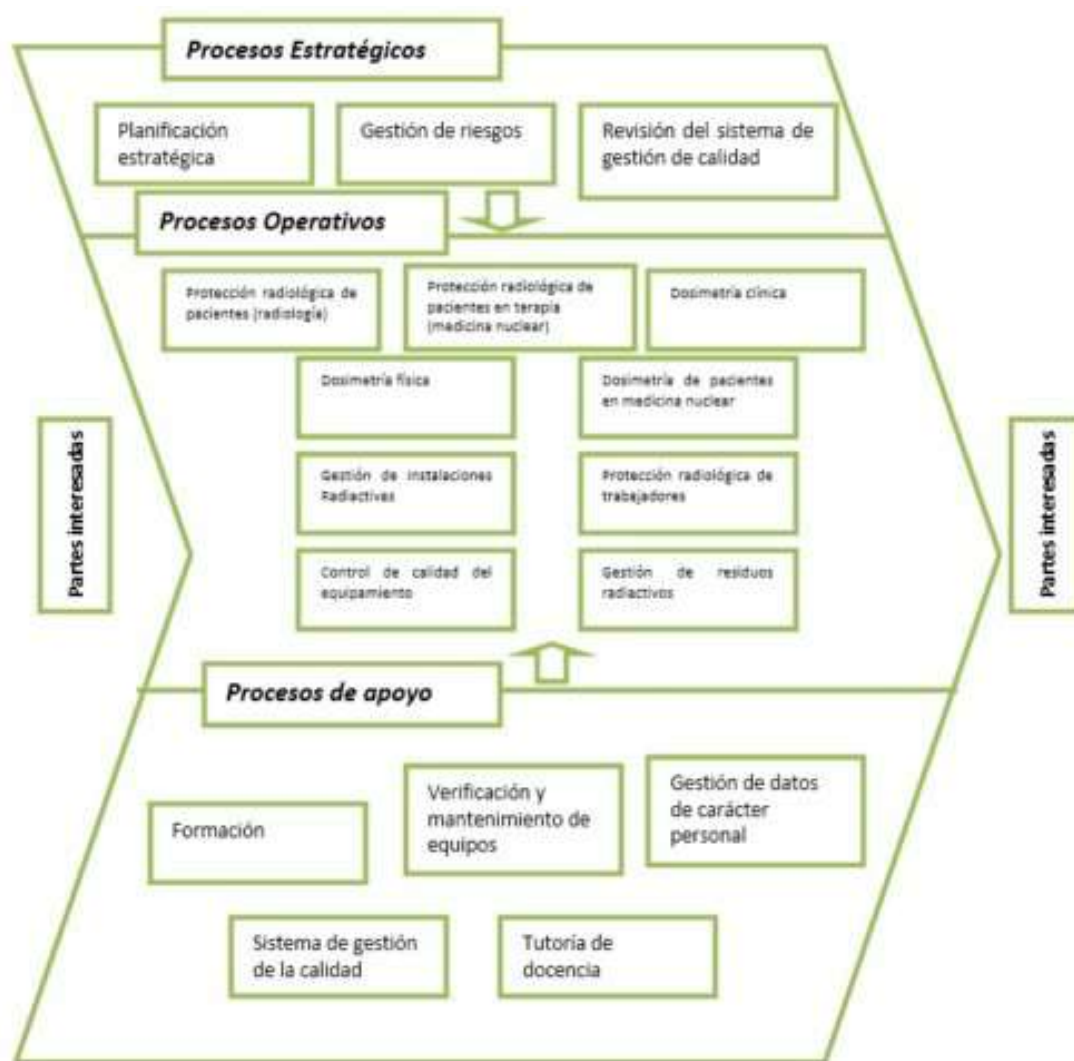


Figure 704: enter image description here

El mapa de procesos (figura 2) ha sido revisado y actualizado para cumplir con los requisitos de la nueva norma. Los indicadores de calidad se han redefinido, asignándolos a los procesos. Se ha realizado el análisis DAFO, partir del cual se crean las matrices de riesgo, necesidades y expectativas de las partes interesadas, y la de oportunidades. También se han definido las líneas estratégicas, la gestión del riesgo y el seguimiento de las oportunidades. El Servicio ha sido auditado mediante auditorías internas y externas antes de ser certificado.

Discusión

Aunque el Servicio ya disponía de la certificación ISO 9001: 2008, el paso a la ISO9001: 2015 en un sistema integrado con el resto del hospital ha sido muy beneficioso en cuanto a la organización y a la mejora de la calidad. Los numerosos cambios y conceptos nuevos que incluye la nueva ISO, se han desarrollado convenientemente, siendo evidente su utilidad una vez completados.

Conclusiones

La elección del hospital de un sistema de gestión integrado para la mejora de la calidad ha provocado la adaptación al mismo del ya existente en el Servicio de Radiofísica, mejorando su gestión de la calidad y la interacción con el resto de Servicios.

Autores: Efrén Fernández García¹ ; David Álvarez Llorente² ; Teresa Monserrat Fuertes² ; Natalia Montenegro Iglesias² ; Miguel Ángel Peinado Montes²

¹ *Universidad de Oviedo*

² *Servicio de Radiofísica - Hospital Central de Asturias*

Corresponding Author: david.alvarezl@sespa.es

Introducción

La imagen preclínica tiene una gran importancia en investigación médica. Por ello, es fundamental garantizar que su calidad es adecuada. En la actualidad existe una limitada disponibilidad de maniqués de imagen en resonancia magnética (RM) de pequeños animales, lo que dificulta establecer un programa de garantía de calidad análogo al que se realiza en equipos de resonancia magnética clínica.

Este trabajo presenta un conjunto de maniqués de control de calidad para RM de pequeños animales desarrollados mediante impresión 3D íntegramente con hardware y software libres. Esto evita los costes y limitaciones asociados a tecnologías propietarias.

Material y métodos

Los modelos de los distintos maniqués se desarrollaron mediante el software de modelado 3D de código abierto Blender, con ayuda de su plugin para impresión 3D.

La impresión se realizó en una impresora modelo Prusa MK3, cuyo diseño se distribuye bajo licencia GPL, lo que facilita su modificación para usos especiales.

Se evaluó la idoneidad de tres plásticos diferentes (PLA, ABS y PET) para la impresión de las piezas.

Se desarrollaron prototipos de maniqués para la realización de las siguientes pruebas:

- Uniformidad de campo
- Resolución a alto contraste
- Resolución a bajo contraste

Finalmente se obtuvieron imágenes de los maniqués en un equipo Bruker de 9 Tesla.



Figure 705: Conjunto de prototipos desarrollados

Resultados

Todos los materiales evaluados demostraron ser invisibles a la resonancia magnética, por lo que se crearon maniqués en negativo de las estructuras que se deseaban observar, para ser utilizadas sumergidas en agua.

Se optó por utilizar plástico PLA por ser el que demostró un comportamiento más estable durante la impresión de detalles finos, tales como los patrones de resolución espacial.

Discusión

Los prototipos muestran una calidad de imagen prometedora para su uso en control de calidad, salvo en el caso del maniqué de resolución a alto contraste. En este último caso, será necesario disponer de patrones de barras más pequeños para alcanzar el límite de resolución del equipo, dadas sus altas prestaciones.

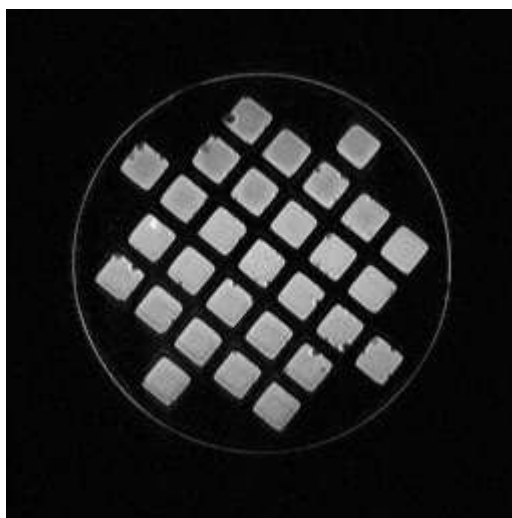


Figure 706: Imagen ponderada en T2 del maniquí de uniformidad para antena de cabeza de ratón

En un paso posterior, será necesario desarrollar un protocolo de control de calidad que concrete la periodicidad y tolerancias de las distintas pruebas análogo a los utilizados en equipos clínicos, así como el correspondiente software para cuantificar las características de las imágenes.

Conclusiones

La impresión 3D abre la puerta al desarrollo in situ de maniqués de control de calidad en imagen preclínica a un coste mínimo, y por consiguiente permite establecer programas de garantía de calidad de imagen preclínica.

La principal limitación en la actualidad se encuentra en la creación de estructuras finas para evaluar el límite de resolución a alto contraste del equipo. Para superar dicha limitación será necesario evaluar cabezales de extrusión de diámetro inferior, así como materiales alternativos como el nylon.

En futuros trabajos se desarrollarán maniqués para evaluar parámetros adicionales, como el espesor de corte.

Pósteres Legislación y asuntos sociales / 134

Percepción de los especialistas en radiofísica hospitalaria sobre el papel de la bioética en su práctica clínica

Autores: Jose Manuel de la Vega Fernández¹ ; Damián Guirado Llorente¹ ; José Santiago González Campos²

¹ Hospital Universitario San Cecilio de Granada

² Universidad de La Laguna

Corresponding Author: jasx77@gmail.com

Introducción

Tras la rápida evolución de la especialidad en las dos últimas décadas, parece conveniente conocer la opinión que los radiofísicos españoles tienen sobre su relación con la bioética. Con este objetivo se diseñó una encuesta que fue accesible a todos los socios de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) y cuyos principales resultados exponemos en este resumen.

Material y métodos

En la tabla se muestran las preguntas de la encuesta y sus opciones de respuesta. Se envió un enlace para contestarla de forma anónima, a través del correo electrónico y con la ayuda de la SEFM.

Pregunta	Opciones de respuesta
¿Cómo calificaría sus conocimientos en Bioética?	Escala numérica de enteros de 0 a 10
¿Con qué frecuencia se enfrenta a cuestiones éticas en su labor diaria?	
¿Con qué frecuencia le ocurre en la práctica clínica?	Nunca
¿Con qué frecuencia le ocurre en la práctica no clínica?	Con poca frecuencia
¿Con qué frecuencia le ocurre en la práctica investigadora?	Habitualmente
¿Con qué frecuencia le ocurre en la relación con otros compañeros radiofísicos?	Muy habitualmente
¿Con qué frecuencia le ocurre en la relación con médicos?	
¿Con qué frecuencia le ocurre en la relación con otros estamentos sanitarios?	
¿Cree necesaria la formación en bioética para los especialistas y residentes en radiofísica?	No Sí, es aconsejable Sí, es obligatoria
¿La relación entre el especialista en radiofísica y el paciente debería ser....?	No es necesaria Poca Habitual
¿Cree que de alguna manera el especialista en radiofísica debe y puede participar en el cuidado del paciente?	Sí o No
¿Dónde cree que termina la responsabilidad del especialista en radiofísica en relación con la dosimetría clínica y aplicación de los planes de tratamiento de radioterapia de los pacientes?	La responsabilidad del tratamiento es únicamente del oncólogo radioterápico Una vez el médico aprueba el plan Una vez se realiza la puesta en tratamiento del paciente Cuando termina el tratamiento Cuando concluye el seguimiento post-tratamiento

Figure 707: enter image description here

Con las respuestas obtenidas se realizaron histogramas. Además, se crearon diferentes subgrupos según tres variables categóricas: edad (<35, [36-50], >50 años), áreas de trabajo (radioterapia y otras) y conocimientos en bioética ([0-4], [5-7], [8-10]). A los histogramas de las variables categóricas se les aplicó una prueba χ^2 de homogeneidad (con $p < 0.1$) para comprobar si existían diferencias significativas en las respuestas dadas por los sujetos de las diferentes categorías.

Resultados y discusión

La encuesta se envió a un total de 890 miembros de la SEFM, abrieron el correo electrónico 786 personas (88%). La participación fue del 23.7% (211 miembros).

La valoración de cero a diez que los encuestados realizaron sobre sus conocimientos en bioética tuvo un valor medio de 4.7 (IC al 95%: [4.4, 5.0]).

En las dos primeras filas de la figura se representan los histogramas de las dos primeras preguntas de la segunda fila de la tabla. La barra blanca siempre muestra el global de la muestra y las que tienen

relleno las diferentes categorías de las tres variables analizadas. Los histogramas de la muestra total para esas dos primeras preguntas presentan un patrón similar. La mayor parte de los encuestados indicaron que “con poca frecuencia” se enfrentan a cuestiones éticas, aunque la respuesta “habitualmente” fue la segunda más elegida (este patrón se repite para las restantes cinco preguntas de la fila 2 de la tabla). También ocurre lo mismo para los histogramas por variables y categorías salvo en los paneles C y F, en los que el orden de las dos respuestas más frecuentes se invierte en la categoría de aquellos encuestados con mayores conocimientos en bioética, la prueba χ^2 arroja también un resultado de diferencias significativas, los profesionales con mayores conocimientos en bioética perciben más dilemas éticos que los menos formados.

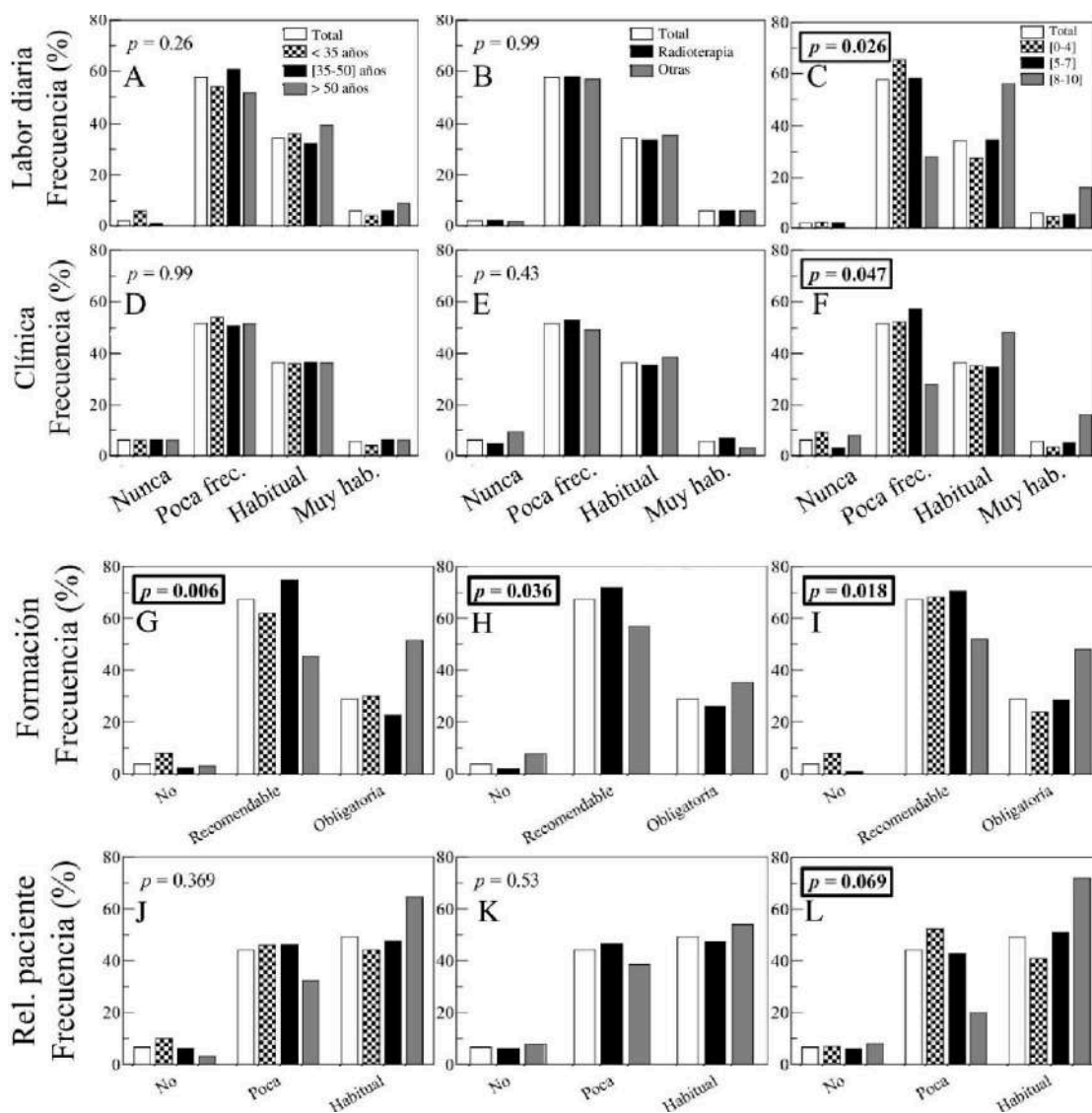


Figure 708: enter image description here

Las opiniones de los encuestados con respecto a la formación en bioética, existe consenso sobre su necesidad, los encuestados son más proclives a que sea voluntaria, salvo para los profesionales de más edad y aquellos con más conocimientos en bioética en los que voluntariedad y obligación muestran porcentajes similares.

Hay un equilibrio entre los que piensan que la relación con el paciente debe ser escasa y los que se decantan por habitual, el porcentaje de esta última respuesta aumenta conforme aumentan los conocimientos en bioética.

Existe también una mayoría de encuestados que creen que el radiofísico debe participar del cuidado del paciente (64% frente al 36%).

La última pregunta de la tabla interpela sobre la responsabilidad en la planificación de los tratamien-

tos. La mayoría de los socios de la SEFM apuestan por una responsabilidad hasta que el tratamiento acaba (47%) o hasta el final del seguimiento post-tratamiento (37%).

Conclusiones

La percepción que sobre la bioética tienen los especialistas en radiofísica hospitalaria presenta una variabilidad importante, que, en muchos casos, depende del grado de formación que el especialista tenga sobre esta materia. Existe, sin embargo, coincidencia en la necesidad de formación en esta área.

Pósteres Radiaciones no ionizantes y Biofísica / 127

Comparación de los métodos de control de la tasa de absorción específica y de la estimulación nerviosa periférica en diferentes equipos de resonancia magnética nuclear

Autor: Ana Castelló Muñoz¹

Co-autores: Naika Luquero Llopis² ; Carlos Alaman Sanchez ; Sergio Díez Domingo¹ ; Rosa María Cibrián Ortiz de Anda³

¹ Hospital Clínico Universitario de Valencia

² Hospital Clínico Universitario Valencia

³ Universitat de València

Corresponding Author: anihuca@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La resonancia magnética nuclear RMN es una técnica médica diagnóstica que si bien se considera inocua por no emplear radiaciones ionizantes sí hay aspectos que suponen un riesgo para la salud del paciente. La magnitud de mayor importancia en este sentido es la tasa de absorción específica o SAR que tiene que ver con la deposición de energía por unidad de masa y tiempo en el paciente por efecto de los pulsos de radiofrecuencia (RF). La imposibilidad que supone medir esta magnitud directamente en el paciente implica que el sistema de RMN calcule este valor en función del peso y tipo de secuencias de toma de imágenes al que se va a someter al paciente.

La estimulación nerviosa periférica o PNS a la que da lugar los gradientes de campo, no representa un peligro para la salud del paciente, pero sí puede dar lugar a incomodidad o sensación de dolor que puede imposibilitar el estudio de RMN.

Tanto la SAR como la PNS dependen de parámetros que se encuentran implicados directamente en la calidad de la imagen final y su modificación con objeto proteger al paciente puede suponer pérdida de calidad de imagen diagnóstica.

MATERIAL Y MÉTODO

Se estudiarán tres equipos de RMN: General Electric 1.5T Signa HDxt, Siemens Magnetom 1.5T y Philips Achieva 1.5T.

La expresión de la SAR depende de los parámetros relacionados con la calidad de imagen como puede verse en la siguiente expresión (1):

$$SAR \propto B^2 \cdot \alpha^2 \cdot \frac{1}{TR} \cdot N_s, \text{ en unidades de (W/kg) (1)}$$

Donde TR es el tiempo de repetición, Ns el número de cortes y α el ángulo de inclinación del vector magnetización.

Los equipos de RMN tienen establecidos diferentes modos de operación en los que los organismos internacionales de seguridad IEC e ICNIRP proponen diferentes límites de exposición a la SAR:

Modo de operación	Límite SAR (W/kg)	Efectos fisiológicos en paciente	Supervisión médica
Normal o 1er nivel	<2	No	No requiere
Controlado o 2º nivel	<4	Posibles molestias y/o estrés fisiológico	Sí requiere
Experimental o de investigación	>4	Riesgo potencial	Sí y además requiere un acuerdo de licencia privado con la empresa suministradora y un protocolo de investigación aprobado por la IRB (Junta de Revisión Investigadora)

Tabla1: Límites de exposición de SAR establecidos por ICNIRP e IEC de los diferentes modos de operación. Se indican los posibles efectos fisiológicos que el paciente puede sufrir en cada modo y si se requiere supervisión médica.

Figure 709: Tabla 1

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

	Modo de operación	Límite SAR (W/Kg)	Permite la modificación de parámetros durante la toma de imágenes	Parámetros modificables	Características de PNS
GE (1.5T <i>Signa HDxt</i>)	Normal	2	Sí	TR, N_s , α	Limitado a 45T/s.
	Controlado	3	No		
	Experimental	> 4	Sí		
Siemens (<i>Magnetom</i> 1.5T)	Normal	2	Sí	TR, N_s , α	Muestra mensajes de advertencia.
	Controlado	4	Sí		
	Experimental	> 4	Sí		
Philips (<i>Achieva</i> 1.5T)	Normal	2	Sí	TR, N_s , α , <u>vóxel reconstruido</u>	Definido por niveles.
	Controlado	4	No		
	Experimental	-	-		

Tabla 2: Resumen de las características de cada máquina.

Figure 710: Tabla 2

Puede verse como salvo pequeñas diferencias las tres empresas optan por el mismo tipo de modificación de parámetros para mantener la SAR dentro de los valores límite recomendados internacionalmente.

En cuanto al control de PNS, el equipo de GE tiene limitado este valor por debajo del umbral de dolor que se encuentra alrededor de 60T/s y por tanto no supone peligro para el paciente, Siemens muestra mensajes de advertencia al operador para que esté atento al paciente si considera que es probable que haya efectos en el mismo. Philips estima esta probabilidad estableciendo un código propio de la marca que se distribuye en niveles (I, II y III, en orden ascendente de probabilidad de aparición de PNS).

CONCLUSIONES

Las tres empresas estudiadas emplean métodos de control muy similares entre ellas variando parámetros de influencia directa tanto de la SAR como de la calidad de imagen, si bien sus diferencias son principalmente las de interfaz con el usuario ofreciendo todas ellas una protección óptima para el paciente.

Validación del sistema de simulación Monte Carlo PRIMO para radiocirugía

Autores: Juan Francisco Calvo-Ortega¹ ; Sandra Moragues-Femenía² ; Coral Laosa-Bello³ ; Marcelino Hermida López⁴

¹ Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Quirónsalud Barcelona

² HOSPITAL QUIRONSALUD BARCELONA

³ Hospital Quirónsalud Barcelona

⁴ Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Vall d'Hebron (Barcelona)

Corresponding Author: jfcdrr@yahoo.es

Introducción:

El RD 1566/1998 establece la obligatoriedad de verificar las unidades de monitor de cada plan clínico. El objetivo de este trabajo es evaluar la exactitud del sistema de simulación Monte Carlo PRIMO para hacer esta verificación independiente en el caso complejo de planes de radiocirugía con intensidad modulada (IMRT).

Material y métodos:

Planes: empleamos un maniquí de 16×16×14 cm³ (Scanditronix) formado por láminas de RW3 que permite alojar una película en su plano coronal central. Tras ser escaneado (cortes cada 1 mm) en un CT Optima CT660 (General Electric), las imágenes fueron importadas en el sistema de cálculo Eclipse v. 13.7 (Varian Medical Systems), donde se delimitaron distintos blancos: esferas de 0.5, 1 y 2 cm de diámetro; lesión vestibular de 1 cm³ y lesión cerebral de 1 cm³ (mapeados al maniquí desde CT de casos clínicos). El centro de cada blanco estaba sobre el plano coronal central del maniquí. Para cada caso, diseñamos un plan de IMRT (sliding window) mono-isocéntrico conteniendo entre 11 y 14 campos no coplanares. Usamos haces de fotones de 6 MV de un Varian Clinac 2100 CD con un MLC Millennium 120.

Medidas: cada plan fue irradiado sobre el maniquí conteniendo una película Gafchromic EBT3 (Ashland) (tres medidas por plan). Las películas fueron escaneadas 24 h tras la irradiación para realizar su dosimetría multicanal con *radiochromic.com* v. 3.0.15. Se complementó el estudio con medidas a 10 cm de profundidad en agua para campos estáticos de 1×1 cm² y 2×2 cm² definidos con el MLC.

Simulaciones: cada plan fue exportado desde Eclipse en formato DICOM-RT, e importado en PRIMO v. 0.3.1.1681. Condiciones de simulación: parámetros iniciales por defecto de PRIMO, 850 millones de historias, algoritmo DPM, *splitting factor* de 170, curva HU-densidad másica del CT utilizado, asignación de material RW3, factor de calibración 0.0174 Gy/MU g/eV.

Análisis: la dosis 3D exportada de PRIMO fue procesada con un script de MATLAB para extraer el plano de dosis de interés, a la misma resolución de la película escaneada (0.35 mm/bin). Después fue registrado y comparado en *radiochromic.com* con el correspondiente plano medido con película (sin reescalado de dosis). Realizamos análisis gamma con criterios 5% (global)/1 mm y con un umbral de dosis del 10% de la dosis calculada máxima.

Resultados:

La tabla muestra los porcentajes de píxeles con gamma < 1 para cada plan, con valores siempre superiores al 98%. La figura compara perfiles de dosis para el caso de la lesión vestibular. Incertidumbre promedio (k=2): experimental: 4.1%, simulaciones: 1.3%.

Maniquí	Plan	Porcentaje bins con $\gamma < 1$	γ promedio
EasyCube	Esfera diámetro 0.5 cm	99.8 $\pm$ 0.1	0.35 $\pm$ 0.02
	Esfera diámetro 1 cm	99.5 $\pm$ 0.3	0.42 $\pm$ 0.06
	Esfera diámetro 2 cm	99.4 $\pm$ 1.4	0.48 $\pm$ 0.22
	Lesión vestibular 1 cm ³	99.0 $\pm$ 0.7	0.38 $\pm$ 0.03
	Lesión cerebral 1 cm ³	99.3 $\pm$ 0.6	0.35 $\pm$ 0.00
Agua	1x1 cm ² definido con MLC	100.0 $\pm$ 0.0	0.38 $\pm$ 0.03
	2x2 cm ² definido con MLC	100.0 $\pm$ 0.1	0.36 $\pm$ 0.10

Figure 711: Resultados de análisis gamma

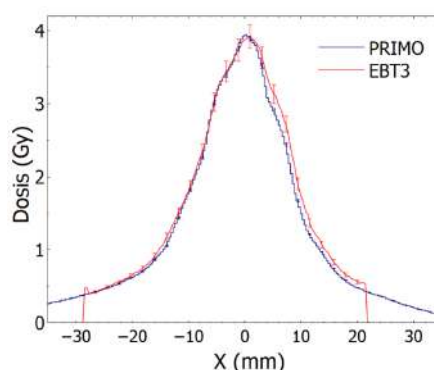


Figure 712: Perfiles de dosis de PRIMO y EBT3 para lesión vestibular.

Conclusiones:

Las distribuciones de dosis simuladas con PRIMO para un conjunto de planes de IMRT para radiocirugía (blancos < 2 cm de diámetro) muestran un excelente acuerdo con medidas experimentales mediante película radiocrómica. Con los parámetros de simulación adecuados, PRIMO puede usarse para verificación independiente de planes modulados para radiocirugía diseñados con haces de 6 MV de un Varian Clinac 2100 CD y MLC Millennium 120.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 75

Comparación de la dependencia angular medida en dos cámaras de ionización IBA CC13.

Autor: Alejandro Prado Barragán¹

Co-autores: Mario Leonor²; Marta Manzano²; Ángel Gaitán²; Eduardo Cabello²; Raúl Díaz²; Alejandro Ferrando²; Ana I Milanés²; Gustavo Pozo²

¹ HU HM Sanchinarro

² HU 12 de Octubre

Corresponding Author: alejandropb_@hotmail.com

Objetivo

Debido a la geometría y al diseño específico de cada detector, su respuesta puede variar con el ángulo de incidencia del haz de radiación. En este trabajo se cuantifica y compara la dependencia angular entre dos cámaras de ionización CC13 (IBA Dosimetry).

Material y métodos

Las medidas se realizaron en un Varian Clinac iX (Varian Medical Systems. Palo Alto. CA) con energía de 6MV. Se emplearon dos cámaras de ionización CC13 (IBA Dosimetry) y un electrómetro Bahnhofstrasse 5 (IBA Dosimetry). Se utilizó un maniquí casero hecho de polietileno de alta densidad con un inserto adaptado a la geometría de las cámaras (fig. 1). El inserto fue construido para que el centro del maniquí coincidiese con el punto de referencia de la cámara. El maniquí está formado por una hemiesfera unida a una región cilíndrica. El centro del maniquí se encuentra situado a una profundidad de 10 cm desde la superficie de la región hemiesférica.

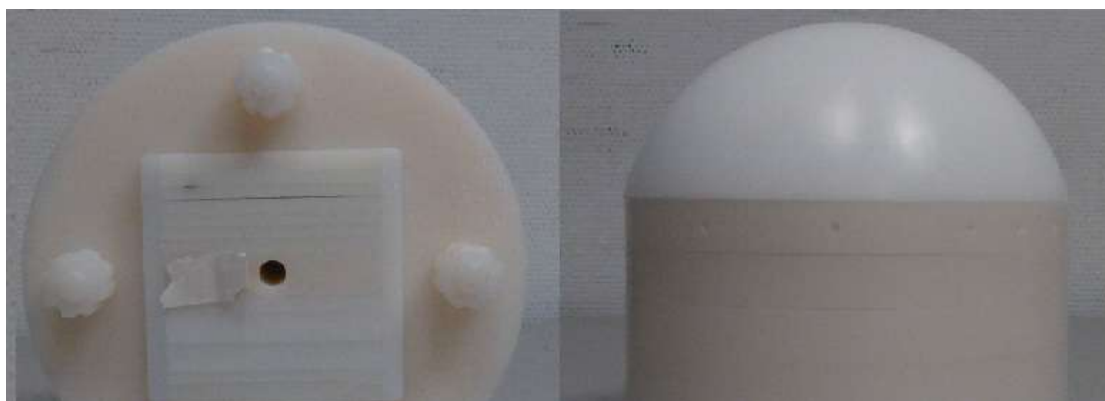


Figure 713: Figura 1: Maniquí casero junto al inserto adaptado a las cámaras CC13.

El maniquí se situó en el isocentro de la máquina con la región hemiesférica apuntando hacia arriba, mientras que la cámara se orientó perpendicular al plano de la mesa. Se emplearon 200 UM con tasa de 600 UM/min y un tamaño de campo de 4x4cm². Se utilizaron ángulos de gantry entre 90° y 270° en pasos de 10°, empleando 3 medidas por ángulo. Los resultados se normalizaron al valor obtenido para 0°. Se calcularon las diferencias entre ambas cámaras para cada ángulo de gantry.

Resultados

Los resultados se muestran en la figura 2. Estos aparecen como desviaciones relativas al valor obtenido con el gantry a 0° en función del ángulo de gantry.

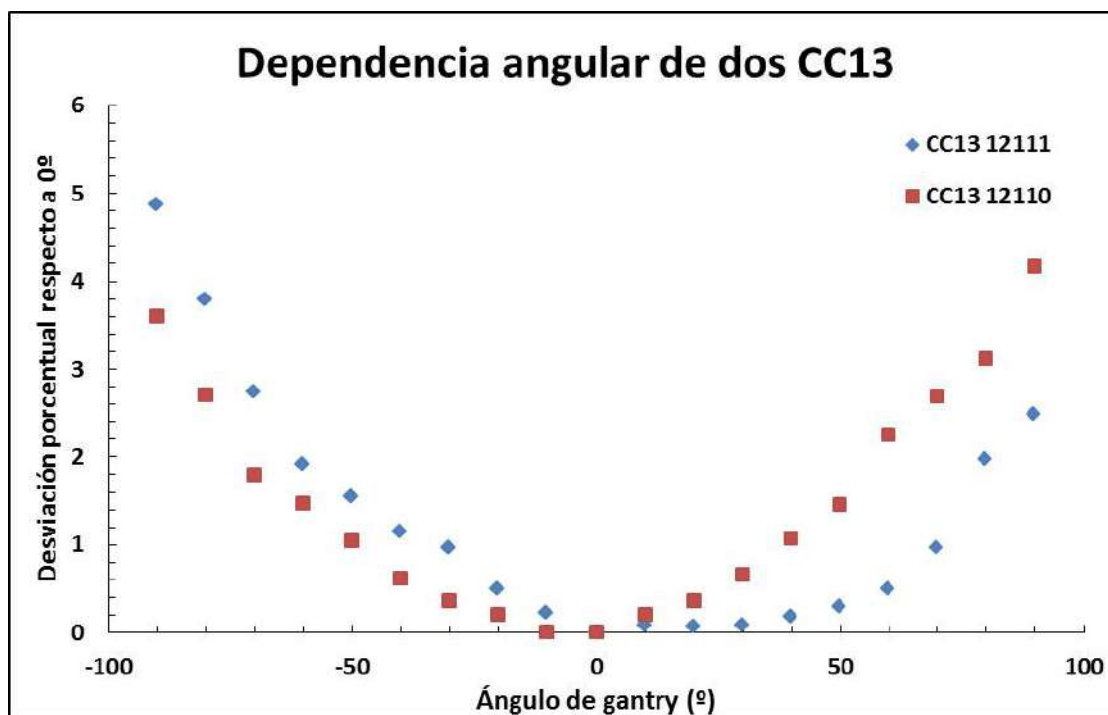


Figure 714: Figura 2: Dependencia angular de dos cámaras CC13 expresada como desviación porcentual respecto a 0° en función del ángulo de gantry.

Discusión

Para ambas cámaras las desviaciones respecto al valor de 0° aumentan conforme el ángulo de gantry aumenta. Para ángulos de gantry menores a 30° las desviaciones se encuentran por debajo del 0.9%, aumentando hasta un 4.8% para -90° (CC13 12111) y un 4.2% para 90° (CC13 12110). En el intervalo comprendido entre -60° y 40° la diferencia entre ambas cámaras es menor al 1%, pero para ángulos fuera de dicho intervalo esta diferencia aumenta hasta un máximo de 1.75% para 60°. Respecto a cada cámara cabe comentar que la dependencia angular es menor al 1% para ángulos comprendidos entre -30° y 30°, mientras que aumenta fuera de este intervalo hasta casi un 5% en el caso de la cámara CC13 12111 para -90°.

Conclusiones

La dependencia angular de dos cámaras CC13 ha sido obtenida para un intervalo angular comprendido entre 90° y 270°. Se encuentra que las diferencias entre las cámaras iguales con distinto número de serie pueden llegar a un 1.75%. Según estos resultados se recomienda conocer la dependencia angular de los detectores empleados. Una correcta caracterización de esta dependencia puede ser empleada para calcular factores de corrección a emplear cuando la cámara en cuestión sea utilizada en geometrías distintas a las de calibración.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 59

Maniquí para sustracción de imágenes en angiografía

Autores: María Esperanza Pérez Álvarez¹ ; Joaquín Tomás García²

¹ Hospital General de Ciudad Real

² Hospital General Unversitario Ciudad Real

Corresponding Author: mariasprnz@hotmail.com

Introducción:

En el Protocolo Español de Control de Calidad de Radiodiagnóstico, en el apartado de fluoroscopia, aparecen como esenciales las pruebas DE022 Límite de resolución espacial para la imagen sustraída, DE023 Umbral de sensibilidad a bajo contraste para la imagen sustraída y DE027 Artefactos en la imagen sustraída. Para la realización de la prueba DE023 en el PECCRD se especifica un maniquí concreto. No obstante, en el mercado existe una gran variedad de maniqués que se podrían utilizar para verificar dicha prueba.

Lo que pretende demostrar este trabajo es que no es necesario un maniquí específico de sustracción para realizar la prueba DE023.

Método:

Para realizar este trabajo se utiliza un Allura FD20 de Philips que dispone de sustracción digital. Con este tipo de equipos es posible adquirir una imagen inicial que usaremos como máscara posteriormente para realizar la sustracción.

Como maniquí específico para sustracción se utiliza el maniquí de Leeds TO.Q.Filter y TO.Q.Detail. Como maniqués no específicos de sustracción se utilizan el inserto TO.N3 del juego de test de Leeds para fluoroscopia y varios mm de Cu.

Primero se realiza la prueba con el maniquí específico de sustracción de Leeds para poder comparar los resultados con los otros maniqués, tal y como viene especificado en el manual de usuario. Con el maniquí TO.Q.Detail se mide el rango dinámico del sistema de sustracción observando insertos de bajo contraste bajo 4 atenuaciones diferentes. El maniquí TO.Q.Filter tiene 4 cuadrantes que producen unas intensidades de 33% (1mmCu), 10% (1,5mmCu) y 3.3%(2mmCu) respecto del 100%(0mmCu) del nivel de referencia, con lo que se consigue obtener un rango de intensidades de rayos X de 30:1. Sobre este, se coloca el maniquí TO.Q.Detail que contiene detalles con diferente umbral de contraste.

Después se realiza la prueba con los mm de Cu equivalentes a los que se usan en el inserto TO.Q.Filter, que no son específicos de sustracción.

Primero se usa el maniquí TO.Q.Detail con los mm de Cu equivalentes para comparar la calidad de imagen calculada con el maniquí TO.Q.Detail en el caso de usar el TO.Q.Filter o los mm de Cu equivalentes.

Por último se analizan los detalles que se observan con cada una de las atenuaciones producidas con los mm de Cu y el maniquí de calidad de imagen TO.N3. Para ello será necesario adquirir una imagen colocando el maniquí TO.N3 encima de cada uno de los mm de Cu usados para simular la disposición del TO.Q.Filter.

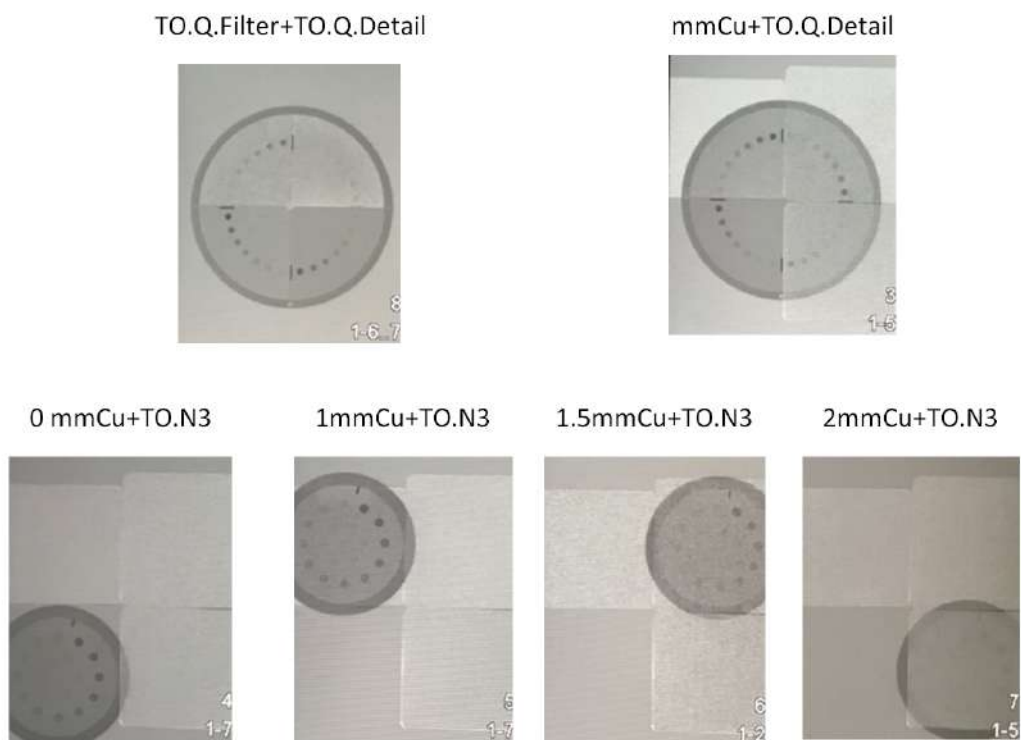


Figure 715: Disposición de los maniqués

Resultados:

En la tabla se muestran los valores obtenidos.

mm Cu	TO.Q.Filter+TO.Q.Detail	mmCu+TO.Q.Detail	mmCu+TO.N3
	70kV - 6,8mAs	68kV - 5,4mAs	68kV - 5mAs
0	11	9	19
1	9	8	17
1,5	8	7	13
2	7	6	11

Figure 716: Tabla

Conclusiones:

Debido a que el equipo selecciona diferentes kV y mAs dependiendo del maniquí, obtenemos diferentes calidades de imágenes. Pero la calidad de imagen relativa para cada una de las atenuaciones es comparable en las tres disposiciones.

Por tanto no es un aspecto limitante no disponer de maniqués específicos de sustracción para realizar las pruebas esenciales de DSA del PECCRD aunque sí es verdad que este tipo de maniqués facilita la realización y análisis de estas pruebas.

tores

Autores: Zulima Aza Villarrubia¹ ; Luis Alejo Luque¹ ; Rodrigo Plaza Núñez¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo¹ ; Concepción Huertas Martínez¹ ; Carlos Ferrer Gracia¹ ; Rafael Plaza Aparicio¹ ; Francisco Sánchez Muñoz¹ ; José Bayón Llera¹ ; Alba Obesso de Diego¹ ; Eva Corredoira Silva¹

¹ *Hospital Universitario La Paz*

Corresponding Author: zulima.aza@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El objetivo del presente trabajo es observar el comportamiento de la radiación dispersada en el interior de un maniquí de gran tamaño en un TC de detector ancho como el Aquilion One (Canon Medical Systems), utilizando la magnitud dosis de equilibrio propuesta por el documento 111 de la Asociación Americana de Física Médica.

MATERIAL Y MÉTODOS

La magnitud dosis de equilibrio se introduce en el TG 111 de la AAPM. A medida que aumentamos la longitud de una adquisición en un maniquí, la dosis acumulada en la posición central se incrementa asintóticamente debido a las contribuciones de la radiación dispersa producida en sus extremos. El valor límite es la dosis de equilibrio, y se alcanza cuando la fuente de radiación está lo suficientemente lejos como para que su contribución en el punto de medida sea despreciable. Se ha utilizado el maniquí TG200 diseñado por el Comité del Documento ICRU 87 en colaboración con el Grupo de Trabajo AAPM Task Group 200. Está fabricado con polietileno de alta densidad ($\rho \sim 0.97 \text{ g/cm}^3$), y debido a su gran peso ($\sim 41 \text{ kg}$) está formado por tres secciones cilíndricas de 300 mm de diámetro y 200 mm de longitud. Las medidas se han realizado con un electrómetro PTW UNIDOS y una cámara de ionización tipo Farmer PTW TM30001. La técnica utilizada en el TC fue adquisición helicoidal con 120 kV, 300 mAs y FoV M (320 mm), con un espesor de radiación de 16 mm. Con dicho espesor se realizaron desplazamientos de mesa para tener diferentes longitudes de estudio, desde el mínimo permitido por el espesor de radiación seleccionado hasta la longitud total del maniquí.



Figure 717: Maniquí TG200 con la cámara de ionización en el inserto central

RESULTADOS

Obtenemos la siguiente figura de la representación de los valores obtenidos con la cámara Farmer. Además, se representa la parametrización de las medidas de acuerdo a la siguiente ecuación, obteniéndose los parámetros α , L_{eq} y D_{eq} de la función de equilibrio mencionados en el TG111:

$$h(L) = 1 - \alpha \cdot e^{-4L/L_{eq}}$$

Siendo $\alpha = 0.8429$, $L_{eq} = 530.9$ mm y $D_{eq} = 67.95$ mGy.



Figure 718: Dosis medida con cámara en el centro del maniquí TG200 para diferentes longitudes de estudio y parametrización de la función de equilibrio

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se observa el esperado incremento progresivo y asintótico en la medida de la dosis hasta alcanzar un máximo en la longitud de equilibrio. De este comportamiento se infiere que a medida que crece la longitud irradiada, la dosis absorbida en el centro del maniquí aumenta hasta estabilizarse, ya que las colas de dispersión dejan de afectar a la zona central y por tanto la cámara de ionización no detecta su contribución. Tras la parametrización de los datos se concluye que con nuestro maniquí y los parámetros seleccionados para las adquisiciones la longitud de equilibrio es 530.9 mm, siendo la dosis de equilibrio relacionada 67.95 mGy. El valor de α cercano a la unidad indica una mayor contribución de radiación dispersa frente a radiación directa.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 86

Medida de la atenuación de los componentes de una máscara doble para radiocirugía.

Autor: Alejandro Prado Barragán¹

Co-autores: Mario Leonor² ; Marta Manzano² ; Ángel Gaitán² ; Eduardo Cabello² ; Raúl Díaz² ; Alejandro Ferrando² ; Ana I Milanés² ; Gustavo Pozo²

¹ HU HM Sanchinarro

² HU 12 de Octubre

Corresponding Author: alejandropb_@hotmail.com

Objetivo

En este trabajo se pretende cuantificar la atenuación que producen los distintos componentes de una máscara doble para radiocirugía.

Material y métodos

Las medidas se llevaron a cabo en un Unique (Varian Medical Systems. Palo Alto, CA) con 6 MV, tasa de 600 UM/min y un tamaño de campo de 3x3 cm². Para cada medida se utilizaron 200 UM. Se empleó una cámara de ionización Pin Point (PTW) y un maniquí cúbico de material plástico RW3 (PTW) con un inserto específico para la cámara. Las condiciones empleadas fueron: distancia fuente superficie del maniquí de 100 cm, profundidad 9 cm y ángulos de gantry y colimador de 0°, respectivamente. Las medidas de atenuación para cada componente se obtuvieron como diferencias entre la media de 3 medidas colocando el componente en sí sobre el maniquí cúbico dentro del campo de radiación y la media de 3 medidas empleando únicamente el maniquí (medidas de referencia). Las medidas de atenuación fueron normalizadas a las medidas de referencia. Se obtuvieron porcentajes de atenuación para: 1) soporte de cabeza, 2) tiras de refuerzo, 3) máscara superior, 4) conjunto de separadores y 5) guía de inserción de los separadores. Estos elementos se muestran en la figura 1.



Figure 719: Figura 1: Elementos de la máscara doble considerados en el estudio de atenuación.

Resultados

Los resultados obtenidos aparecen recogidos en la tabla 1 para cada componente y para las medidas de referencia. Se incluye la media de las 3 medidas realizadas, su desviación estándar y el porcentaje de atenuación correspondiente.

	Referencia	Componente 1	Componente 2	Componente 3	Componente 4	Componente 5
Media (Gy)	1,083	1,032	1,059	1,047	1,02	1,02
σ (Gy)	0	0	0	0	0	0
Atenuación (%)	---	4,7	2,6	3,3	5,8	5,8

Figure 720: Tabla 1: Resultados obtenidos para la atenuación de componentes de la máscara estudiada. El número de cada componente corresponde con la numeración dada en la sección de material y métodos.

Discusión

Los elementos más atenuantes (5.8%) corresponden con los separadores laterales y la guía en la cual estos son insertados (componentes 4 y 5), seguidos del soporte de cabeza (componente 1; 4,7%). Los menos atenuantes son las tiras de refuerzo (componente 2) y la máscara superior (componente 3). Sin embargo, hay zonas en las cuales la máscara superior y las tiras de refuerzo se superponen, por lo que la atenuación será mayor en dichas regiones. Los casos estudiados han sido escogidos de manera que su ocurrencia en tratamientos típicos de radiocirugía sea alta. Estos corresponden con 1) incidencia posterior, 2) y 3) ángulos de gantry entre 270° y 90° y 4) y 5) incidencias laterales. La máscara posterior posee la misma atenuación que la máscara superior.

Conclusiones

Se ha cuantificado la atenuación de varios componentes de una máscara doble para radiocirugía. Los valores de atenuación encontrados varían entre un 5.8%, en los casos de los separadores y de la guía en la cual se insertan los mismos, y un 2.6% para el caso de la plancha con las tiras de refuerzo. Para un tratamiento de radiocirugía, en el cual se imparten altas dosis en sesión única o en un número reducido de sesiones, puede ser relevante el considerar estos elementos a la hora del cálculo de dosis en el sistema de planificación.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniquíes. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 191

DISEÑO Y EVALUACIÓN DE UN SISTEMA DE MEDIDA DE DOSIS DE RADIACIÓN BASADO EN DIODOS

Autores: Manuel Llorente Manso¹ ; Sandra Vilela Serrano¹

¹ Centro Oncológico MD Anderson

Corresponding Author: manuel.llorente@gmail.com

Introducción:

Se presenta el diseño y la evaluación de un sistema de medida de dosis de radiación con diodos para uso en Radioterapia.

Material y métodos:

El sistema de medida consta de 4 diodos PIN, (Visahy modelo BYG20J) colocados sobre una placa de circuito impreso formando una cruz de 15 cm de lado. El sistema de recogida de carga consta de un circuito amplificador de transimpedancia que almacena la carga en un condensador. La lectura de la carga se realiza con un conversor analógico-digital modelo ADS1243 (Texas Instruments).

Se irradia el equipo con un acelerador Varian Trilogy TX con fotones de 6 MV para verificar la reproducibilidad y la linealidad con la dosis de la carga recogida. Para la repetibilidad, se miden 5 disparos consecutivos con un número fijo de unidades monitor (UM) y se calcula la dispersión en el valor de la carga recogida. Se repite para distinto número de UM (entre 20 y 250). Para medir

la linealidad, se ajustan a una línea recta los valores anteriores de carga frente a UM y se calcula el factor de calibración (carga por UM) para cada nivel de dosis.

Resultados:

En la medida de la reproducibilidad, se halla que la desviación estándar de la carga recogida está por debajo del 0.1% en el rango entre 50 y 250 UM. En ese rango, el factor de calibración varía menos de 0.2%.

Para disparos más cortos, de 20 UM, se observa un ligero empeoramiento de la reproducibilidad, con una desviación típica de 0.5%. El factor de calibración cambia en ese rango hasta un 0.3%.

Discusión y conclusiones:

A falta de estudios más exhaustivos sobre estabilidad a largo plazo, el sistema presentado puede servir para la realización de medidas de dosis en un acelerador en el ámbito de la investigación.

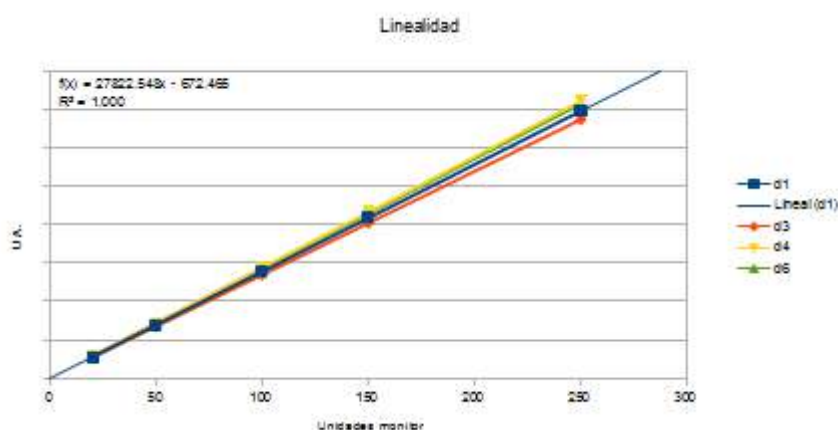


Figure 721: Grafica 1. Linealidad con la dosis

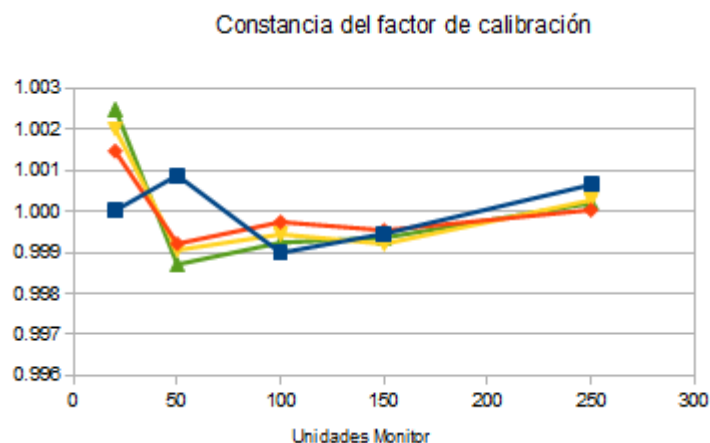


Figure 722: Grafica 2. Constancia del factor de calibración

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 211

Estudio para la validación de la cámara centro de un array de detectores como sustituto a una microcámara de ionización en las

verificaciones pre-tratamientos de VMAT.

Autores: Álvaro Seguro¹ ; Javier de Areba Iglesias² ; María Gil Conde¹ ; Fátima Campos¹ ; María José Albertos¹ ; Javier Lupiani Castellanos³ ; María Amparo Iborra Oquendo⁴

¹ Hospital de Jerez

² Hospital Clínico San Carlos - Madrid

³ Hospital de Jerez, Cádiz

⁴ Hospital Universitario Puerta del Mar

Corresponding Author: seguro.alvaro@gmail.com

Introducción: El propósito de este estudio es comparar las dosis absorbidas entre una cámara de ionización, la cámara central de un array de detectores y la dosis obtenida en un sistema de planificación con el fin de encontrar una correlación entre dichas medidas y poder suprimir la medida de la cámara de ionización de nuestro sistema de verificación pre tratamientos para VMAT.

Material y Métodos: Para realizar el estudio se realizaron 200 medidas pre tratamientos de VMAT en los cuales se registró las dosis absorbidas obtenidas mediante una microcámara de ionización y la cámara central de un array de detectores y se compararon con el valor calculado, en ese punto, del sistema de planificación. Además, se correlacionó los valores obtenidos entre los equipos de medidas para todos los pacientes.

Resultados: La diferencia máxima entre el valor de la dosis absoluta calculada en el sistema de planificación (tomado como valor de referencia) y la dosis absoluta obtenido mediante la cámara de ionización fue inferior al 2%. Del mismo modo ocurrió cuando se comparó las dosis absoluta de la cámara central con el valor de referencia. Tras comparar las dosis entre las cámaras, la diferencia máxima se encuentra por debajo del 3%, encontrándose mayor diferencia en los casos de mayor heterogeneidad de dosis.

Conclusiones: Tras analizar los datos, se demuestra que existe una correlación entre las medidas obtenidas entre las dos cámaras de ionización, con lo que se decide que la medida de dosis puntual para la verificación de los tratamientos VMAT se realizará mediante la cámara central del array de detectores, con lo que se conseguirá un ahorro de tiempo considerable en el programa de QA implantando en nuestro centro.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 544

Análisis de los perfiles de dosis del acelerador portátil Liac HWL medidos con el IC Profiler

Autores: Rodrigo Astudillo Olalla¹ ; Mercedes Pérez Macho¹ ; Verónica Cañón García¹ ; Ana Laura Rivero Pérez¹ ; Juan Ignacio Raba Díez¹ ; Jose Andrés Vazquez Rodriguez¹ ; Javier Tomás Anchuelo Latorre¹ ; María Ferri Molina¹ ; Ana Soledad García Blanco¹ ; María Teresa Pacheco Baldor¹ ; Samuel Ruiz Arrebola^{None} ; Rosa Fabregat Borrás^{None}

¹ Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

Corresponding Authors: ras.spa@gmail.com, rous2810@gmail.com

Introducción

El control de calidad de los LINACS dedicados a la radioterapia intraoperatoria (RIO) conlleva limitaciones cuando no se dispone de un bunker, debido a la carga de trabajo máxima en un quirófano estándar.

IC PROFILERTM (Sun Nuclear) es una matriz de cámaras de ionización que admite las altas dosis por impulso características de los haces del acelerador de RIO Liac HWL.

El objetivo de este trabajo es realizar un análisis comparativo entre los perfiles adquiridos con el IC PROFILER y los adquiridos en agua.

Material y métodos

Se ha utilizado el acelerador de RIO Liac HWL (Sordina IORT Technologies). Este opera con energías de 6, 8 10 y 12 MeV y dispone de colimadores de diferentes diámetros y ángulos de bisel. Se han tomado medidas de los perfiles de dosis en agua de diferentes combinaciones de diámetro de aplicador, bisel y energía y, para las mismas combinaciones, se han tomado medidas con el IC PROFILER.

Las medidas en agua se han realizado con el detector microDiamond (PTW). Se ha posicionado el plano de salida del aplicador del Liac paralelo y en contacto con la superficie del agua adquiriéndose perfiles longitudinales (Y) y transversales (X) a la profundidad del máximo.

Las medidas con el IC PROFILER se han realizado colocando láminas de PMMA sobre la matriz, situando el punto efectivo de los detectores en el máximo para cada energía.

Se analiza la coincidencia entre los perfiles mediante un análisis γ 2mm 2% global para los perfiles estudiados.

Por otro lado, se comparan los parámetros homogeneidad y simetría de los perfiles obtenidos para el aplicador de referencia (diámetro 100mm y ángulo de bisel 0°) y las cuatro energías disponibles.

Resultados

La tabla 1 muestra los resultados del análisis γ 2mm,2% de las medidas realizadas para diferentes energías, aplicadores y biseles. A su vez, la figura 1 muestra la composición de dos perfiles representativos.

Bisel (°)	Energía (MeV)	Aplicador (mm)	Dirección	gamma 2,2
0	6	100	x	100,0
			y	96,6
	8		x	100,0
			y	100,0
	10		x	100,0
			y	100,0
	12		x	100,0
			y	100,0
		70	x	96,5
			y	100,0
		50	x	95,6
			y	95,6
		30	x	94,7
			y	94,7
30	12	80	x	96,2
			y	100,0
	10	60	x	88,0
			y	96,0
45	12	50	x	57,9
			y	73,3
	10	70	x	51,6
			y	81,5
	8	100	x	40,0
			y	48,4
	6	30	x	85,7
			y	100,0

Tabla 1. Resultados del análisis gamma realizado para diferentes biseles, aplicadores y energías.

Figure 723:

El promedio de las desviaciones resultantes de los parámetros homogeneidad y la simetría es 0,3% y 0,4%, respectivamente. Los valores máximos encontrados para estas desviaciones son 0,6% en la

homogeneidad y 1,0% en la simetría.

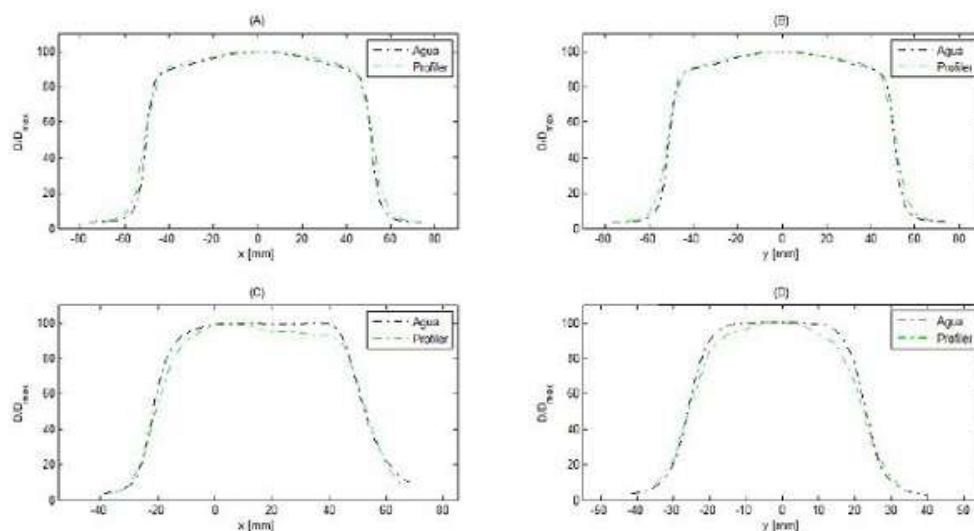


Figura 1: Perfiles longitudinales (A y C) y transversales (B y D) realizados en agua y con el IC PROFILER para un aplicador de 100mm y 0° (A y B) y de 50mm y 45° (C y D) todos a 12MeV.

Figure 724:

Discusión

El análisis gamma obtenido para la comparación de los perfiles de los aplicadores de bisel 0° muestra que existe una buena similitud entre los dos métodos de medida.

Las comparaciones de los perfiles de los aplicadores angulados han resultado en análisis gamma deficientes. Esto se debe a que el IC PROFILER ha sido diseñado para realizar medidas con el haz de radiación perpendicular a la superficie, condición que no se cumple en el caso de los aplicadores con un bisel diferente de 0°. En estos casos, aparece una dependencia angular que se ha constatado experimentalmente en un acelerador convencional.

Conclusiones

Los perfiles obtenidos con el IC PROFILERTM de los aplicadores de bisel 0° muestran gran similitud con los medidos en agua, por lo que consideramos válido este método de medida para las pruebas de constancia en la práctica rutinaria de control de calidad del acelerador.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 361

CORRECCIÓN DE ATENUACIÓN EN MEDIDAS DE CTDI EMPLEANDO CT DOSE PROFILER

Autores: Alejandro Prado Barragán¹ ; Luis Carlos Martínez Gómez² ; María José Rot San Juan² ; Francisco Rafael Lozano Martínez³ ; Mario Leonor Yuste⁴ ; Marta Manzano Rodríguez⁴ ; Rosa Gilarranz Moreno³

¹ H.U. HM Sanchinarro

² Hospital Universitario 12 de Octubre

³ Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H. U. 12 de Octubre

⁴ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre

Corresponding Author: alejandropb_@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

CT Dose Profiler (RTI) es un detector de estado sólido que permite medir el perfil de dosis del haz de radiación en una adquisición CT helicoidal aprovechando el desplazamiento de la mesa. La sonda se introduce en la posición deseada del maniquí de referencia y se ejecuta el protocolo correspondiente. El perfil así medido está afectado en algunos tramos por la atenuación de la mesa o del dispositivo de sujeción del maniquí, y en otros no, según la posición relativa foco-mesa-detector durante la rotación. El software asociado, a partir de la velocidad de la mesa y *pitch*, realiza la integración de los perfiles entre -50 mm y +50 mm y calcula el $CTDI_{100}$ de cada posición y el $CTDI_{vol}$. En este trabajo se describe un método para corregir el valor medido del $CTDI_{vol}$ de esta atenuación.

MATERIAL Y MÉTODO

Para tres equipos CT distintos se midieron con el *CTDoseProfiler* los perfiles de radiación en el seno de un maniquí de cabeza (centro y periferia), para un protocolo de referencia, y se obtuvo el $CTDI_{vol}$ medido en cada caso. Se registró también el $CTDI_{vol}$ indicado por el equipo. Los perfiles se exportaron a *Excel*. Mediante integración numérica se obtuvo la integral entre -50 mm y +50 mm de cada perfil, S_{med} . A continuación se generaron los perfiles corregidos de atenuación como la envolvente de cada perfil medido, eliminando los valles de atenuación e interpolando linealmente y se calculó la integral entre -50 mm y +50 mm, S_{cor} . El cociente $f = S_{cor}/S_{med}$ se empleó como factor de corrección del $CTDI_{100}$ calculado por el software en cada caso y se calculó el nuevo $CTDI_{vol}$ corregido.

RESULTADOS

A modo de ejemplo, la Figura 1 muestra dos perfiles: perfil medido (azul) y perfil corregido de atenuación (naranja). Los resultados obtenidos para el $CTDI_{vol}$ se agrupan en la Tabla 1.

DISCUSIÓN

Las diferencias entre el $CTDI_{vol}$ indicado por el equipo y el medido varían apreciablemente según se considere o no la corrección de atenuación (diferencia máxima del 10,6% sin corrección y del 3,4% con corrección). La corrección puede afectar, por tanto, a los resultados de la prueba TC020-Índice de dosis en TC (Exactitud del indicador < 10%) del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (v. 2011).

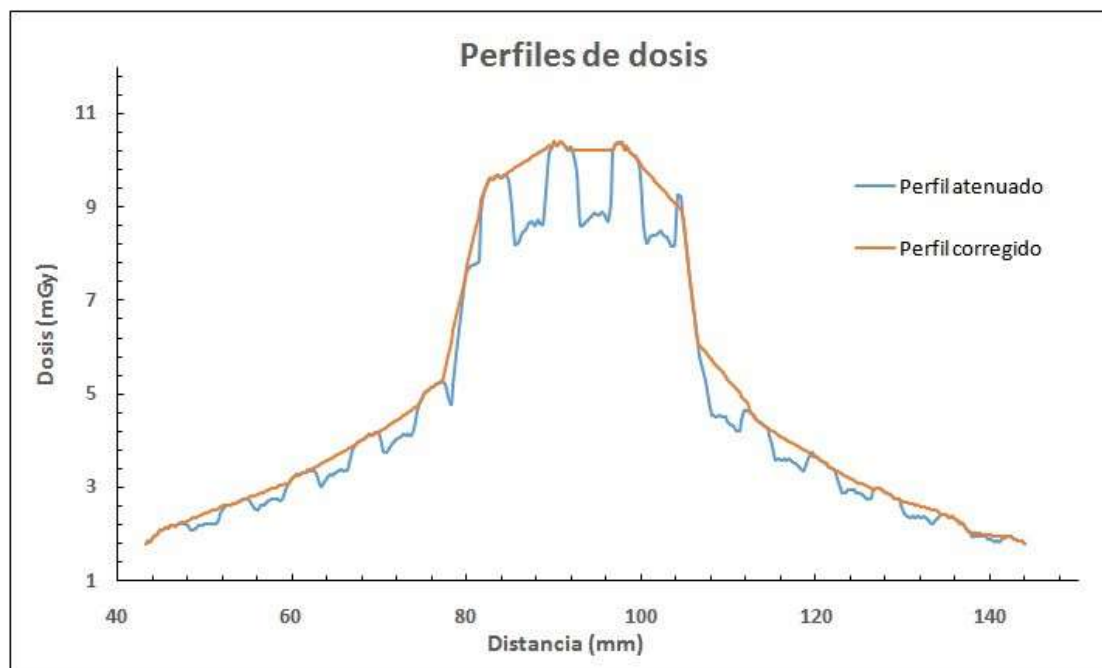


Figure 725: Ejemplo de un perfil de dosis sin corregir y corregido.

# Equipo CT	CT#1	CT#2	CT#3
$CTDI_{vol,ind}$ (mGy)	55,4	55,4	47,2
$CTDI_{vol,med}$ (mGy)	50,1	51,3	45,4
$CTDI_{vol,cor}$ (mGy)	53,6	54,6	46,6
$CTDI_{vol,ind}/CTDI_{vol,med} -1$	10,6%	8,0%	4,0%
$CTDI_{vol,ind}/CTDI_{vol,cor} -1$	3,4%	1,5%	1,2%

Figure 726: Resultados para los equipos considerados. Se muestra el valor del $CTDI_{vol}$ indicado, medido y corregido, así como el error porcentual del indicador

CONCLUSIONES

Se ha descrito un método sencillo para corregir la atenuación del dispositivo de sujeción del maniquí o de la mesa en la medida del $CTDI_{vol}$ con el *CTDoseProfiler*. La corrección disminuye la diferencia entre los valores medidos y los indicados por los equipos, afectando al resultado de la prueba TC020 del Protocolo Español.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 85

Evaluación de los perfiles de radiación en el maniquí TG200 en un TC de 320 filas de detectores

Autores: Zulima Aza Villarrubia¹ ; Luis Alejo Luque¹ ; Rodrigo Plaza Núñez¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo¹ ; Concepción Huertas Martínez¹ ; Carlos Ferrer Gracia¹ ; Rafael Plaza Aparicio¹ ; Francisco Sánchez Muñoz¹ ; José Bayón Llera¹ ; Alba Obesso de Diego¹ ; Eva Corredoira Silva¹

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: zulima.aza@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El objetivo del presente trabajo es evaluar el perfil de dosis longitudinal en una adquisición axial en el interior de un maniquí de gran tamaño, como es el TG200, en el TC de detector ancho Aquilion One (Canon Medical Systems).

MATERIAL Y MÉTODOS

Para evaluar el perfil de dosis de radiación se utilizaron placas radiocrómicas RTQA2 de Graphcromic insertadas en el interior del maniquí TG200. Este maniquí fue diseñado por el Comité del Documento ICRU 87 en colaboración con el Grupo de Trabajo AAPM Task Group 200. Está fabricado con polietileno de alta densidad ($\rho \sim 0.97$ g/cm³), y debido a su gran peso (~ 41 kg) está formado por tres secciones cilíndricas de 300 mm de diámetro y 200 mm de longitud. Se evaluó el perfil total de dosis a lo largo de todo el maniquí en una adquisición axial (sin movimiento de mesa). Como el maniquí sólo tiene inserto central en dos de los tres módulos hubo que irradiar las placas dos veces, girando el maniquí, para simular el perfil completo. Cada pareja de placas se radian con 20 disparos consecutivos en modo Volumen con un espesor de radiación de 160 mm, 120 kV, 900 mAs y FoV M (320 mm). Para tener el control del “fondo”, se deja una placa sin radiar. Las placas radiocrómicas se escanean con un escáner EPSON Expression 11000XL a 200 ppp y se guardan en formato .tif. Posteriormente se analizan con ImageJ y se normalizan los resultados al máximo valor de píxel.



Figure 727: Maniquí TG200 con las placas radiocrómicas en el inserto central

RESULTADOS

Para poder evaluar los resultados de las placas radiocrómicas a lo largo de los 60 cm del maniquí se solapan los valores centrales obtenidos para cada caso. Se han añadido dos líneas verticales punteadas que indican el tamaño de campo radiado (16 cm). El valor de dosis de la placa de fondo, normalizado al máximo de los valores de cabeza y pies, es 0.35, ligeramente menor que los extremos del maniquí que no reciben radiación directa.

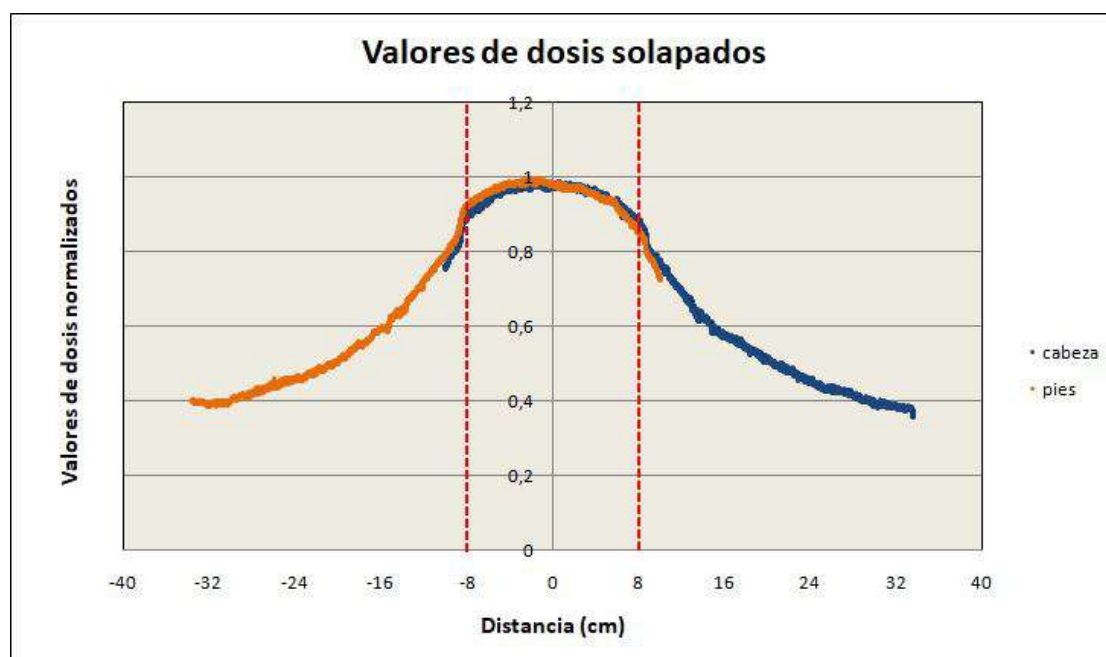


Figure 728: Dosis medida con las placas radiocrómicas normalizadas al máximo. Se muestran los valores de las placas irradiadas en las direcciones de pies y cabeza, solapadas en la zona central

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se puede concluir que la mayor contribución de dosis se recibe en la zona de radiación directa (16 cm), y aunque la caída de ésta es muy abrupta, la radiación dispersada en los extremos es significativa: a 8 cm del límite del campo se obtienen valores del orden del 25% del máximo. Por otra parte, sería motivo de un estudio posterior analizar si los sistemas de gestión de dosis que estiman tanto la dosis absorbida en órganos como los valores de dosis efectiva tienen en cuenta el efecto observado. También podemos observar una ligera asimetría en los valores máximos de la gráfica, lo que se puede relacionar con el efecto tacón observado en los TC de campo ancho a lo largo del eje z.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniquíes. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 718

Evaluación de las propiedades dosimétricas de un detector de diamante sintético monocristalino (SCDD) en campos pequeños de fotones

Autor: M^a Luisa Brosed Aguilon¹

Co-autores: Patricia de la Monja ; Carmen Peraza ² ; Adérito Chaves ² ; Romualdo Reyes ³ ; Laura Vidueira ⁴ ; Miguel Moreno ⁴

¹ Genesiscare Madrid

² Genesiscare Madrid

³ Genesiscare Malaga

⁴ Genesiscare Toledo

Corresponding Author: aderito.chaves@genesiscare.es

Introducción

	OF $\pm$ U (k = 1)		
Tamaño de campo cm x cm	Pin-point 3D	(Diodo-SRS) _{DC}	(MicroDiamond) _{DC}
1 x 1	0,662 $\pm$ 0,003	0,693 $\pm$ 0,003	0,695 $\pm$ 0,003
1,4 x 1,4	0,744 $\pm$ 0,004	0,758 $\pm$ 0,004	0,763 $\pm$ 0,004
2 x 2	0,799 $\pm$ 0,004	0,802 $\pm$ 0,004	0,807 $\pm$ 0,004
3 x 3	0,846 $\pm$ 0,004	0,845 $\pm$ 0,004	0,847 $\pm$ 0,004
4 x 4	0,879 $\pm$ 0,003	0,879 $\pm$ 0,003	0,879 $\pm$ 0,003

Tabla 1. Factores de campo, OF, a 10 cm de profundidad y SSD: 90 cm, en 6 MV.

Figure 729: enter image description here

Tamaño de campo (cm x cm)	Profundidad (cm)	microDiamond (SCDD) Penumbra (80 % -20 %)		Diodo SRS1000 Penumbra (80 % -20 %)	
		P. Izquierda (mm)	P. Derecha (mm)	P. Izquierda (mm)	P. Derecha (mm)
3 x 3	1,5	2,93	2,94	2,66	2,63
	10,0	3,57	3,57	3,33	3,33

Tabla 2. Medida de la penumbra de un perfil , de campo 3 cm x 3 cm a SSD: 90 cm a las profundidades de 1,5 cm y 10,0 cm , en 6 MV.

Figure 730: enter image description here

El objetivo de este trabajo es evaluar las propiedades dosimétricas de un detector de diamante monocristalino sintético, en configuración de diodo Schottky, (SCDD), comparando medidas de PDD , perfiles de dosis y factores de campo (OF) de este detector, con los de una cámara tipo PinPoint y un diodo de estereotaxia , en campos pequeños de fotones.

Material y métodos

Equipación:

Maniquí de agua, “Beamsan” de PTW, electrómetro PTW UNIDOS Weblin , diodo de estereotaxia , SRS1000 PTW 60018 (0,3 mm³) , detector microDiamond PTW 60019 (SCDD) , cámara tipo Pin-Point 3D PTW 31022 (0,016 cm³), cámara T-REF PTW 34091, barómetro Gometrics T210-101A1 y termómetro con sonda , Fluke.

Las medidas se han realizado en 6 MV en un acelerador lineal Elekta Versa HD, con cabezal Agility. Los 3 detectores se orientaron en dirección paralela al eje del haz de radiación a SSD: 90 cm. Cada detector se centró respecto del eje del haz, mediante perfiles ortogonales a distintas profundidades. Para los PDD y perfiles de los detectores salvo el diodo SRS, se midió tamaños de campo de 1,0 cm x 1,0 cm hasta 7 cm x 7 cm y en los perfiles profundidades al menos dmax y 100 mm. Para el diodo solo el campo de 3 cm x 3 cm y las mismas profundidades en los perfiles.

Los OF se midieron para los tamaños de campo comprendidos entre 1,0 x 1,0 cm² y 4 x 4 cm² , en el eje central del haz, a una profundidad de 10 cm y a una DFD de 100 cm. Para el diodo y diamante, se usó el método de “daisy-chain (DC) ” para los OF , utilizando la lectura de la PinPoint 3D para el tamaño de campo intermedio de 4 cm x 4 cm, (Sint).

Resultados y discusión

Los OF, se muestran en la tabla 1.

Los OF de los detectores concuerdan a partir del campo de 2 cm x 2 cm

Las diferencias de los OF del diodo/microDiamond no superan 0,5%.

En la tabla 2, se ha calculado la penumbra para los perfiles a 1,5 y 10,0 cm de profundidad del campo 3 cm x 3 cm, del diodo y del diamante. La penumbra del diamante es mayor.

Respecto a los PDD, para un tamaño de campo de 3 cm x 3 cm, existe una buena concordancia entre los tres detectores. Para todas las profundidades superiores a d_{max} , el promedio de las diferencias es inferior a 0,5%.

Conclusiones

El detector de diamante mostró una mejor resolución espacial con respecto al diodo SRS100, en las medidas del perfil.

Los PDD de los tres detectores, a partir del campo 2 cm x 2 cm estaban en un buen acuerdo con desviaciones inferiores al 1%.

Los OF del diamante para campos inferiores a 2 cm x 2 cm son ligeramente superiores a los del diodo pero no son significativos debido a la incertidumbre.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 713

Procedimiento para la generación de una tabla de offsets de corrección para el MLC en un TPS

Autores: José Carlos Ramírez Ros¹; Luis Ignacio Zamora Ardoy²; Eduard Massana Melchor^{None}; Clara Isabel Jover Pérez¹; Daniel Jimena Hermosilla²

¹ Hospital Virgen de las Nieves

² Hospital Universitario Virgen de las Nieves

Corresponding Author: jcramirezros@gmail.com

1 - INTRODUCCIÓN

En el planificador Pinnacle es necesario la determinación de una tabla de offsets de las láminas del MLC para hacer corresponder la posición que usa de las láminas basada en el extremo de las mismas con la calibración de las láminas en el acelerador. En nuestro caso disponemos de un ALE VersaHD (Elekta) en el que la calibración es con radiación. Presentamos una metodología para determinar la tabla de offsets.

2 - MATERIAL Y MÉTODOS

La redondez la medimos con diodo de fotones (diodo PTW 60016) a DFD=100cm y Z=10cm. La medida se hace para los campos 3 x 25 cm, con offsets del punto central de: -16.5, -13.5, -10.5, -7.5, -4.5, -1.5, 1.5, 4.5, 7.5, 10.5, 13.5 y 16.5cm. Medimos en cada caso fuera del eje, con offset en inPlane de +2.5mm y -2.5mm, para medir las penumbras de la lámina 40 y la 41 respectivamente, por el centro transversal de la lámina. Se calcula la diferencia entre el valor nominal del campo para las láminas de cada bancada y la posición del 50%. La variación es de +/- 0.2mm entre -12.0 y 15.0cm de posición de las láminas y de +/-0.4mm entre -15.0 y 18.0cm, como posiciones más extremas de medida.

Durante el modelado generamos una tabla adhoc para que las penumbras coincidan aproximadamente de forma que podamos ajustar el resto de parámetros del modelo. Para generar la tabla ponemos dicha tabla de offset a 0. Posteriormente, generamos los mismos campos que hemos medido, en Pinnacle, y exportamos los planos de dosis. Determinamos los 50% y de su diferencia respecto al valor nominal, sacamos el offset para cada posición de las láminas. La idea es que la máquina está calibrada con radiación y, en primera aproximación, estas diferencias obtenidas de los campos correspondientes a la tabla de offset 0, proporcionan los offsets para la tabla. Adicionalmente, se añade la diferencia entre el campo nominal y el medido, para tener en cuenta las posiciones reales de las láminas.

En nuestro caso, como hemos ajustado los offsets de las bancadas del ALE, son bastante parecidos las posiciones nominales y las medidas. Al meter la diferencia obtenida de la medida en la generación de la tabla de offsets, los cálculos posteriores de los mismos campos tras generar la nueva tabla son más parecidos a las medidas con diodo.

Posteriormente, se realiza el control de calidad de la tabla con película irradiando los campos adyacentes, así como calculando de nuevo los campos medidos originalmente y determinando, de nuevo, los 50%, para obtener los residuos. La tabla la ajustamos a un polinomio de orden 4 salvo en la zona a partir de +15.0cm, donde tomamos una recta hacia 20.0cm.

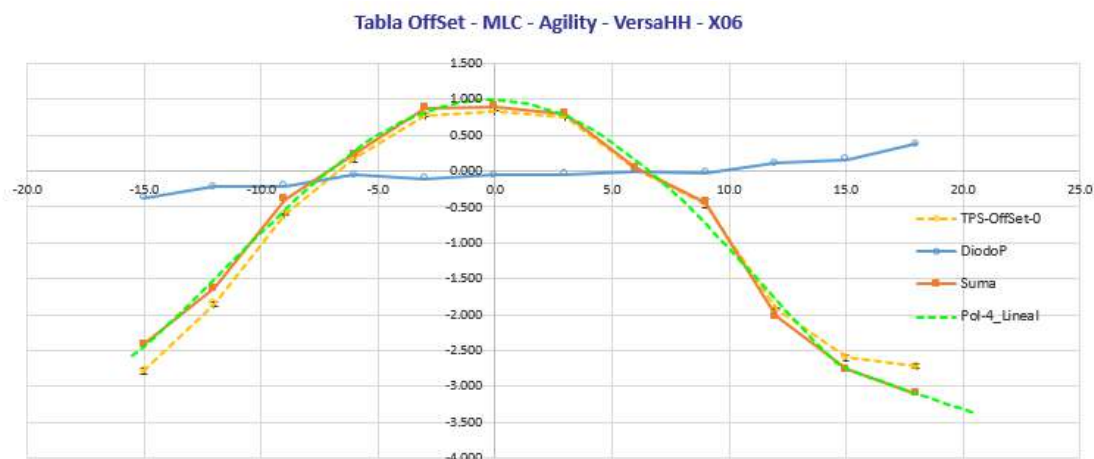


Figure 731:



Figure 732:

3 - RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos son bastantes satisfactorios y en general quedan dentro de 0.5 mm.

4 - CONCLUSIONES

La generación de la tabla a partir de offset 0 genera buenos resultados de manera directa y conceptual.

Monte Carlo. / 78

Dosimetría de campos pequeños, comparación PRIMO con AAA

Autores: Adrià Marí Palacios¹ ; David Reinado² ; Antonio Borrás López³ ; Antonio Puente Ferrá³ ; Francesc Sansa-loni Florit¹ ; Joan Cristòfol Font Gelabert¹

¹ HUSE

² UPV

³ UIB

Corresponding Author: adriamaripalacios@gmail.com

Introducción

Las técnicas de IMRT, VMAT, radiocirugía o radioterapia estereotáctica, han introducido haces de radiación pequeños con unas características que difieren de los utilizados convencionalmente y que es necesario modelar correctamente.

El objetivo de este trabajo es obtener la distribución de dosis creada por diferentes campos pequeños mediante simulaciones Monte Carlo (MC) con el software PRIMO y comparar los resultados obtenidos con las distribuciones de dosis obtenidas por un TPS comercial, en nuestro caso el algoritmo AAA implementado en Eclipse de Varian.

Material y métodos

PRIMO es un software que permite realizar simulaciones MC de la mayoría de linac de las casas comerciales. Funciona con el código PENELOPE para simular el transporte de radiación de fotones y electrones. El algoritmo AAA es un algoritmo 3D pencil beam de convolución y superposición.

Se estudian dos tipos de haces de diferentes, estilo IMRT y SBRT. Los haces de estilo IMRT se configuran con las mandíbulas fijas formando un campo 10x10 cm² y conformando el haz con el MLC a diferentes tamaños de campo cuadrado. Los haces de estilo SBRT, se configuran ajustando las mandíbulas al contorno creado por el MLC.

En cuanto a la configuración de la simulación MC, se escoge como condición de parada que la incertidumbre global media alcance el 5%. Como método de reducción de la varianza se usa una combinación de Splitting Roulette con Splitting en la región de muestreo de dosis. Se mantiene el conjunto de parámetros de transporte por defecto, configurados por los autores.

Resultados

En las gráficas 1 y 2 se muestra la comparación de los OAR extraídos de la distribución de dosis obtenida con PRIMO y AAA. Se observa que las mayores diferencias se encuentran en las penumbras, con una diferencia no mayor del 10%, siendo en el mejor de los casos del 5%. Para los haces de mayor tamaño se observa un rizado importante con MC en la zona central. Las diferencias entre ambos estilos de haz se encuentran en la periferia del haz, para haces estilo IMRT tenemos una componente debida a la transmisión intralámina importante. Esta transmisión en valor relativo es más importante conforme disminuye el tamaño del haz en el caso de la simulación con PRIMO, llegando a un 5% de dosis para el haz de 0.5x0.5 cm².

En la comparación mediante el análisis gamma, se ha obtenido que en promedio el 99.36% de los puntos cumple el criterio gamma con una tolerancia del 3% y 3 mm.

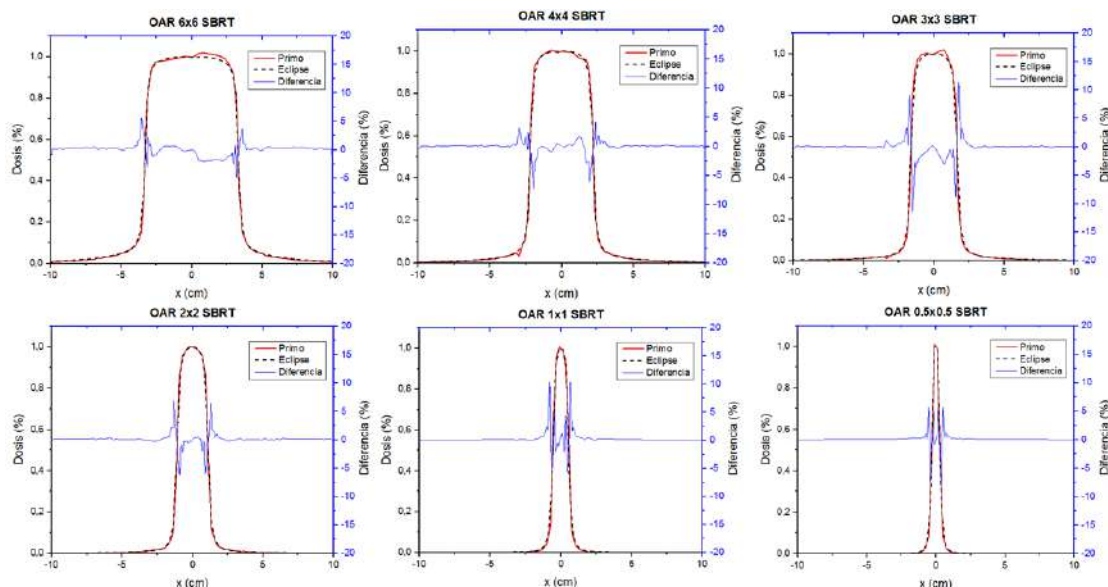


Figure 733: Perfiles de dosis (OAR) para diferentes haces estilo SBRT

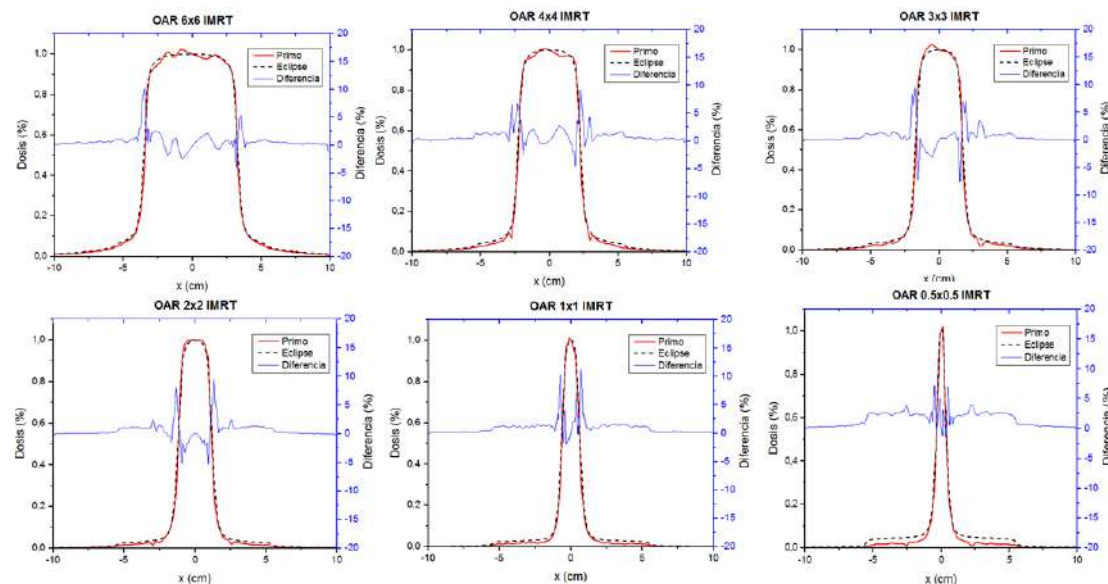


Figure 734: Perfiles de dosis (OAR) para diferentes haces estilo IMRT

Conclusiones

Existe un buen acuerdo entre la distribución de dosis obtenida con el algoritmo AAA y la simulación MC con PRIMO, incluso para los haces de menor tamaño. Las diferencias más significativas se observan en el valor de la radiación dispersa intra-lámina en los perfiles de dosis, sobre todo para pequeños tamaños de campo.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 452

Estudio de los factores de campo medidos en un acelerador lineal con energías de 6 MV y 6 MV FFF

Autor: Patricia de la Monja ¹

Co-autores: Carmen Peraza ¹ ; María Luisa Brosed ² ; Adérito Chaves ³

¹ GenesisCare Madrid, Hospital San Francisco de Asís

² GenesisCare Madrid

³ GenesisCare España

Corresponding Author: patricia.delamonja@genesiscare.es

Introducción

El objetivo de este trabajo es comparar distintos métodos de corrección aplicados a los factores de campo (OFs) medidos con tres tipos de diodos en un acelerador lineal Elekta Versa HD. Los OFs se han obtenido de cuatro maneras distintas; en dos de ellas se han aplicado los factores de corrección propuestos en el Código de Práctica del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA/AAPM TRS-483).

Material y métodos

Los OFs se midieron para los tamaños de campo comprendidos entre $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y $4 \times 4 \text{ cm}^2$ a una profundidad de 10 cm y a una distancia fuente-detector de 100 cm para las energías de 6 MV y 6 MV FFF. Se utilizaron tres detectores, de PTW-Freiburg: diodo-P blindado, diodo-E sin blindaje y diodo-SRS sin blindaje. Para asegurar la correcta alineación del detector se midieron perfiles de dosis inplane y crossplane con el equipo PTW BeamScan Water Phantom. El tamaño mínimo de campo analizado fue de $1.4 \times 1.4 \text{ cm}^2$ para el diodo-P. Los OFs se han normalizado al tamaño de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y para la obtención de los mismos se han seguido los cuatro métodos siguientes:

- (1) Mediante el cociente de las lecturas de cada detector.
- (2) Aplicación del método de “daisy-chaining (DC)” para obtener los OFs, tomando la lectura de la cámara de ionización PTW PinPoint 3D para el tamaño de campo intermedio de $4 \times 4 \text{ cm}^2$.
- (3) Aplicación del formalismo propuesto en el Código de Práctica IAEA/AAPM TRS-483.
- (4) Utilización del método de “daisy-chaining” propuesto en el protocolo TRS-483.

Resultados y discusión

Los OFs medidos (método 1) y corregidos por el método 3 se muestran en la Figura 1. Para el tamaño de campo de $1.4 \times 1.4 \text{ cm}^2$, la diferencia máxima de OF medidos sin corregir para los tres diodos fue del 2.6% para 6 MV y del 4.0% para 6 MV FFF, lo que, una vez corregidos, conduce a una desviación máxima del 0.8% para 6 MV y del 0.9% para 6 MV FFF.

En la Figura 2, se muestra la diferencia en porcentaje de los factores de campo obtenidos con los diferentes métodos, con respecto a los OFs corregidos utilizando el método 3 (TRS-483). La diferencia de los OFs calculados con los dos métodos propuestos en el TRS-483 está dentro del 0.2% para 6 MV y del 0.5 % para 6 FFF MV.

Conclusiones

Los resultados indican que el diodo-P sobreestima los OFs para campos menores de $4 \times 4 \text{ cm}^2$. Por otra parte, los diodos no blindados muestran dos comportamientos distintos: para tamaños de campo superiores a $1.4 \times 1.4 \text{ cm}^2$ los OFs están infraestimados mientras que para tamaños de campo inferiores a $1.4 \times 1.4 \text{ cm}^2$ los OFs están sobreestimados. El método de “daisy-chaining” (método 2), para los diodos no blindados, no es adecuado para campos menores de $1.4 \times 1.4 \text{ cm}^2$. La aplicación del protocolo TRS-483 lleva a resultados consistentes para todos los detectores y tamaños de campo.

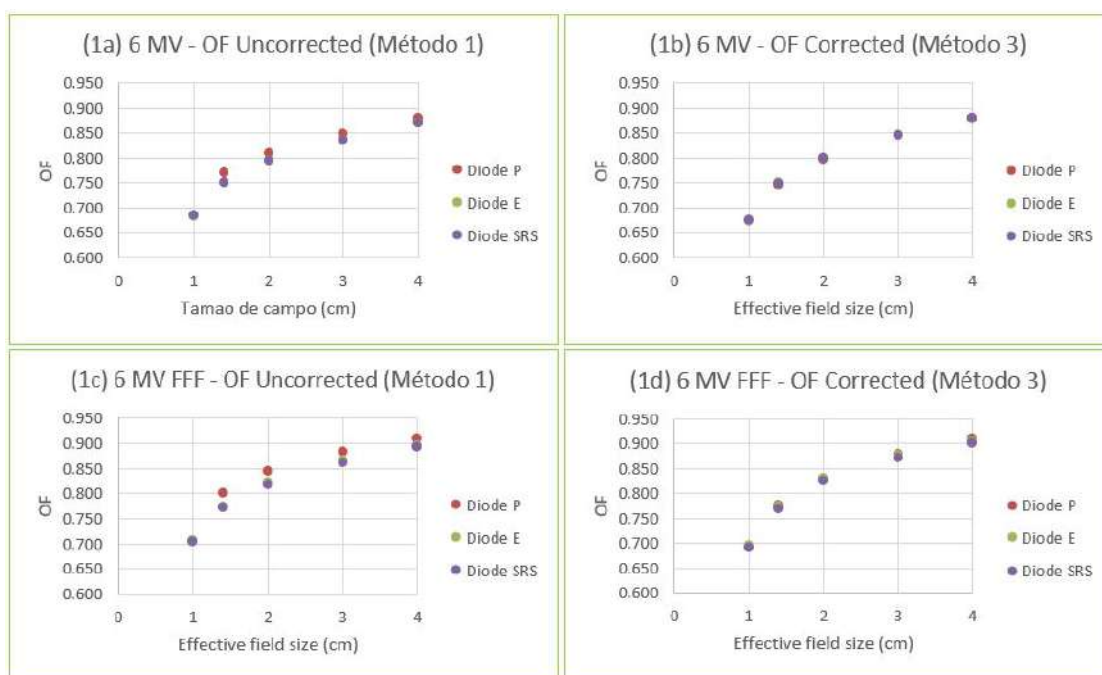


Figure 735: Factores de campo sin corregir (método 1) y corregidos (método 3).

Tamaño de campo (cm ²)	6 MV											
	PTW Diodo P				PTW Diodo E				PTW Diodo SRS			
	NDC (1)	DC (2)	TRS-483		NDC (1)	DC (2)	TRS-483		NDC (1)	DC (2)	TRS-483	
			NDC (3)	DC (4)			NDC (3)	DC (4)			NDC (3)	DC (4)
1 x 1	—	—	—	—	1,42%	2,44%	—	0,01%	1,73%	2,62%	—	-0,12%
1.4 x 1.4	3,41%	3,23%	—	-0,07%	0,00%	0,93%	—	-0,07%	0,40%	1,28%	—	-0,13%
2 x 2	1,63%	1,45%	—	-0,07%	-0,79%	0,21%	—	0,01%	-0,60%	0,39%	—	0,00%
3 x 3	0,50%	0,33%	—	-0,07%	-1,09%	-0,09%	—	0,01%	-1,09%	-0,11%	—	-0,01%
4 x 4	0,10%	-0,07%	—	-0,07%	-0,99%	0,01%	—	0,01%	-0,99%	-0,12%	—	-0,12%

Tamaño de campo (cm ²)	6 MV FFF											
	PTW Diodo P				PTW Diodo E				PTW Diodo SRS			
	NDC (1)	DC (2)	TRS-483		NDC (1)	DC (2)	TRS-483		NDC (1)	DC (2)	TRS-483	
			NDC (3)	DC (4)			NDC (3)	DC (4)			NDC (3)	DC (4)
1 x 1	—	—	—	—	1,42%	2,43%	—	0,00%	1,73%	3,18%	—	0,42%
1.4 x 1.4	3,41%	2,69%	—	-0,47%	0,00%	1,00%	—	0,00%	0,40%	1,84%	—	0,42%
2 x 2	1,63%	0,94%	—	-0,44%	-0,79%	0,20%	—	0,00%	-0,60%	0,82%	—	0,42%
3 x 3	0,50%	-0,22%	—	-0,49%	-1,09%	-0,10%	—	0,00%	-1,09%	0,33%	—	0,42%
4 x 4	0,10%	-0,60%	—	-0,47%	-0,99%	0,00%	—	0,00%	-0,99%	0,42%	—	0,42%

NDC: No Daisy Chaining; DC: Daisy Chaining

Figure 736: Desviación de los OFs respecto a los obtenidos mediante el método 3.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 82

Medida del índice de dosis en un TC de 320 filas de detectores

Autores: Zulima Aza Villarrubia¹ ; Luis Alejo Luque¹ ; Rodrigo Plaza Núñez¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo¹ ; Concepción Huertas Martínez¹ ; Carlos Ferrer Gracia¹ ; Rafael Plaza Aparicio¹ ; Francisco Sánchez Muñoz¹ ; José Bayón Llera¹ ; Alba Obesso de Diego¹ ; Eva Corredoira Silva¹

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: zulima.aza@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El objetivo de este trabajo es realizar unas pruebas de referencia adaptadas a la anchura del haz de radiación que puede llegar a proporcionar un TC de detector ancho.

MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo estudiado es el TC Canon Aquilion One, con 320 filas de detectores y anchura máxima del haz de 160 mm. El haz de radiación es de tipo cone beam y tiene voltajes de tubo de 80, 100, 120 y 135 kV. Se ha utilizado el multímetro RaySafe Unfors X2 con la cámara CT sensor, y maniquís de cabeza y cuerpo (16 y 32 cm de diámetro) de PMMA. La adquisición se realiza sin desplazamiento de camilla para cada kV y con cada uno de los espesores de corte disponibles: 20, 40, 60, 80, 100, 120, 128, 140 y 160 mm.

Para espesores de radiación menores de 80 mm se mide el CTDI con el método propuesto por el PECCR.

Para espesores mayores de 80 mm se utiliza el método recomendado por la International Electrotechnical Commission (IEC), que consiste en hacer medidas de referencia en aire en el centro de la cámara para espesores menores o iguales a 60 mm, y en las marcas de la cámara a 5 cm del centro para cada kV y espesor. Después se realizan lecturas en cada alojamiento de los maniquís para un espesor de 20 mm. El CTDI en cada alojamiento se calculará de la siguiente forma:

$$\text{CTDI}_{\text{centro}} = \text{CTDI}_{\text{centro}, 20\text{mm}} \cdot \frac{\text{CTDI}_{\text{aire}}}{\text{CTDI}_{\text{REFaire}, 20\text{mm}}}$$

Por último, el CTDI nominal se obtiene directamente del equipo.

RESULTADOS

En las figuras se encuentran los resultados del CTDI medido según el PECCR, el calculado con el método IEC y los nominales para cada kilovoltaje y espesor de corte, en maniquí de cuerpo y cabeza, respectivamente.

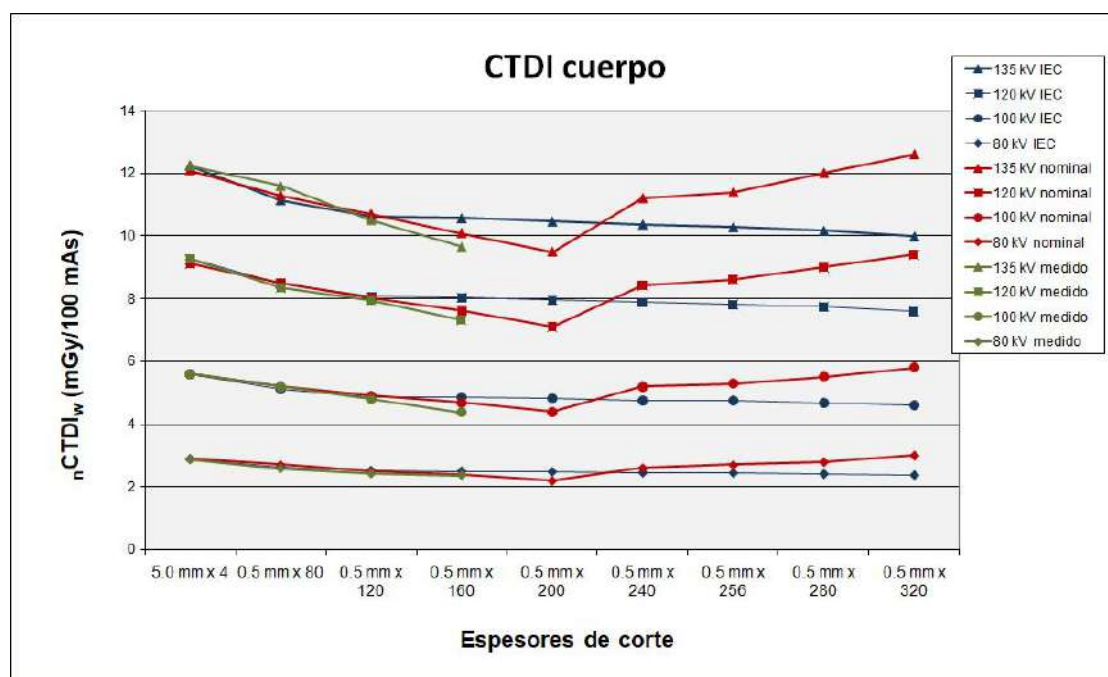


Figure 737: CTDI normalizado ponderado en maniquí de cuerpo para cada kVp y método vs espesor de corte

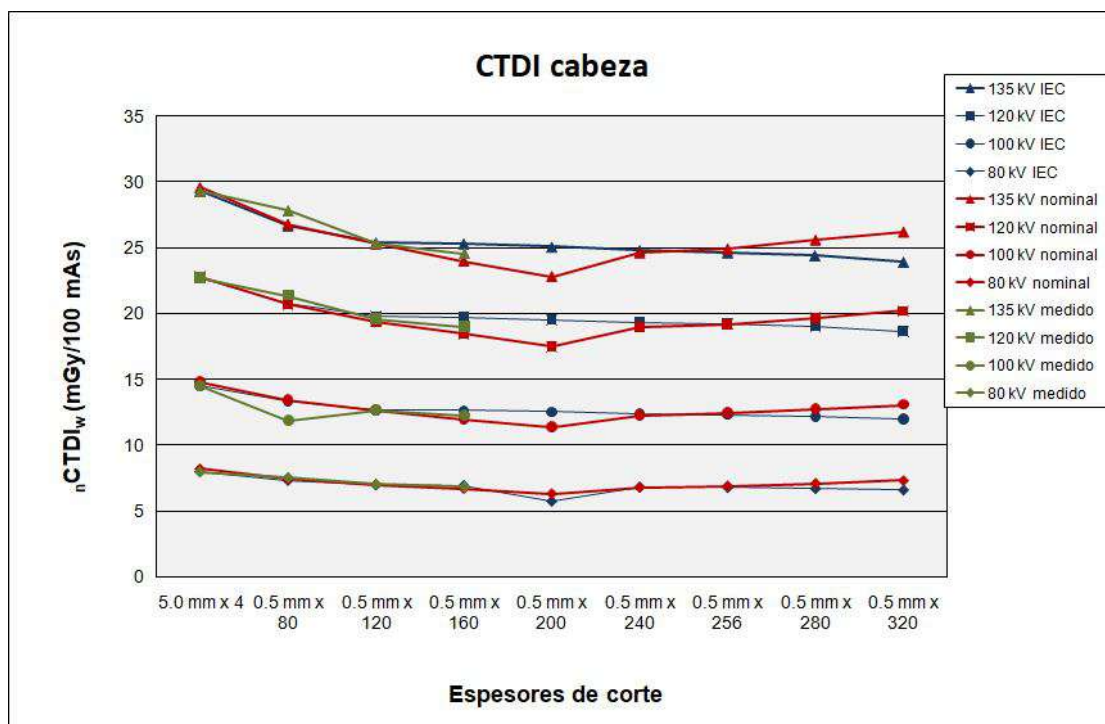


Figure 738: CTDI normalizado ponderado en maniquí de cabeza para cada kVp y método vs espesor de corte

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El comportamiento de las curvas obtenidas con los diferentes métodos de medida es cualitativamente similar en ambos maniqués. En maniquí de cuerpo y espesores menores de 80 mm, los CTDI medidos de acuerdo al PECCR y los calculados con el método IEC difieren en menos de un 11%. Las mayores discrepancias se observan para un espesor de 80 mm y altos kilovoltajes. El CTDI nominal obtenido por el equipo es ligeramente menor que los valores medidos según el PECCR y calculados según IEC en pequeños espesores, pero a partir de 100 mm esta tendencia cambia, superando hasta en un 20% los valores calculados. En maniquí de cabeza podemos ver que para espesores menores de 80 mm los CTDI calculados con el método IEC y medidos según el PECCR son muy similares. Para más de 80 mm los CTDI nominales superan a los calculados según IEC hasta en un 11%. En los cuatro espesores menores se observa una gran similitud entre los CTDI nominales y los obtenidos con el método PECCR y el propuesto por IEC.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 619

VERIFICACIÓN DE SOFTWARE "SWL-LIAC SIMULATION"

Autor: Mercedes Pérez Macho¹

Co-autores: Rodrigo Astudillo Olalla¹; Marina Aranguena Penacoba¹; Nicolás Sierrasesumaga Martín¹; María Teresa Pacheco Baldor¹; Jose Andrés Vázquez Rodríguez¹; Juan Ignacio Raba Díez¹; María Ferri Molina¹; Javier Tomás Anchuelo Latorre¹; Ana Soledad García Blanco¹; Rosa Fabregat Borrás¹; Samuel Ruiz Arrebola¹

¹ Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

Corresponding Author: mmerpm28@hotmail.com

Introducción

El acelerador de electrones Liac-HWL de Sordina IORT Technologies (SIT), dedicado a Radioterapia Intraoperatoria (RIO), opera con energías: 6, 8 10 y 12 MeV y cuenta con 7 colimadores de diámetros

entre 3 y 10 cm para cada uno de los cuales hay 4 aplicadores con biseles 0°, 15°, 30° y 45°.

El software de simulación SWL-LIAC-SIMULATION (SLS) suministrado por SIT proporciona toda la información para la caracterización del acelerador, basándose en simulaciones Monte Carlo.

El objetivo de este trabajo es contrastar los resultados proporcionados por el software SLS, con medidas experimentales realizadas en agua, para un conjunto de combinaciones de energía/colimador/aplicador.

Material y métodos

Las medidas experimentales se realizan con el detector microDiamond de PTW en agua, posicionando el plano de salida del aplicador del Liac paralelo y en contacto con la superficie de esta.

Los perfiles se han medido posicionando el punto efectivo del detector a la profundidad del máximo para cada energía.

El FC de un aplicador y energía se ha determinado a partir del cociente entre la dosis medida con el aplicador en cuestión y la dosis medida con el aplicador de referencia (100mm y 0°).

Los PDD se toman en dirección vertical tanto para los aplicadores de bisel 0° como para los angulados.

Se han verificado un total de 20 PDD, 21 perfiles y 5 FC.

Del software SLS se extraen los datos simulados correspondientes a los aplicadores medidos y se realiza una comparación con los datos experimentales. Se calculan las desviaciones entre los R90 y los R50 para los PDD, se realiza un análisis gamma global 2mm2% de los perfiles mediante un programa propio desarrollado en Matlab® y se obtiene la desviación porcentual entre los OF medidos y simulados.

Resultados

El promedio de las desviaciones encontradas entre los PDD medidos y los simulados en el R90 y R50 es 0,53mm y 0,63mm, respectivamente. Las desviaciones máximas y mínimas encontradas son 0,07mm y 1,47mm en el R90 y 0,13mm y 2,14mm en el R90.

El promedio de las desviaciones porcentuales encontradas entre los FC medidos y los simulados es 0,8%, Siendo la desviación porcentual mínima encontrada 0,3% y la máxima 1,4%

La tabla 1 muestra el promedio y los valores mínimos y máximos del porcentaje de puntos que han pasado el análisis gamma 2mm2% global en los perfiles analizados.

Discusión

Los resultados muestran un alto nivel de coincidencia en los parámetros analizados del modelo experimental y el simulado. Cabe resaltar el empeoramiento observado en el análisis gamma de los perfiles en dirección X de bisel 45°. Esto se asocia a la dificultad de posicionar estos aplicadores completamente paralelos con la superficie del agua lo que influye sobre todo en los perfiles en dirección X por la asimetría de estos.

Conclusiones.

El software SLS proporciona resultados consistentes con las medidas experimentales realizadas en este trabajo. Por tanto, consideramos que su uso puede ser útil tanto en la caracterización inicial como en la práctica clínica diaria de la RIO.

Bisel (°)		Promedio (%)	Mín – Max (%)
0	x	100	99-100
	y	98	91-100
15	x	100	100
	y	100	100
30	x	100	100
	y	100	100
45	x	87	71-95
	y	100	99-100

Tabla 1. Promedio y valores máximo y mínimo del porcentaje de puntos que pasan el análisis gamma (global 2mm2%) para los perfiles analizados.

Figure 739:

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 591

Optimización de dosis absorbida en superficie mediante ácido hialurónico en tratamientos de RIO

Autor: Mercedes Pérez Macho¹

Co-autores: Rodrigo Astudillo Olalla¹; Verónica Cañón García¹; María Teresa Pacheco Baldor¹; Jose Andrés Vázquez Rodríguez¹; Juan Ignacio Raba Díez¹; Ana Laura Rivero Pérez¹; María Ferri Molina¹; Javier Tomás Anchuelo Latorre¹; Ana Soledad García Blanco¹; Rosa Fabregat Borrás¹; Samuel Ruiz Arrebola¹

¹ Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

Corresponding Author: mariamercedes.perez@scsalud.es

INTRODUCCIÓN

La radioterapia intraoperatoria (RIO) tiene como objetivo administrar dosis altas en el lecho quirúrgico, minimizando la dosis absorbida en los órganos de riesgo circundantes. Actualmente, en los tratamientos de RIO con electrones la distribución de dosis administrada a cada paciente se estima asumiendo que el tejido a irradiar es igual a una superficie plana de agua. Sin embargo, los lechos quirúrgicos reales poseen irregularidades (pliegues y surcos) que hacen que la distribución real de dosis absorbida diste de la estimada. Estas irregularidades tendrán un impacto, sobre todo, en la dosis administrada en la superficie del tejido irradiado, produciéndose en algunos casos la subdosificación del mismo. El uso de ácido hialurónico en la superficie de los lechos permitiría optimizar las distribuciones de dosis absorbida, lo que podría significar un aumento del control local de la enfermedad y por tanto una mejora de la eficacia terapéutica.

Este trabajo plantea el uso sistemático de AH como bolus para homogeneizar la superficie de los lechos quirúrgicos, con el fin de optimizar la absorción de dosis en los mismos.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este trabajo se han utilizado maniqués 3D imprimibles de ácido poliláctico (PLA) de lechos quirúrgicos reales, escaneados justo antes de recibir el tratamiento mediante RIO en quirófano. Los maniqués tienen un diseño que permiten realizar medidas de la dosis absorbida con película radiocrómica en cortes axiales, coronales y sagitales. Las medidas se repiten en las mismas condiciones antes y después de añadir AH en los surcos y pliegues. Finalmente se hace un análisis comparativo de ambos resultados para evaluar el impacto que en la dosimetría tiene la aplicación del AH. En la Figura 1 se muestra el montaje experimental para la medida con un maniqué 3D impreso.

Para la irradiación se cuenta con el acelerador de electrones para terapia intraoperatoria LIAC HWL (Sordina IORT Technologies SpA). Para las medidas se han empleado películas radiocrómicas EBT3 de Gafchromich®. El AH usado es el Iracross de IRA, es viscoso y contiene más de un 95% de agua, además de presentarse estéril.

La caracterización del material PLA es objeto de otro trabajo que se presenta en este Congreso.

RESULTADOS

La Figura 1 muestra la medida de dosis absorbida por una película radiocrómica insertada en uno de los maniqués de PLA. Se trata de un resultado preliminar que requiere aún de las comparaciones comentadas en el apartado anterior.

DISCUSIÓN

El uso de AH como bolus en RIO permite dar una solución eficaz al aumento de la homogeneidad en la dosis absorbida en la superficie de los lechos quirúrgicos. Además, el uso de AH evitaría el posible encharcamiento de sangre que puede producir sobre la superficie de tejido, y que conlleva una gran incertidumbre en la administración de la dosis.

CONCLUSIONES

El conocimiento experimental de la absorción de dosis en la superficie de los maniqués 3D, nos permitirá evaluar el impacto del uso de AH y por tanto estudiar su idoneidad.

1:

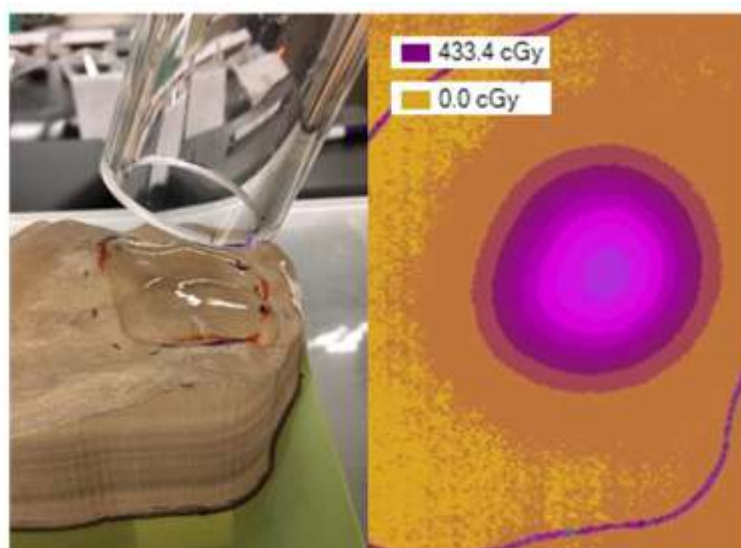


Figura 1. La imagen de la izquierda muestra el montaje experimental donde se aprecia un maniquí de PLA, el depósito de AH, una película radiocrómica y el aplicador de 30 mm de diámetro del acelerador LIAC HWL. La imagen de la derecha muestra el análisis de la película irradiada.

Figure 740: enter image description here

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 186

EVALUACIÓN DE UN DIODO PIN COMO DETECTOR DE RADIACIÓN

Autores: Manuel Llorente Manso¹ ; Sandra Vilela Serrano¹

¹ Centro Oncológico MD Anderson

Corresponding Author: manuel.llorente@gmail.com

Introducción:

Se presenta la evaluación de un diodo PIN (Vishay, mdelo BYG20J) para su uso como detector de radiación en el campo de la Radioterapia Externa.

Material y métodos:

El detector elegido es un diodo PIN, modelo BYG20J (Vishay) diseñado para uso general en electrónica. Se conecta a un electrómetro modelo Dose1 (Wëllhofer).

El detector se irradia en un acelerador Varian Trilogy TX con fotones de 6MV (y 6MV FFF para la dependencia con la tasa de dosis) a una distancia de 100 cm de la fuente y a 5 cm de profundidad en PMMA. Las medidas se comparan con las obtenidas con otros detectores de uso común en Radioterapia: cámara de ionización tipo Farmer (F65-P) y diodos para medida de fotones y electrones (todos fabricados por Wëllhofer).

Las propiedades a estudiar son la corriente de fondo, sensibilidad, repetibilidad de la lectura, dependencia con la energía (a través de medida de factores de campo del acelerador) y dependencia con la tasa de dosis.

Resultados:

La corriente de fondo es de 7 pC/min para el BYG20J y 10 pC/min para el diodo de fotones.

La sensibilidad del diodo es de 0.24 nC/cGy, frente a los 0.14 de la cámara Farmer, 1 nC/cGy del diodo de fotones y 0.91 del diodo de electrones.

La desviación típica de la medida de 10 disparos es del 0.07%.

La respuesta con la tasa de dosis varía hasta 1% para la energía de 6 FFF entre una tasa de 1400 y 140 UM/min. En el caso del diodo de fotones, es de más del 6%.

Para la medida del factor de campo, las medidas del BYG20J están más cerca de las obtenidas con el diodo de electrones (tomado como referencia) que el resto de detectores. En el campo más pequeño medido, de 1x1 cm, la diferencia del BYG20J con el diodo de electrones es de 1.8%, frente al 2.4% del diodo de fotones.

Discusión y conclusiones

El detector estudiado presenta unas características que lo hacen apto para su uso para dosimetría de haces de radiación en Radioterapia Externa siendo, en algunos aspectos, superior a otros detectores de uso habitual en Radioterapia.

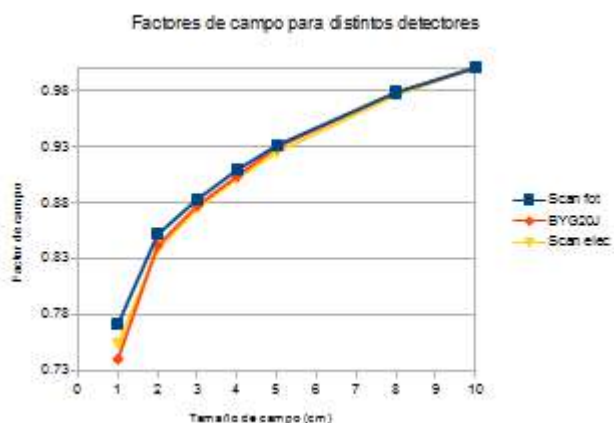


Figure 741: Factores de campo de 6 MV medidos con distintos detectores

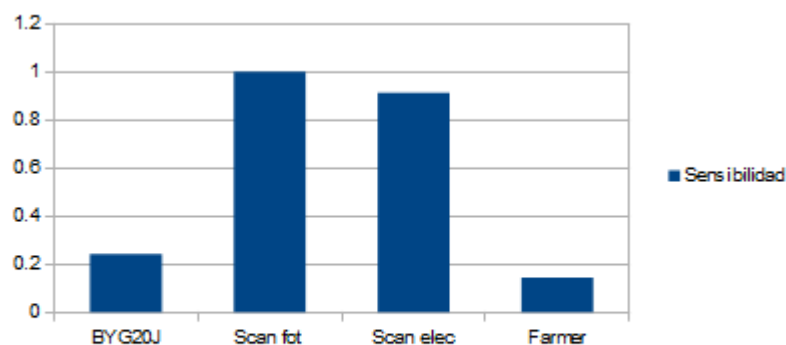


Figure 742: Sensibilidad de diversos detectores

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniquíes. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 210

Interpolación de mínimo gradiente para QA con Octavius Detector 1500

Autores: Néstor Cons Pérez¹ ; Silvia Reigosa Montes¹ ; Manuel Ángel García Pazos¹ ; Ana María Rodríguez Fernández¹ ; Luis Ángel López Losada¹

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Ourense*

Corresponding Author: nestor.cons.perez@sergas.es

INTRODUCCIÓN

El Octavius Detector 1500 (OD1500) tiene sus cámaras distribuidas en un patrón de tablero de ajedrez, permitiendo con una combinación de dos medidas desplazadas entre ellas 5mm, duplicar la resolución. El programa de QA de máquina de PTW no contempla las medidas combinadas y el trazado de los perfiles inplane y crossplane se realiza directamente sobre las cámaras del perfil (resolución de 10mm). La distribución de cámaras permite extraer información valiosa de las cámaras contiguas para trazar perfiles con resolución de 5mm.

Creamos un software para obtener perfiles con resolución de 5mm: bien aprovechando la medida combinada o mediante interpolación de datos en las medidas simples. La matriz de dosis se muestrea con una resolución de 5mm (53x53 píxeles) incorporando como consecuencia elementos sin lectura (NaN). En estos puntos se interpola la lectura de las cámaras adyacentes. Se evalúan dos métodos de interpolación: promedio de los 4 vecinos más próximos (int4) y la interpolación en la dirección de menor gradiente (int2). Ambos métodos se compararán con los perfiles que proporciona Multi-checkQA y los de la medida combinada.

MATERIAL Y MÉTODOS

Irradiación con fotones de 6MV de campos cuadrados de tamaños: 10, 15 y 20 cm. El plano de las cámaras se sitúa en el isocentro a 5cm de profundidad (SSD=95cm).

Creación de un código con Matlab para: lectura de ficheros .xcc de Verisoft, implementar las interpolaciones descritas obteniendo una distribución 2D (nunca se modifican los valores de las cámaras con lectura, sólo los elementos NaN de la matriz), fusión de la medida combinada y trazado de perfiles inplane y crossplane en posiciones arbitrarias.

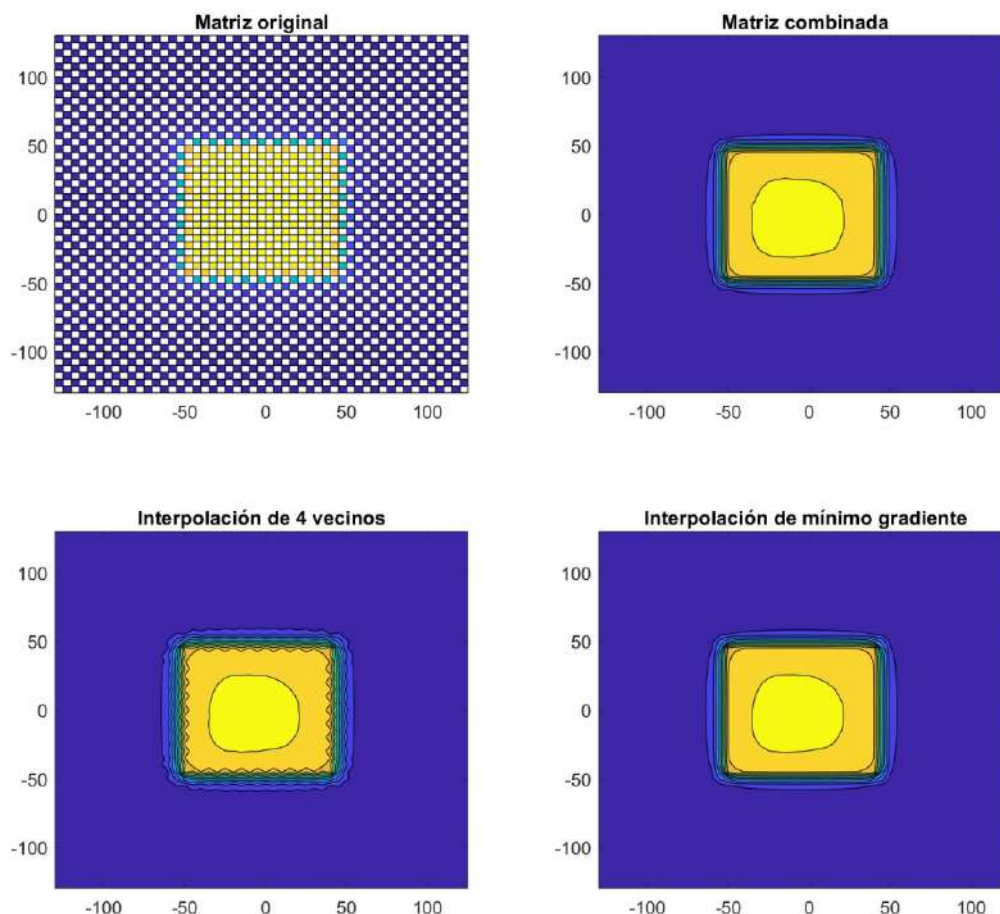


Figure 743: Distribuciones 2D de dosis medidas (arriba) e interpoladas (abajo). En int4 se observan artefactos claros en el borde del campo en forma de dientes de sierra. La interpolación de mínimo gradiente (int2) es muy similar a la medida combinada. Aplicable al resto de campos estudiados

El análisis se limita a los perfiles en el origen mediante el propio software de PTW (Data Analyze) y el protocolo que empleamos habitualmente (Varian).

RESULTADOS

El método int2 (mínimo gradiente) proporciona unos resultados excelentes, casi idénticos a la medida combinada.

Se obtienen valores muy similares de tamaño de campo pero grandes diferencias en las penumbras en los perfiles en los campos de 10 y 20, no así en el de 15 (debido a la posición de la mordaza respecto del muestreo espacial del detector). Para campos pequeños también en el valor de la planitud y simetría, en los que la región aplanada puede entrar en la penumbra ensanchada por la pérdida de resolución (10x10, Fig2).

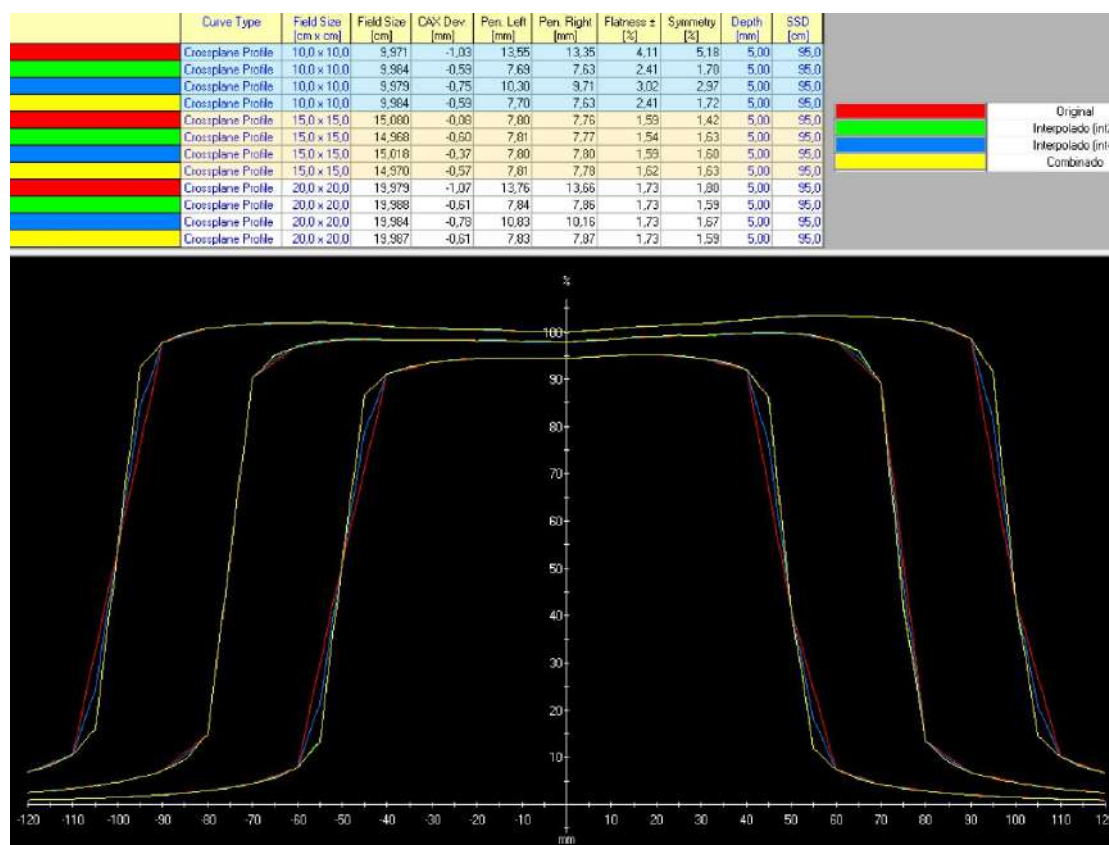


Figure 744: Perfiles crossplane

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los resultados son aplicables a campos cuadrados, y no se esperan beneficios en los perfiles diagonales.

La interpolación en la dirección de menor gradiente produce, para campos cuadrados, una distribución de dosis 2D muy similar a la combinada (que aquí es nuestro gold standard) con el ahorro de una medida. La interpolación a los cuatro vecinos más próximos provoca claros artefactos en los bordes del campo.

Pósteres Medida de la radiación: Detectores y maniquíes. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo. / 212

Método y evaluación de la variación dosimétrica con el giro del brazo mediante película radiocrómica.

Autores: Jorge Martín Rodríguez¹ ; José Macías Jaén¹ ; Antonio Ureña Llinares¹

¹ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen de la Macarena (Sevilla)

Corresponding Author: jorge.martin.rodriguez.sspa@juntadeandalucia.es

Introducción

Los aceleradores clínicos en radioterapia por imperativo legal deben seguir los criterios de control de calidad establecidos en el Real Decreto 1566/1998, del 17 de julio.

El estudio de la diferencia de dosis en función del giro del brazo es uno de los elementos a evaluar. Nuestro trabajo consiste en mostrar un método simple para estudiar la dependencia de la distribución de dosis con el giro del brazo en dos aceleradores: Siemens Oncor y Elekta Versa.

Material y Métodos

Se emplean como detector películas radiocrómicas gafchromicTM EBT3 junto con el maniquí I'MRT de IBA y láminas de agua sólida RW3 de PTW.

El maniquí está formado por dieciséis láminas de agua sólida de espesor 1cm y superficie 18x18cm², dos de estas láminas poseen una pequeña cavidad que permite alojar un recorte cuadrado de película radiocrómica de tamaño 15x15cm².

Para estudiar la dosimetría con película empleamos un escáner EPSON EXPRESSION 10000XL y software de análisis JGamma®.

Para el análisis dosimétrico de las películas aplicamos una corrección por falta de homogeneidad del conjunto escáner-película, linealización dosimétrica y posteriormente filtro multicanal.

En el proceso de digitalización se aplica un filtro de mediana de 3x3 pixel² y las tres correcciones citadas anteriormente para obtener la matriz dosimétrica asociada a cada película.

Para la linealización de cada película, se recortan dos trozos de 4x6cm². Se utilizó la energía de 6MV y el maniquí de láminas de agua sólida. Uno de ellos no se irradia para utilizarlo como velo y otro se irradia a una dosis conocida en condiciones recomendadas en el TRS398. Para estudiar la dependencia con el giro del brazo, se introduce, para cada ángulo, una película en el maniquí I'MRT en un plano perpendicular al eje del haz. Se utilizó la configuración DFS=95cm y DFD=100cm, campo 10x10cm², 100UMs y energía 6MV.

Para las demás exposiciones se rota el conjunto maniquí- película solidariamente con el brazo.

Posteriormente se realiza un registro geométrico de las matrices de dosis, utilizando la angulación de 0° como referencia. El criterio gamma utilizado es (3cGy/3mm) para evaluar la diferencia dosimétrica absoluta sin umbral de dosis.

Resultados

En la fig.1 se presenta el análisis gamma de ambos aceleradores para 0° y 90°. El criterio gamma (3cGy/3mm) arroja un 97,68% para Oncor y 99,92% para Versa. En la figura se detalla la estadística y la codificación de color empleada.

Discusión

El criterio gamma permite afirmar la similitud de las superficies dosimétricas obtenidas. En la periferia del campo, se observa el efecto de la penumbra, de igual forma ciertas regiones muestran pequeñas discrepancias debido fundamentalmente al ruido inherente de la película.

Conclusiones

Se ha desarrollado un método simple para la evaluación de la dependencia de la dosis con el giro del brazo, se verifica la dependencia dosimétrica en dos aceleradores de casas comerciales diferentes y se da cumplimiento a la legislación vigente en control de calidad.

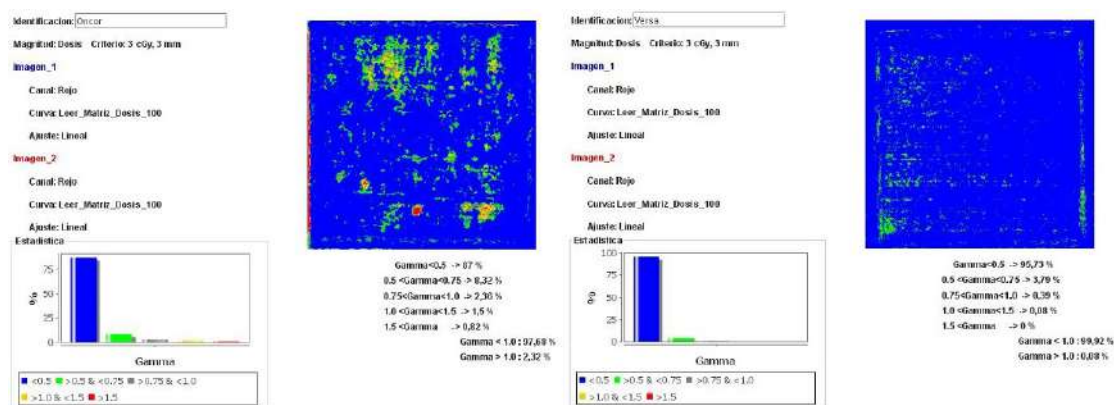


Figure 745: Figura1

Acreditación EARL de un equipo PET/CT Gemini TF

Autores: Aurora Vicedo Gonzalez¹ ; Maria Trinitat García Hernández^{None} ; Domingo Granero Cabañero¹ ; Luis Brualla González¹ ; Joan Roselló Ferrando¹ ; Raúl Sánchez Jurado¹

¹ ERESA-Hospital General Valencia

Corresponding Author: avicedo@eresacom

Introducción: La cuantificación de la imagen PET/CT presenta incertidumbres que dificultan la comparación de estudios entre distintos equipos PET/CT. Entre estas incertidumbres cabe destacar factores técnicos como son la calibración del activímetro, los parámetros de adquisición y reconstrucción de las imágenes, sincronización de relojes.

El programa de acreditación FDG-PET/CT de EARL (EANM-Research-Ltd) es una iniciativa de la Asociación Europea de Medicina Nuclear (EANM) cuyo principal objetivo es estandarizar la metodología de evaluación cuantitativa de los equipos PET/CT entre estudios multicéntricos, reduciendo la inter/intra variabilidad entre los resultados del standardized uptake value (SUV) de distintos centros a través de la estandarización de la adquisición y procesamiento de las imágenes PET/CT.

Material y Métodos: Se lleva a cabo el programa de acreditación FDG-PET/ de EARLs en el equipo PET/CT Gemini-TF de Philips de nuestro servicio y para el algoritmo de reconstrucción de tiempo de vuelo BLOB-OS-TF y tamaño de píxel 4mm utilizado clínicamente. El control de calidad consiste en:

- Trimestralmente se realiza un control de calidad de la calibración del equipo PET/CT que no puede desviarse más de un 10% del valor establecido. Para ello se inserta una dosis de 70MBq de 18F-FDG en un maniquí cilíndrico de 20-30cm de diámetro relleno de agua. Se adquiere un estudio PET/CT de dos camas de 5 minutos cada una. Se realiza la reconstrucción teniendo en cuenta las correcciones de atenuación, dispersión, normalización, decaimiento y tiempo muerto.
- Anualmente se determinan los coeficientes recuperación del valor del SUV para los distintos tamaños de esferas del maniquí de Calidad de imagen de la norma NEMA-UN-2-2007. Las esferas se rellenan con una concentración de 20kBq/ml y el fondo con una concentración de 2kBq/ml (relación señal-fondo 10). El estudio se adquiere y reconstruye con los mismos parámetros que en la prueba de calibración.
- En caso de que los valores obtenidos estuvieran fuera de las tolerancias establecidas se repasa toda la cadena por si hubiera un problema en la calibración de los activímetros, sincronización de los relojes... Si se determina que el problema es de la calibración del equipo PET/CT se llevaría a cabo una nueva calibración del equipo.

Resultados: Nuestro servicio dispone de la acreditación FDG_PET/CT desde noviembre de 2017. Trimestralmente se realiza el control de calidad requerido por la EARL. La cuantificación del SUV se ha mantenido siempre dentro del $\pm 10\%$ del valor establecido. La Figura1 muestra la imagen de los estudios la verificación de los coeficientes de recuperación del SUV. Los valores obtenidos de los coeficientes de recuperación del SUV están dentro de las tolerancias establecidas como puede observarse en la Figura2 que muestra el último control realizado en Agosto de 2018.

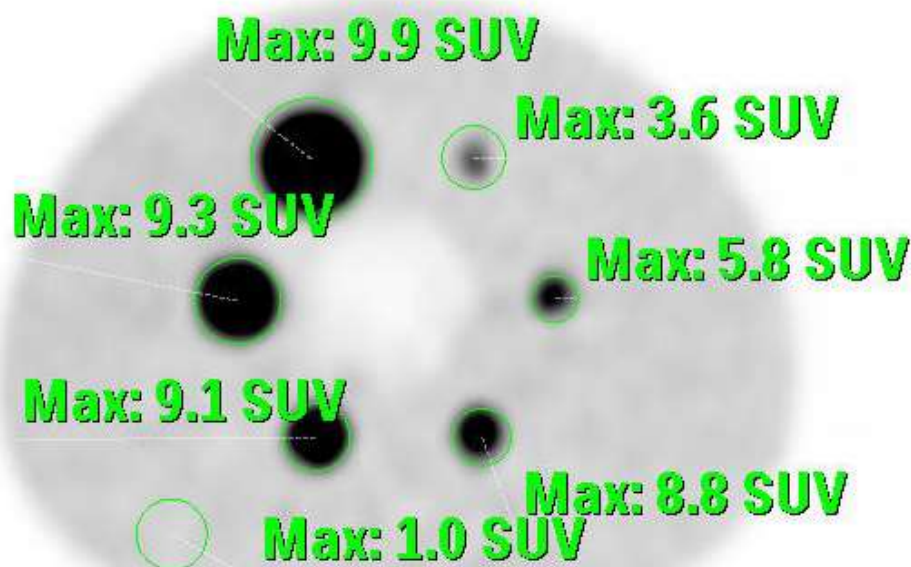


Figura 1: Maniquí de Calidad de imagen de la norma NEMA-UN-2-2007 para valorar los coeficientes de recuperación del SUV (Relación Señal/Fondo 10)

Figure 746: enter image description here

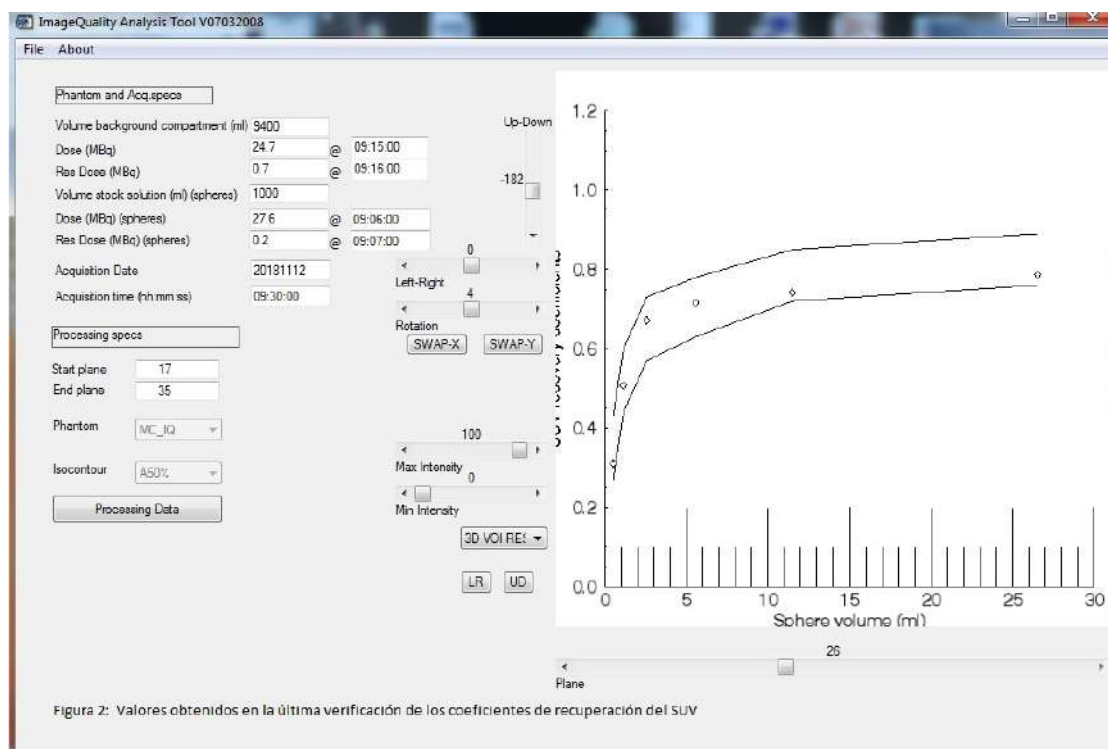


Figura 2: Valores obtenidos en la última verificación de los coeficientes de recuperación del SUV

Figure 747: enter image description here

Conclusiones: El programa de acreditación FDG-PT/CT de EARL proporciona un control de calidad independiente a través de un organismo autorizado, garantizando la precisión y reproducibilidad

requerida en la cuantificación de las imágenes clínicas tanto en la práctica clínica diaria como en los ensayos comparativos en los que intervengan distintos centros o equipos.

Pósteres Medicina Nuclear / 244

Estimación del emborronamiento en imágenes clínicas de PET

Autor: CARLOS HUERGA CABRERIZO¹

Co-autores: Pablo Castro Tejero ² ; Luis Alejo Luque ³ ; Concepción Huertas Martínez ³ ; Carlos Ferrer Gracia ⁴ ; Alba Obesso de Diego ³ ; E Guibelalde

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ

² Hospital Universitario de La Princesa

³ Hospital Universitario La Paz

⁴ H.U. La Paz

Corresponding Author: carlos.huerga@salud.madrid.org

La imagen PET a menudo se describe como borrosa comparada con las imágenes de CT o RMI, sin embargo, en nuestro conocimiento, hay pocos estudios que ponen el foco en la evaluación de la borrosidad en las imágenes clínicas.

El emborronamiento es una consecuencia de la falta de resolución de la imagen. Su evaluación pasa por la determinación de la función de transferencia de modulación que describe como responde un sistema a las distintas frecuencias espaciales. Sin embargo, debido a las condiciones introducidas en los algoritmos de reconstrucción, al movimiento de órganos y otros factores dependientes de la adquisición, la resolución medida en laboratorio es diferente de la resolución final en la imagen clínica

En este trabajo se describe un procedimiento práctico para la estimación del emborronamiento global de la imagen basado en el análisis del borde de los objetos de captación.

Este índice de emborronamiento se obtiene a partir de medidas del ancho a mitad de altura (*fwhm*) de la respuesta del borde al operador derivada gaussiana direccional de primer orden (ver Figura). El promedio de los *fwhm* de todos los bordes encontrados es un buen estimador de este emborronamiento.

Se consideran dos tipos de bordes: bordes degradados por filtrado gaussiano y también se realiza una estimación del emborronamiento producido por movimiento.

La verificación del procedimiento se realiza en diferentes entornos radiactivos variando la relación señal/fondo y aplicando un conjunto de filtros gaussianos con *fwhm* de 3 mm a 9 mm. Asimismo, para considerar la degradación debida al movimiento, se utiliza una plataforma móvil que induce un movimiento armónico simple de diferentes amplitudes desde 3 mm a 15 mm.

Los resultados muestran que el procedimiento propuesto es capaz de distinguir el emborronamiento inducido, ya sea debido a la filtración o al movimiento aplicado. El método es robusto en la selección de parámetros y se puede aplicar a imágenes clínicas. También es posible proporcionar información sobre la dirección y la magnitud del movimiento a partir de los datos recopilados en cada ángulo. Se dan algunos ejemplos de utilidad.

Más detalles se pueden encontrar en: Carlos Huerga et al 2018 Biomed. Phys. Eng. Express <https://doi.org/10.1088/2057-1976/aaf681>

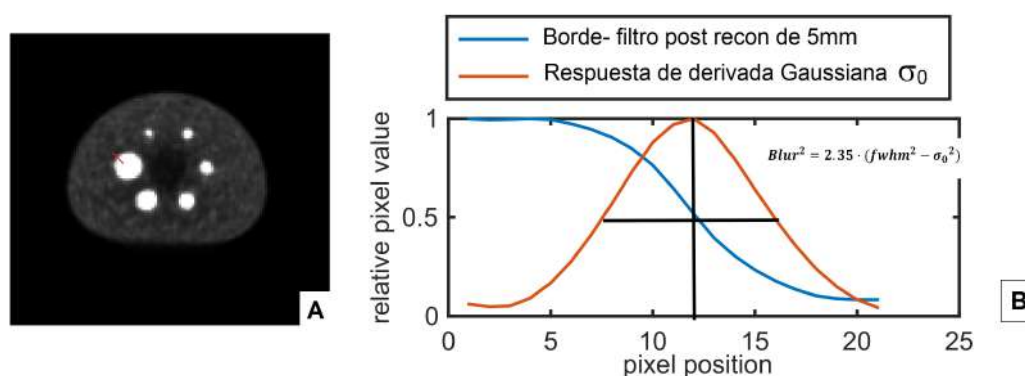


Figure 748: En A se muestra una imagen de maniquí (con relación esfera-fondo 5:1) aplicado filtro Gaussiano post-reconstrucción de fwhm=5mm. En B la respuesta de ese borde en la dirección del Gradiente de operador derivada Gaussiana un borde.

Pósteres Medicina Nuclear / 572

Relación entre dosis absorbida y supervivencia libre de progresión en radioembolizaciones hepáticas con microesferas de Y90

Autores: Alba Obesso de Diego¹ ; Laura García Zughby²

Co-autores: José Bayón² ; Ana Morcillo García² ; Rafael Plaza Aparicio²

¹ Looking for internet

² Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: albaobesso@gmail.com

Introducción: El hepatocarcinoma representa uno de los tumores más comunes en todo el mundo, con una supervivencia a los 5 años menor del 5%, si no se realiza ningún tratamiento. Uno de los tratamientos para los pacientes con tumores hepáticos no candidatos a la cirugía y que no pueden ser tratados con técnicas ablativas (radiofrecuencia o la inyección de etanol) es la radioembolización. Consiste en la administración de microesferas de Y-90 a través de la arteria hepática. Este tratamiento ha mejorado la supervivencia media de los pacientes de entre un 2.6 a un 4.7 respecto a controles históricos. En este trabajo se analizará si existe relación entre la estimación de dosis depositada por las microesferas en el hígado y la supervivencia libre de progresión (PFS) de 25 pacientes de cáncer hepático tratados en el Hospital Universitario la Paz.

Materiales y métodos: La planificación del tratamiento consiste en administrar a través de la arteria hepática 5 mCi de MAA marcados con Tc-99m, aproximadamente 30 min después se le realiza una imagen SPECT-CT (GE Infinia Hawkeye), a partir de estas imágenes calculamos el shunt y estimamos la relación TN. Introduciendo el shunt, el TN, la altura, el peso, el volumen hepático y del tumor en una hoja de cálculo facilitada por la empresa SIRTEX, se calcula la actividad necesaria de Itrio y una estimación de dosis que recibirá el hígado cuando se realice la radioembolización. Para el cálculo emplea el método de superficie corporal BSA combinado con el modelo de partición. Actualmente se cuenta con la medida de dosis y supervivencia libre de progresión de 10 pacientes con cáncer hepático que han sido tratados desde el 2013 al 2016 (3 tratamientos bilobares, 6 del lóbulo derecho y 1 del lóbulo izquierdo).

Resultados preliminares: La dosis media en tumor y parénquima del lóbulo derecho es 127.6 Gy y 33.15 Gy y del lóbulo izquierdo 170.1 Gy y 51.5 Gy. La PFS media es de aproximadamente 13 meses.

Discusión: Tres de los pacientes tuvieron una respuesta completa al tratamiento sin embargo, existe gran variabilidad entre las dosis recibidas por cada uno de ellos. Dos de ellos tenían tumor en ambos lóbulos pero fueron intervenidos por separado y tratados en 2 sesiones cada uno de los lóbulos. Con los resultados preliminares no es posible relacionar dosis absorbida con la supervivencia libre de progresión debido al reducido número de pacientes de la muestra, sin embargo, actualmente se están analizando los datos de otros 15 pacientes con carcinoma hepático. Para una dosimetría más exacta sería necesario evaluar las imágenes bremsstrahlung que se realizan después de la radioembolización para verificar el posicionamiento del Itrio.

Pósteres Medicina Nuclear / 643

ANÁLISIS DE LA DOSIMETRÍA DE PACIENTES CON CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES MEDIANTE MEDIDAS DE TASA DE DOSIS EXTERNA

Autores: Nerea López Martín¹ ; María Isabel Portillo Gálvez¹ ; María Perucha Ortega¹ ; FLORENCIO JAVIER LUIS SIMON²

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

² Hospital Virgen del Rocío

Corresponding Author: nerealopez16@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Para la dosimetría individualizada de pacientes con cáncer diferenciado de tiroides mediante medidas de tasa de dosis externa, el protocolo de la SEFM propone 5 medidas: días 0, 1, 2, 3 y 7, después de la administración del ¹³¹I. En nuestro hospital se plantea no medir el día 3 ya que, normalmente, el paciente puede ser dado de alta pasadas 48 horas. Al séptimo día el paciente vuelve al hospital a hacerse un rastreo, por lo que esta medida no plantea problema. En este trabajo se pretende analizar el aumento de incertidumbre en la dosimetría que podría producir no disponer de la medida del día 3. Nos centraremos en el procedimiento de estimación de la dosis absorbida en Médula Roja sin medidas en sangre.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha realizado dosimetría individualizada a un total de 147 pacientes (31 hombres y 116 mujeres) tratados durante el año 2018. La edad de los pacientes está comprendida entre 19 y 76 años. Se realizan medidas de tasa de dosis externa a 0,5m y a 1m de distancia del paciente, con un detector Victoreen debidamente calibrado. Se realiza un total de 4 medidas: después de la administración del radiofármaco (día 0), pasado un día, pasados 2 días y a los 7 días. Las medidas a 1m se utilizan para reconstruir la biocinética del tratamiento mediante un ajuste biexponencial, donde se obtienen λ_{rc} y λ_{ti} que representan las constantes de desintegración rápida (resto del cuerpo) y lenta (tiroides), respectivamente, según el protocolo de la SEFM. Las medidas a 0,5 m se realizan para utilizarlas en el ajuste en el caso de que las medidas del séptimo día a 1m fueran del orden del fondo del detector.

Para calcular la dosis en médula roja (D_{MR}), además de la actividad administrada y la masa corporal, se necesita el parámetro λ_{rc} . Analizamos la diferencia entre los valores de λ_{rc} que obtenemos y aquellos encontrados en la literatura.

RESULTADOS

La diferencia del parámetro λ_{rc} , obtenido con nuestro protocolo, respecto al de la literatura es de 4.1% (figura 1). Esto implica una subestimación de la dosis en médula roja alrededor del 5%, mientras

que el parámetro usado para el cálculo de la dosis en médula roja, según el protocolo de la SEFM, supone alrededor de un 30% de la incertidumbre de esta magnitud.

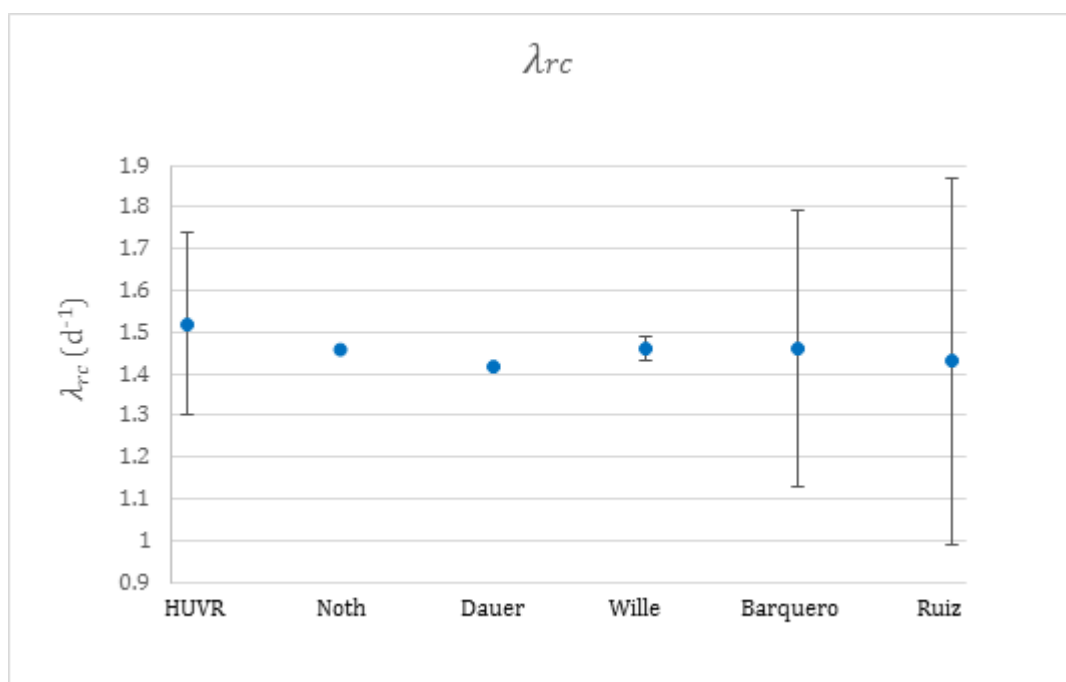


Figure 749: Representación de los valores obtenidos de λ_{rc} por distintos autores.

DISCUSIÓN

Dadas las incertidumbres asociadas al proceso de dosimetría, en cuanto a la actividad administrada, parámetros dosimétricos usados y medidas realizadas, una diferencia de un 4% en el parámetro λ_{rc} según el procedimiento analizado, no implicaría una diferencia significativa de la dosis calculada respecto al propuesto por la SEFM.

CONCLUSIONES

El esquema de medidas propuesto, en el que se prescinde de la medida de las 72 horas, es válido para realizar la dosimetría individualizada de pacientes con CDT sometidos a tratamientos con ^{131}I , aunque con una subestimación no significativa de la dosis absorbida estimada en Médula Roja.

Pósteres Medicina Nuclear / 435

Procedimiento alternativo para el análisis del centro de rotación en gammacámaras tomográficas

Autores: José A. Martín-Viera Cueto¹ ; Félix Navarro Guirado¹ ; Miguel Pérez González²

¹ Hospital Regional Universitario de Málaga

² UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga.

Corresponding Author: jamartinv@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La desviación del centro de rotación (COR) es un parámetro crítico en reconstrucción de SPECT, pudiendo provocar artefactos anulares si ésta supera un píxel. Esta desviación se cuantifica en el procedimiento GTM01 del protocolo de Control de Calidad de instrumentación en Medicina Nuclear 1 usando un montaje con tres fuentes puntuales separadas 10 cm entre sí, de manera que se muestrean unos 20 cm del campo de visión (FOV) de los cabezales.

En este trabajo se propone un método sencillo de evaluación de la desviación de COR usando una fuente lineal para realizar un muestreo más exhaustivo del FOV para detectar problemas de alineación.

Material y métodos

Las proyecciones analizadas se han obtenido en una unidad GE Infinia con colimadores LEHR paralelos usando una fuente lineal de 555 MBq de Tc-99m y 30 cm de longitud. Se usa una matriz de 256 x 256 (que proporciona un tamaño de píxel nominal de 2,210 mm). La fuente se coloca paralela al eje de rotación a unos 10 cm del eje central, y los cabezales paralelos a una distancia de unos 10 cm de la fuente. Se realizan proyecciones de 20 s cada 6° cubriendo un arco de 360° usando ambos cabezales (60 proyecciones por cada cabezal).

Las proyecciones se exportan en forma de fichero DICOM, y se evalúan con un script escrito en python 3.6. Se obtiene un sinograma para cada fila contenida en la imagen del capilar, que se ajusta a una función de tipo $A \sin \varphi + B$ siendo φ el ángulo de proyección sobre el cabezal, de manera que la desviación de COR es $B - (255)/2$.

Resultados y discusión

La figura 1 muestra los resultados del análisis de la desviación del COR a lo largo del eje de rotación. Mientras que el cabezal I se comporta correctamente, el cabezal II muestra una ligera desalineación con una tendencia lineal a lo largo del eje, aunque está dentro de la tolerancia de $\pm 0,5$ píxeles.

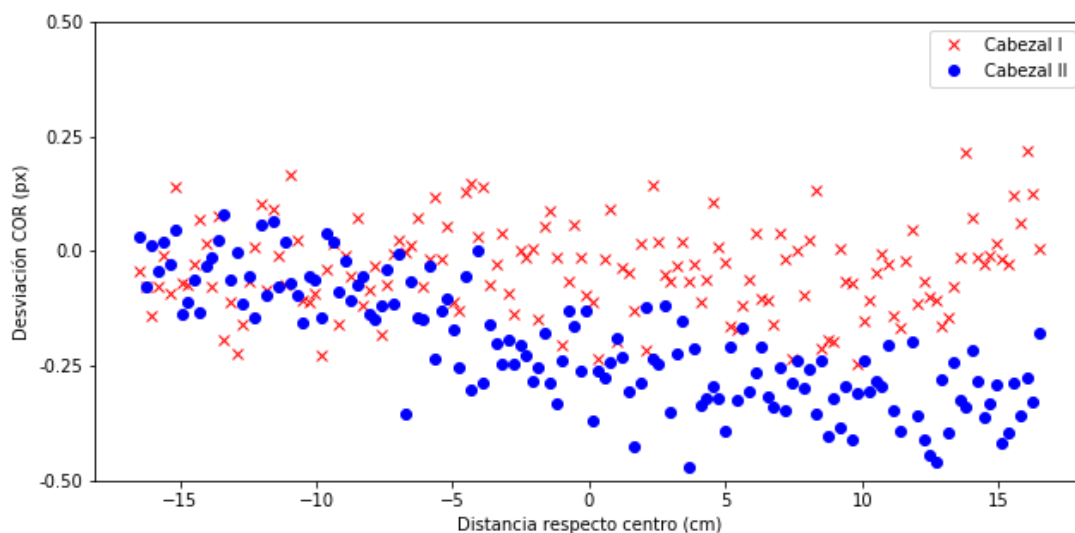


Figure 750: Desviación de COR sobre el eje de rotación de los cabezales

CONCLUSIONES

El procedimiento de evaluación de la desviación de COR con una fuente lineal proporciona información mucho más exhaustiva que la obtenida con el método de las tres fuentes 1, lo que podría

poner de manifiesto problemas en la alineación de los cabezales que pasan desapercibidos usando el procedimiento recomendado.

REFERENCIAS

1 SEFM, SEMNIM, SEPR. Control de Calidad de la Instrumentación de Medicina Nuclear. 2015.

Pósteres Medicina Nuclear / 200

Calibración de una gammacámara para cuantificar actividad en estudios de SPECT/CT de I-131

Autores: Teresa Monserrat Fuertes¹ ; Sergio Suárez González²

Co-autores: Jesús Herrero Rojas¹ ; Diego Bruzos López¹ ; Natalia Montenegro Iglesias¹ ; David Álvarez Llorente¹ ; Miguel A. Peinado Montes¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² Universidad de Oviedo

Corresponding Authors: temonsfmpr@gmail.com,

Introducción

Para hacer cálculos de dosimetría interna a nivel de voxel en radioterapia molecular se debe calibrar con precisión el equipo de SPECT/CT.

El objetivo de este trabajo es establecer los valores de los parámetros de reconstrucción y procesado que optimizan la cuantificación de actividad, y calcular el factor de calibración y las correcciones por tiempo muerto y efecto de volumen parcial (PVE) para estudios con I-131.

Material y métodos

Se ha calibrado una gammacámara Discovery NM/CT 670, de General Electric. Los datos han sido procesados con el software Xeleris TM 3.0 de General Electric, aplicando una reconstrucción iterativa OSEM.

Para la calibración se ha utilizado un maniquí cilíndrico con $V=155 \text{ cm}^3$ y para corregir por PVE, el maniquí NEMA PET con seis esferas de volúmenes 28.7, 11.4, 5.63, 2.52, 1.11 y 0.54 cm^3 , respectivamente.

Previamente se había estudiado el efecto que tenían en la cuantificación las correcciones por radiación dispersa y por respuesta colimador-detector, obteniendo una mayor precisión cuando se introducían estas correcciones en la etapa de reconstrucción.

Se ha estudiado el efecto que tienen en la precisión de la cuantificación:

- El número de subsets (2, 5, 10, 20, 30, 40) y el número de iteraciones (2, 5, 10, 20, 40, 80, 100) seleccionados en la reconstrucción.
- El umbral de actividad de delineado (15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%) de las ROI en el SPECT.

Con los parámetros óptimos obtenidos se han calculado el factor de calibración, la corrección por tiempo muerto y los coeficientes de recuperación que corrigen por PVE para distintos volúmenes.

Resultados

Los valores que optimizan la cuantificación son 10 iteraciones, umbral de 30%. El número de subsets no afecta a la cuantificación.

Los datos obtenidos con estos parámetros para el maniquí de calibración se muestran en la figura 1:

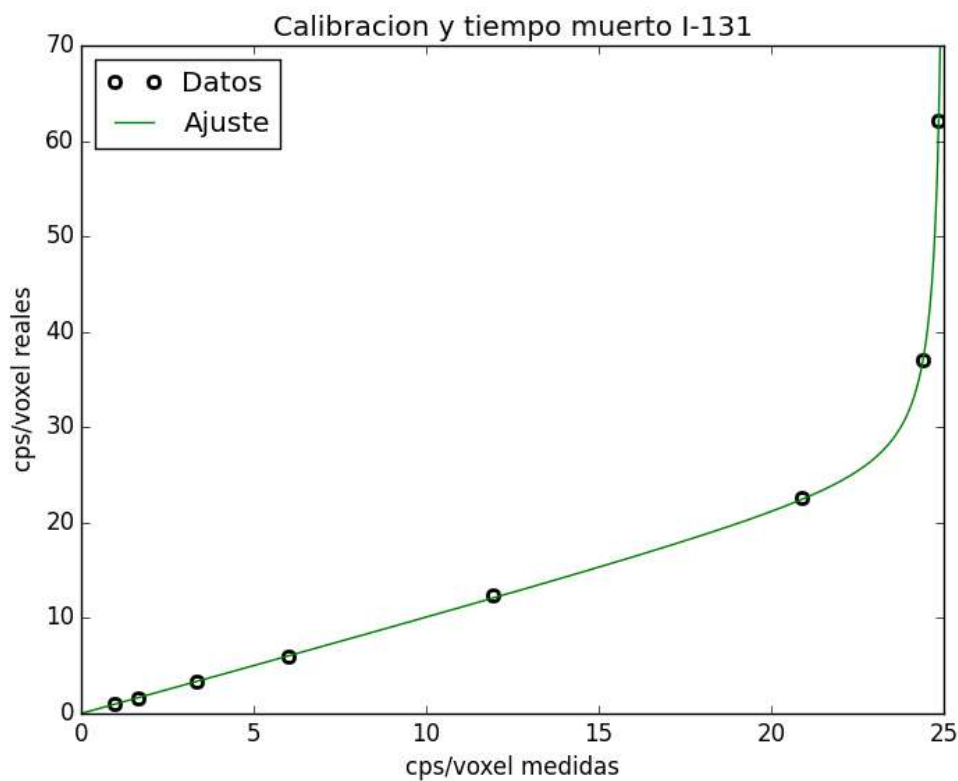


Figure 751: Tasa de cuentas por vóxel reales frente a tasa de cuentas por vóxel medidas. Por encima de 20 cps/voxel se observan pérdidas por tiempo muerto

Los datos se han ajustado a la siguiente ecuación paramétrica: $y = x + \frac{Ax^2}{B+Cx}$
 Obteniendo los parámetros de ajuste: $A = 1.98 \cdot 10^{-2}$; $B = 33.4$; $C = -1.33$
 Los coeficientes de recuperación $RC = \frac{V_{real}}{V_{medido}}$ se muestran en la figura 2:

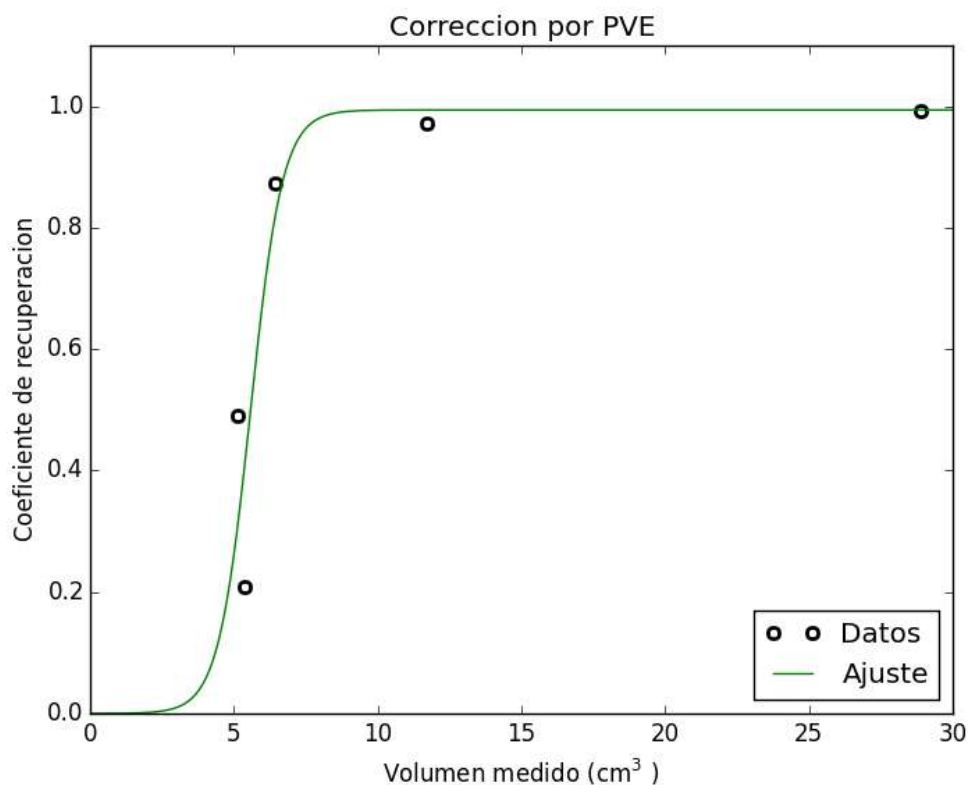


Figure 752: Coeficientes de recuperación para distintos volúmenes de ROI

Los datos se han ajustado a la siguiente ecuación paramétrica: $y = \frac{A}{1+B \cdot e^{Cx}}$
 Obteniendo los parámetros de ajuste: $A = 9.94 \cdot 10^{-1}$; $B = 2.18 \cdot 10^4$; $C = -1.79$

Discusión

Para poder aplicar el factor de calibración obtenido, la tasa de cuentas por vóxel en el estudio clínico debe ser inferior a 25. En caso contrario, hay que repetir la adquisición cuando el isótopo haya decaído lo suficiente.

La esfera de 0.54 cm^3 presentaba un nivel de cuentas equivalente al fondo. Este hecho puede ser debido a que el volumen real es demasiado pequeño para la resolución de la gammacámara, o a que la concentración de actividad en las seis esferas no era perfectamente homogénea. Por este motivo esta esfera no se ha tenido en cuenta para el ajuste.

Conclusiones

El método descrito permite calibrar un SPECT/CT para poder cuantificar actividad a nivel de vóxel y así estimar dosis absorbidas en tratamientos de radioterapia molecular. El procedimiento es igualmente válido para cualquier otro radioisótopo.

Pósteres Medicina Nuclear / 334

CUANTIFICACIÓN DE CALIDAD DE IMAGEN GLOBAL EN SPECT Y PET CON MANIQUÍ JASZCZAK Y DESARROLLO DE UNA MACRO IMAGEJ PARA SU MEDIDA

Autor: Alejandro Prado Barragán¹

Co-autores: Luis Carlos Martínez Gómez²; María José Rot San Juan²; Francisco Rafael Lozano Martínez²; Mario Leonor Yuste³; Marta Manzano Rodríguez³; Rosa Gilarranz Moreno⁴

¹ H.U. HM Sanchinarro

² Hospital Universitario 12 de Octubre

³ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre

⁴ Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H. U. 12 de Octubre

Corresponding Author: alejandropb_@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

Se propone un análisis cuantitativo de la imagen SPECT y PET de un maniquí Jaszczak con esferas frías, obtenida en las pruebas GTM04-Funcionamiento total y PET11-Calidad de Imagen Rutinaria, del Protocolo Español de Control de Calidad en Medicina Nuclear (v2011), y se presenta una macro desarrollada en imageJ para su automatización.

MATERIALES Y MÉTODO

Para el desarrollo de la macro imageJ (v1.50i) se emplearon imágenes DICOM de un maniquí Jaszczak con esferas frías tomadas de acuerdo a GTM04 y PET11 en un SPECT/CT Optima 640 MN (GE) y en un PET/CT Biograph 6 TruePoint (Siemens). El maniquí contiene: región uniforme, cilindros fríos (6 sectores, diámetros 12.7, 11.1, 9.8, 7.9, 6.4 y 4.8 mm) y esferas frías (diámetros 31.8, 25.4, 19.1, 15.9, 12.7 y 9.5 mm). Cuando se ejecuta la macro, se pide al operador seleccionar un corte centrado en cada región. En el corte uniforme se crea una ROI circular de diámetro igual al del maniquí y que el operador debe centrar. En este corte se crean tres ROIs: centro del maniquí (blanco), aire (negro) e interfaz maniquí-aire (blanco-negro) y se obtienen sus medias y desviaciones típicas: μ_b , σ_b , μ_n , σ_n , μ_{bn} , σ_{bn} . Se calcula el ruido como $\sigma_r^2 = 1/2(\sigma_b^2 + \sigma_n^2)$. Para la uniformidad, la macro crea una ROI con diámetro 2 cm inferior al del maniquí y centrada. Extrae máximo (M) y mínimo (m) y calcula la uniformidad $U = (M - m)/(M + m)$. En el corte de cilindros la macro pide dibujar una ROI triangular en el sector con mayor diámetro. Ésta se traslada automáticamente a los cinco sectores restantes. Se obtienen las desviaciones típicas $\sigma_{c,i}$ para cada sector y el valor $FTC_i = \sqrt{\sigma_{c,i}^2 - \sigma_r^2}/\sigma_{bn}$ como función de transferencia de contraste. Para SPECT el último sector no es visible nunca y se toma $\sigma_r = \sigma_{c,6}$. En el corte de esferas se generan ROIs circulares con diámetro igual a su diámetro nominal. El operador coloca la ROI de mayor diámetro y el programa crea las restantes. Para cada una se calcula la media $\mu_{e,i}$ y el valor $RCR = (\mu_{e,i} - \mu_b)/\sigma_b$ como relación contraste-ruido. Se normalizan los valores al valor obtenido para la esfera mayor. Todas las magnitudes calculadas y las gráficas se exportan a un fichero.

RESULTADOS

La figura 1 muestra capturas de pantalla correspondientes al análisis de uniformidad, FTC y RCR. El análisis completo se realiza en unos 30 segundos. La figura 2 muestra gráficas RCR y FTC para SPECT y PET.

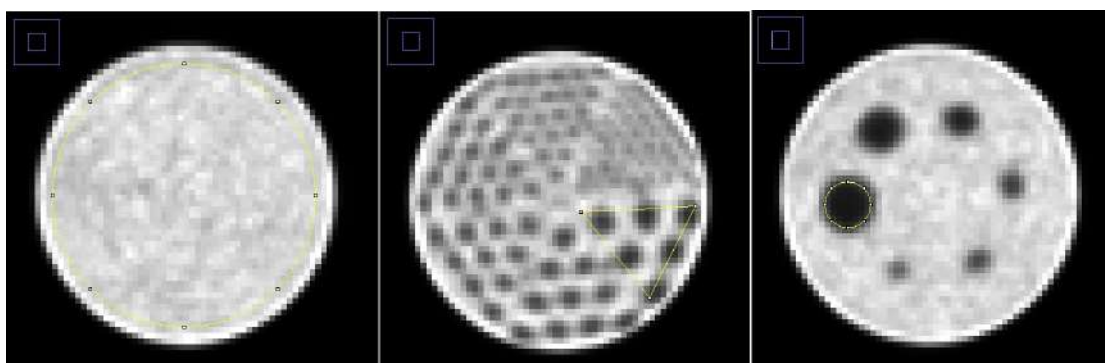


Figure 753: Capturas de pantalla

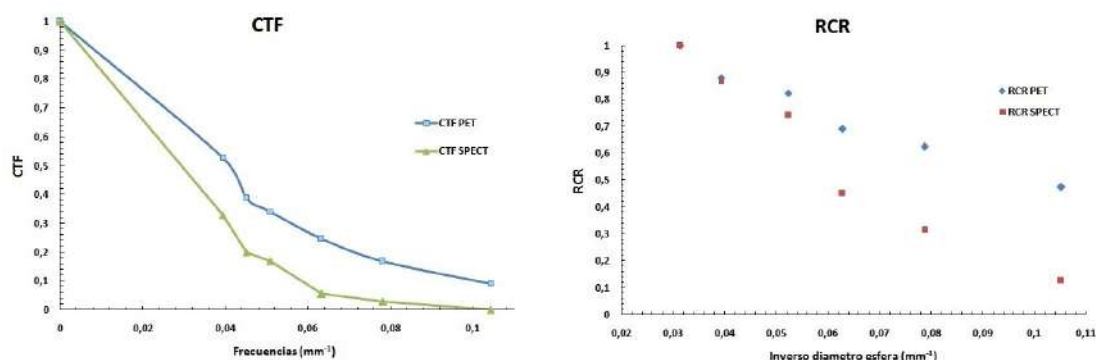


Figure 754: Resultados FTC y RCR

DISCUSIÓN

Se aprecia cómo las magnitudes calculadas son sensibles a la calidad de imagen percibida visualmente, situándose las curvas CTF y RCR correspondientes al PET por encima de las del SPECT.

CONCLUSIONES

El análisis introducido permite una evaluación cuantitativa objetiva de la calidad de imagen global en SPECT y PET y posibilita un mejor seguimiento de su constancia. La creación de una macro de análisis en imageJ permite una rápida evaluación de la calidad de imagen global, no siendo superior a 30 segundos el tiempo de análisis.

Pósteres Medicina Nuclear / 427

Análisis en frecuencias del maniquí de cuadrantes en la prueba de linealidad planar

Autores: José A. Martín-Viera Cueto¹ ; Félix Navarro Guirado¹ ; Salvador García Pareja¹

¹ Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: jamartinv@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Para la evaluación de la linealidad planar de los cabezales de gammacámaras, el protocolo de Control de Calidad de instrumentación en Medicina Nuclear 1 propone un procedimiento basado en la adquisición del maniquí de cuadrantes. Este se evalúa de forma visual (y subjetiva) buscando posibles distorsiones en el patrón de líneas presente en la imagen.

Sin embargo, este procedimiento admite un análisis de frecuencias que proporciona una estimación de parámetros de calidad de imagen de la gammacámara fundamentales, como son el tamaño del campo de visión útil, el tamaño de píxel y medidas de la función de transferencia de dispersión (MTF).

MATERIAL Y MÉTODOS

Las imágenes analizadas se han obtenido en una unidad GE Infinia con colimador LEHR usando una fuente plana de Co-57 y un maniquí de cuadrantes con separaciones de 3,18 mm, 3,97 mm, 4,77 mm y 6,35 mm. Se usa una matriz de 1024 x 1024 (que proporciona un tamaño nominal de píxel cuadrado de 0,552 mm).

Se obtiene la transformada de Fourier (TF) de la imagen, sobre la que se realiza una búsqueda automática de máximos locales desestimando el central. El tamaño de píxel efectivo se calcula según

$T_i = Np_i/fp_i$, donde Np_i es la posición del máximo i-ésimo en la TF y fp_i la frecuencia correspondiente en el maniquí de cuadrantes.

Por otro lado, la TF de una distribución rectangular tiene forma de función *sinc*, lo que permite estimar el tamaño del campo de visión efectivo a partir de la regresión del máximo central de la TF correspondiente a bajas frecuencias.

Por último, se puede calcular algunos valores de la MTF del cabezal a partir de la altura de los picos correspondientes a cada cuadrante 2. Suponiendo una MTF gaussiana, se puede reconstruir toda la función a partir de dichos valores.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La tabla I muestra los valores estimados a partir del análisis en frecuencias de la imagen.

Tamaño de píxel estimado	0,554 mm (+ 0,2%)			
FOV	554 mm x 364 mm			
Frecuencia (lin/mm)	0,16	0,21	0,25	0,31
MTF	65,2%	44,7%	34,8%	17,0%

Figure 755: Tabla I

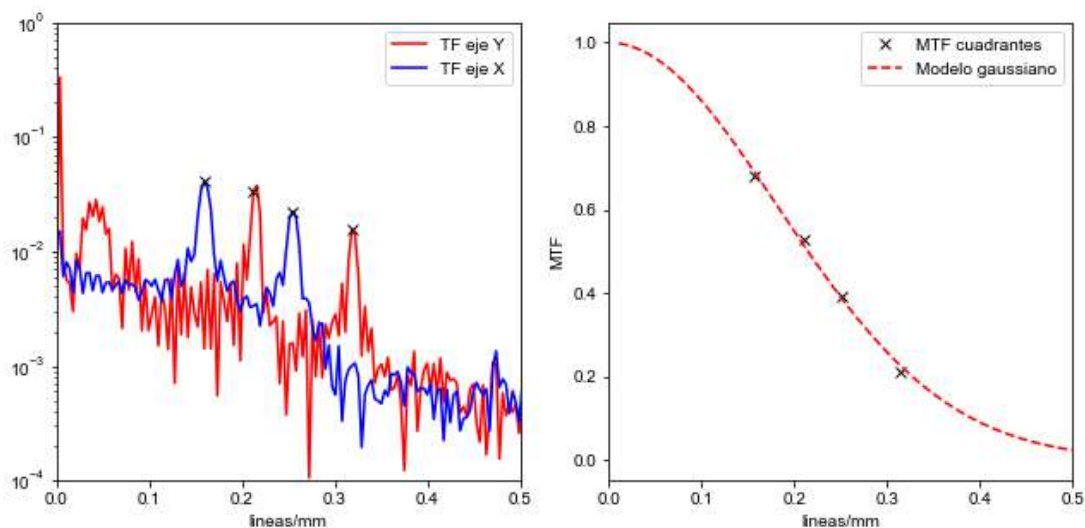


Figure 756: Ejes principales de la transformada de Fourier y MTF.

CONCLUSIONES

El análisis de frecuencias del patrón de cuadrantes es una potente herramienta que proporciona una estimación rápida y precisa de parámetros clave en la calidad de imagen de las gammacámaras. Un análisis de este tipo puede sustituir o complementar varias pruebas del protocolo de control de calidad, al menos como pruebas de constancia de dichos parámetros.

REFERENCIAS

- 1 SEFM, SEMNIM, SEPR. Control de Calidad de la Instrumentación de Medicina Nuclear. 2015.
- 2 A. González López et Al., "Technical Note: An oversampling procedure to calculate the MTF of an imaging system from a bar-pattern image", Med. Phys. 43 (10), 2016. DOI: 10.1118/1.4963211

Pósteres Medicina Nuclear / 404

Dosimetría por imagen en tratamientos de terapia metabólica con Lu-177: Experiencia inicial

Autores: Nuria Carrasco Vela¹ ; Irene Torres Espallardo^{None}

Co-autores: Marc Agudelo ; Pilar Bello ; Jose María Chimeno Hernández² ; Consuelo Olivas ; Stefan Prado ; Ana Utrera

¹ *HUiP La Fe*

² *Hospital Universitario y Politécnico La Fe*

Corresponding Author: nuria.carrasco@uv.es

INTRODUCCIÓN

La directiva EURATOM2013/59 recomienda establecer procedimientos adecuados con el fin de realizar la dosimetría interna en tratamientos de terapia metabólica. En el caso del Lutathera los ensayos clínicos evidencian gran variabilidad en la captación por lo que se plantea la necesidad de una dosimetría individualizada.

El Lu-177 tiene un periodo de desintegración de 6.65 días. Se desintegra por emisión de electrones con energía máxima de 497 keV (79.3%) y alcance máximo en agua de 2 mm. También es un emisor de fotones de 113 keV (6.2%) y 208 keV (10.4%), los cuales posibilitan la dosimetría por imagen empleando una gammacámara o SPECT.

El objetivo en la puesta en marcha de la técnica es doble. Por una parte es imprescindible calibrar las gammacámaras, tanto para imágenes planares como SPECT. Por otra parte, es necesario establecer un protocolo de toma de imágenes destinado a los pacientes a partir de las cuales realizar la dosimetría interna requerida.

MATERIALES Y MÉTODOS

De acuerdo con el MIRD Pamphlet No. 26 los colimadores que presentan un mejor compromiso entre sensibilidad y resolución espacial son los de media energía. Por ello aunque en nuestro servicio se dispone de tres SPECT/CT modelo Bright View XCT de Philips, solo se han calibrado las dos con colimadores MEGP.

Las imágenes han sido obtenidas con cada una de los fotopicos pero para este estudio inicial sólo consideramos aquellas correspondientes al pico de 208 keV (también recomendado en el MIRD Pamphlet No. 26).

El factor de calibración F(cps/MBq) de las imágenes planares se calculó utilizando una fuente puntual (Figure 1). Para abordar el SPECT se realizaron imágenes de un maniquí cilíndrico uniforme. Finalmente, con el objetivo de cuantificar los efectos de volumen finito, también se han adquirido imágenes del maniquí NEMA y Jaszczak.

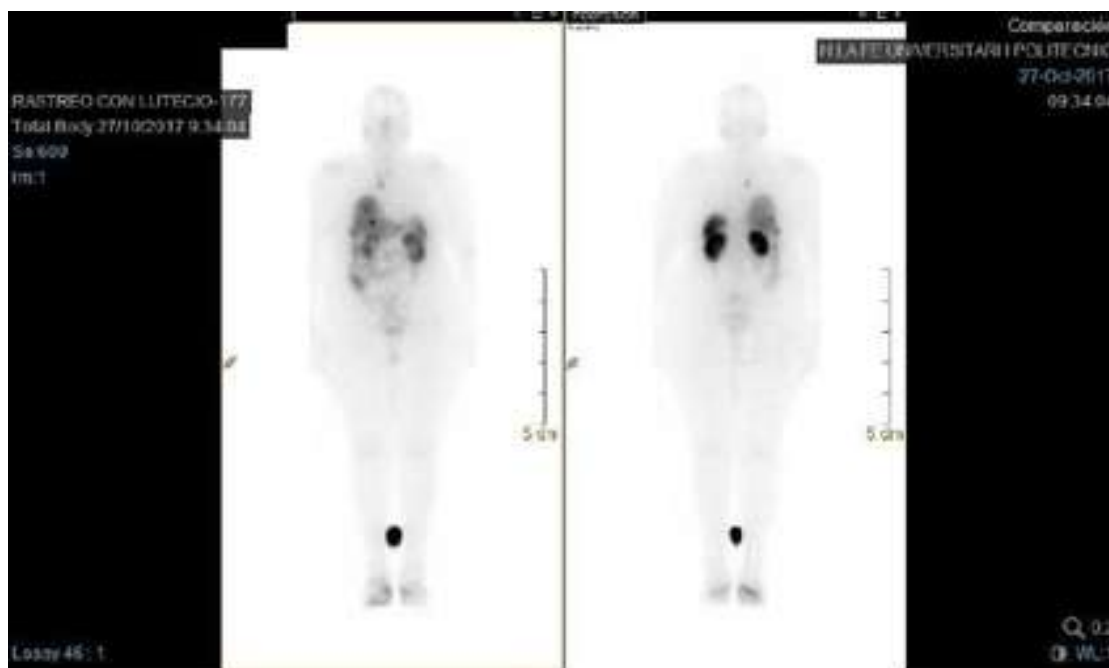


Figure 757:

Por lo que respecta a las imágenes de paciente, nuestro protocolo consiste en realizar imágenes planares el día de la perfusión, el siguiente y de 3 a 5 días después. El SPECT a las 24h se realiza al menos en uno de los ciclos del tratamiento.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la reconstrucción de las imágenes SPECT hemos encontrado diferencias significativas entre los dos SPECT disponibles y el número de iteraciones que todavía se están investigando con los desarrolladores de PHILIPS.

A partir del factor de calibración de las imágenes planares, suponiendo un decaimiento exponencial (Figure 2) calculamos la actividad acumulada. La dosis se calcula a partir de ésta tal y como se explica en el MIRD Pamphlet No. 23.

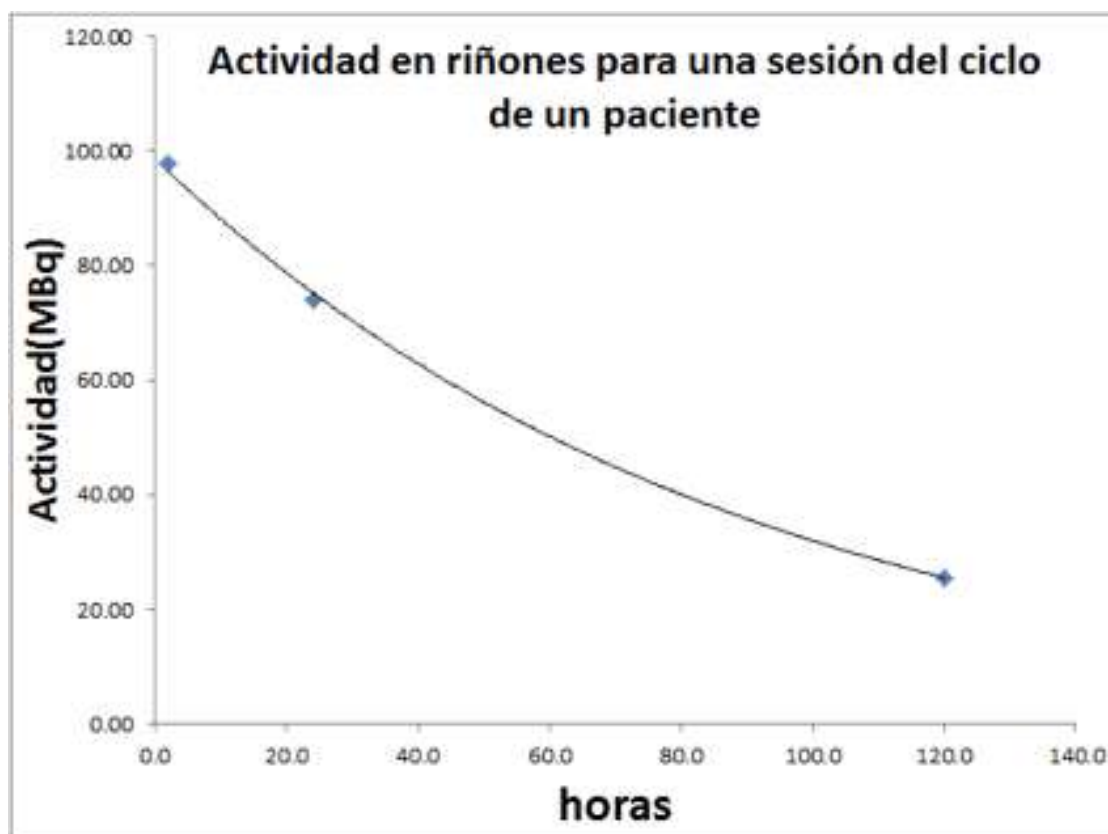


Figure 758:

En un primer acercamiento al problema nos hemos centrado en la dosis en riñones. Los resultados preliminares con cinco pacientes indican dosis en riñones en el intervalo [1.5-3.1] Gy/sesión.

CONCLUSIONES

Nuestra experiencia inicial muestra la potencialidad de la dosimetría individualizada por imagen en tratamientos de Lu-177. Sin embargo, todavía es necesario establecer una calibración reproducible para las imágenes SPECT así como estudiar el impacto del método de reconstrucción, los efectos de volumen finito y un correcto tratamiento de las incertidumbres sistemáticas.

Pósteres Medicina Nuclear / 254

Cuantificación de actividad en la planificación de tratamientos de Y-90

Autores: Mario Martín Veganzones¹ ; Raquel Barquero Sanz²

Co-autores: Claudia Gamazo Laherran² ; Javier Gomez Hidalgo² ; Ricardo Ruano Perez² ; Daniel Martinez³

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: mmartinver@saludcastillayleon.es

Introducción

Conocer la distribución de actividad de Tc-99 en la planificación (PL) con MAA-Tc99m (cuantificación absoluta) es imprescindible para poder establecer el límite del volumen perfundido V_p y del

tumor V_T , predecir la toxicidad en pulmón (LSF) y calcular la actividad terapéutica AY_{90} a perfundir en la radioembolización (RE) con esferas de vidrio de Y-90. Además, V_p se determina en la estación de con la máxima saturación, lo que conlleva subjetividad. Se ha desarrollado un procedimiento independiente para determinar la distribución de actividad y V_p utilizando el software ImageJ (1) sobre la imagen reconstruida SPECT-CT adquirida el día de la planificación.

Material y métodos

Se incluyen los datos de 15 PL de 12 pacientes. El proceso es:

Medir en el activímetro la dosis a administrar ($\sim 296\text{MBq}$) y después de la administración descontar el resto que queda en la jeringa, WF.

Realizar una adquisición centrada en el tumor SPECT/CT para cada PL con una Gammacamara dual Siemens SYMBIA T2 colimador LEHR(GC) reconstruyendo todas las imágenes recogidas por los 2 detectores en una rotación de 32 ángulos con un tiempo por imagen de 30s, matriz de 128×128 y voxel de 0.47953cm^3 , ventana de energía del 15% centrada en 140 keV corrigiendo dispersión según MIRD21.(2)

Reconstruir en la consola de proceso obteniendo la imagen ($SPECT_{recon}$) con el protocolo que incluye la corrección de atenuación con el CT.

El factor de calibración $F_c(\text{cps/MBq})$ se determina mensualmente en imagen planar(3) siguiendo el protocolo nacional de control de calidad en MN

El número total de cuentas de todos los cortes reconstruidos dividido por el tiempo de adquisición total estima la tasa de cuentas total $\dot{c}$ que dividiendo por F_c determina la actividad total perfundida A_{SPECT} en los cortes reconstruidos. Este valor se compara con la medida de actividad en el activímetro $A_{ACTIVIMETRO}$, corrigiendo por decaimiento según los diferentes instantes de las medidas.

V_p se obtiene multiplicando la suma del número total de voxels reconstruidos con cuentas por encima del 4% del máximo por voxel. El umbral del 4% se obtiene previamente en una adquisición con maniquí.

AY_{90} se determina según la ecuación recomendada por BTG (4) que libera 120 Gy en el V_p :

$$A_{Y90}(GBq) = \frac{120(Gy) \times m(kg)}{50 \times (1 - LSF) \times (1 - WF)}$$

m se determina como $(V_p (\text{cm}^3) \times 1.03)/1000$, siendo 1.03 la densidad (g/cm^3).

Resultados y discusión

La comprobación (fig1) $A_{SPECT} \sim A_{ACTIVIMETRO}$ asegura la ausencia de otros shunts posibles que complicarían el tratamiento.

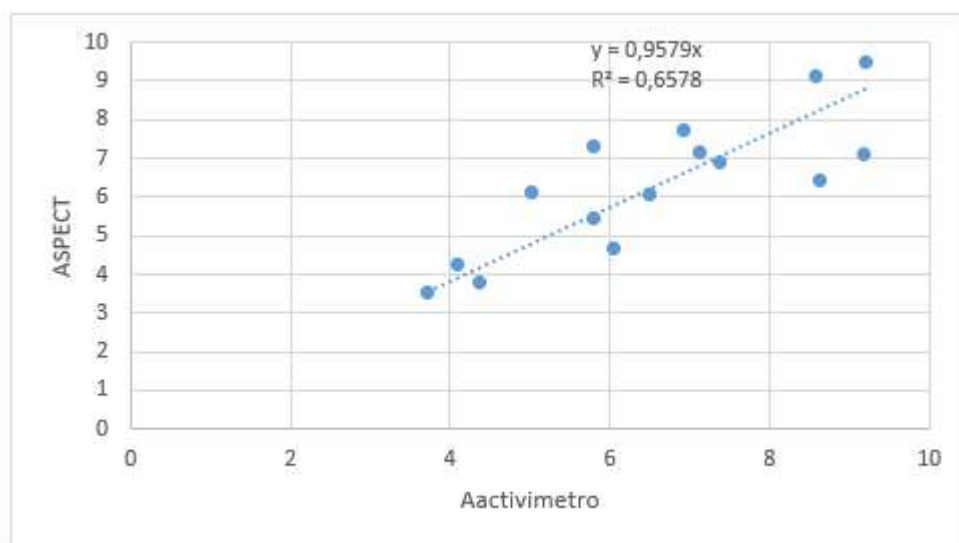


Figure 759:

V_p obtenido con el umbral del 4% en la imagen se correlaciona bien (fig2) con el estimado en la consola SIEMENS (máxima saturación).

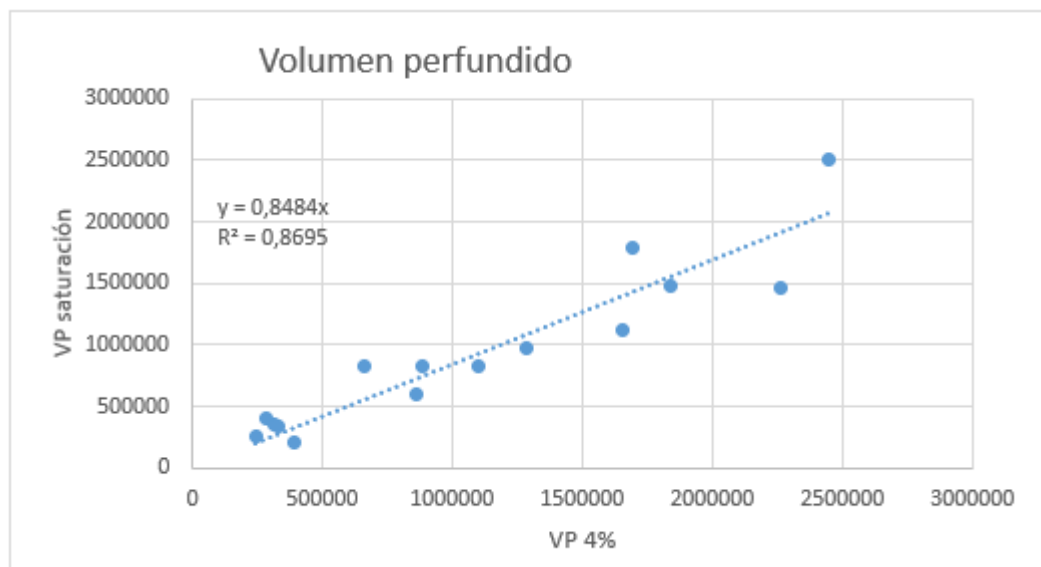


Figure 760:

Las actividades administradas de Y-90 se presentan como (promedio $\pm$ 1SD) y (rango): (2.68 $\pm$ 1.84) GBq y (0.60-6.05) GBq.

Conclusiones

Se ha desarrollado un procedimiento para comprobar la actividad en la PL de tratamientos con Y-90 para asegurar la ausencia de shunts no previstos.

Un umbral del 4% respecto al máximo es un buen valor objetivo para el cálculo del volumen perfundido en la futura administración de Y-90.

ref1 ImageJ

ref2 MIR23

ref3 EJNMIPhysics(2018) 5:8 doi.org/10.1186/s40658-018-0208-9

ref4 THERASPEREstraining,Essen 2015

Pósteres Medicina Nuclear / 611

Implantación de la técnica radioactive seed localization (RSL) para el marcaje de lesiones tumorales

Autores: Jorge Martín Rodríguez¹ ; Isidro Alberto Fernández Ruano ¹ ; José Antonio Terrón León¹ ; Teresa Cambil Molina² ; Pablo de la Riva Pérez ² ; Soledad Gómez Benítez³ ; Cristina Paula Fernández Zamora ⁴

¹ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

² Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

³ Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

⁴ Servicio de Ginecología. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

Corresponding Authors: jorge.martin.rodriguez.sspa@juntadeandalucia.es, isidroalberto1985@hotmail.com

Introducción

La técnica de marcaje denominada RSL (Radioactive seed localization), tiene como objetivo marcar

lesiones tumorales previa a su cirugía.

Esta técnica surge como alternativa al uso de arpones al presentar mejor precisión en la localización y mayor comodidad para paciente y cirujano.

El objetivo de este trabajo es presentar la implantación de dicha técnica, las fases y procedimientos establecidos y su aplicación a tumores no palpables de mama.

Material y métodos

La RSL es una técnica multidisciplinar que coordina diferentes servicios: Medicina Nuclear (MN), Radiofísica (RF), Radiodiagnóstico (RX), Cirugía (Cx) y Anatomía Patológica (AP).

El procedimiento se divide en tres etapas:

1. Solicitud, localización e implantación de la semilla:

Para el marcaje se emplean semillas de I-125, modelo IsoSeed® I25.S16, fuera de uso en braquiterapia oftálmica, con actividades entre 40 y 190 μCi .

MN realiza la petición de la semilla para marcaje a RF mediante la hoja diseñada. Esta la selecciona, esteriliza y, el día del implante, la prepara insertada en una aguja espinal de 18 G, taponada con cera quirúrgica ósea.

Guiado por ecografía, se localiza la lesión y se implanta la semilla en la lesión. Se realizan medidas de tasa de dosis mediante el detector de radiación modelo FH40-G-10, en contacto y a un metro. Al paciente se le suministra una hoja con normas de PR e información de la semilla insertada.

2. Localización y extirpación de la lesión:

El paciente regresa para cirugía y se localiza la lesión mediante la semilla empleando una minigammacámara modelo Sentinella 102, señalando su posición mediante marcas externas en piel. Iniciada la intervención se utiliza una sonda Navigator GPSTM para localizar la lesión y que el cirujano la extraiga, junto a la semilla.

3. Recuperación de la semilla:

La pieza quirúrgica se envía a AP donde la semilla se localiza mediante la sonda y recupera por parte de un técnico de RF devolviéndola a la gammateca.

Resultados

Se han tratado 29 pacientes desde 2017. Se presentan los valores promedios, máximos y mínimos de tasa de dosis y dosis estimada en la tabla I. Se ha supuesto, para público, una distancia promedio de 1 m y un tiempo máximo de 8 días. Para el profesional sanitario, 25 cm en la intervención, tiempo de 1 hora y 100 pacientes anuales.

Discusión

La técnica ofrece mayor comodidad del paciente y mejor accesibilidad quirúrgica frente al marcaje con arpón. Alcanza mayor seguridad frente a desplazamientos no deseados y reducción de márgenes positivos, con alto grado de satisfacción de los cirujanos. Las dosis estimadas son inferiores a los límites legales lo que garantiza la seguridad radiológica de la técnica.

Conclusiones

Se ha implantado la técnica RSL y desarrollado normas y protocolos de PR en todas las fases asegurando la protección radiológica de público, pacientes y profesionales.

Las ventajas de la técnica, frente a otras, para paciente y cirujano, en cuanto a comodidad, precisión, libertad en abordaje quirúrgico y cirugía más limitada, la presentan como alternativa eficaz y eficiente en este tipo de procedimientos.

	Promedio	Mínimo	Máximo
Tasa de dosis en contacto ($\mu\text{Sv/h}$)	6.2	1.0	17
Tasa de dosis a 1m ($\mu\text{Sv/h}$)	0.4	0.13	0.8
Dosis público estimada (mSv)	0.08	0.03	0.15
Dosis profesionales estimada (mSv)	0.67	0.2	1.28

Figure 761: Tabla I

Pósteres Medicina Nuclear / 625

Resultados preliminares de dosimetría post-tratamiento de radioembolización hepática con MIM

Autores: Noelia Suarez Alvarez¹ ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Felipe Gomez-Caminero Lopez¹ ; Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Maria Esther Martin Gomez¹ ; Pilar Tamayo Alonso¹ ; Carlos Montes Fuentes¹ ; Pablo L. Gómez Llorente¹

¹ Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

Corresponding Author: noeliasuarez@saludcastillayleon.es

Introducción

La radioembolización hepática (SIRT) mediante la inyección de microesferas de Y90 es un tratamiento novedoso del carcinoma hepático para el que se puede realizar dosimetría personalizada.

En este trabajo se realizará un análisis preliminar de la dosimetría post-tratamiento de 6 pacientes intervenidos en nuestro centro usando el módulo *SurePlan*TM del software comercial MIM.

Material y métodos

Se han recogido resultados para 6 pacientes, considerando exclusivamente la primera fracción de tratamiento para cada uno.

Se han seleccionado TC de diagnóstico con contraste previos a la fecha de simulación y una RM en el caso de uno de los pacientes. El médico nuclear ha contorneado la lesión y el lóbulo a perfundir. El radiofísico se ha ocupado del contorneo de los órganos de riesgo (OARs).

Tras la radioembolización se realiza un PET/TC con protocolo clínico específico. Se ha realizado una reconstrucción iterativa (algoritmo OSEM3D con 1 iteración y 21 subconjuntos) con corrección por PSF, TOF y atenuación.

Los contornos del CT diagnóstico se deforman al CT del PET realizando primero una alineación rígida de ambos y posteriormente un registro deformable sobre el que delimita los contornos.

El módulo *SurePlan* dispone de dos modelos de cálculo de dosis:

- Voxel S-Value (VSV). Basado en la guía MIRD 17. Usa un kernel de 3x3x3mm que aplica a la imagen PET. Los valores S contenidos en el kernel han sido calculados por MonteCarlo, considerando que la energía depositada es principalmente debida a emisión beta y radiación de frenado.
- Local Deposition Model (LDM). Considera que la actividad en Bq/ml medida en cada voxel es proporcional a la energía depositada en él. La dosis absorbida es calculada multiplicando la actividad por un factor escalar constante (Gy•ml/Bq). No tiene en cuenta la resolución finita del PET.

Resultados

La cobertura de 120 Gy en el tumor se encuentra en el rango 20-50% del volumen. Respecto al valor del D50, el rango aumenta a 45-117 Gy.

En la figura 1 se muestran las curvas DVH para uno de los pacientes.

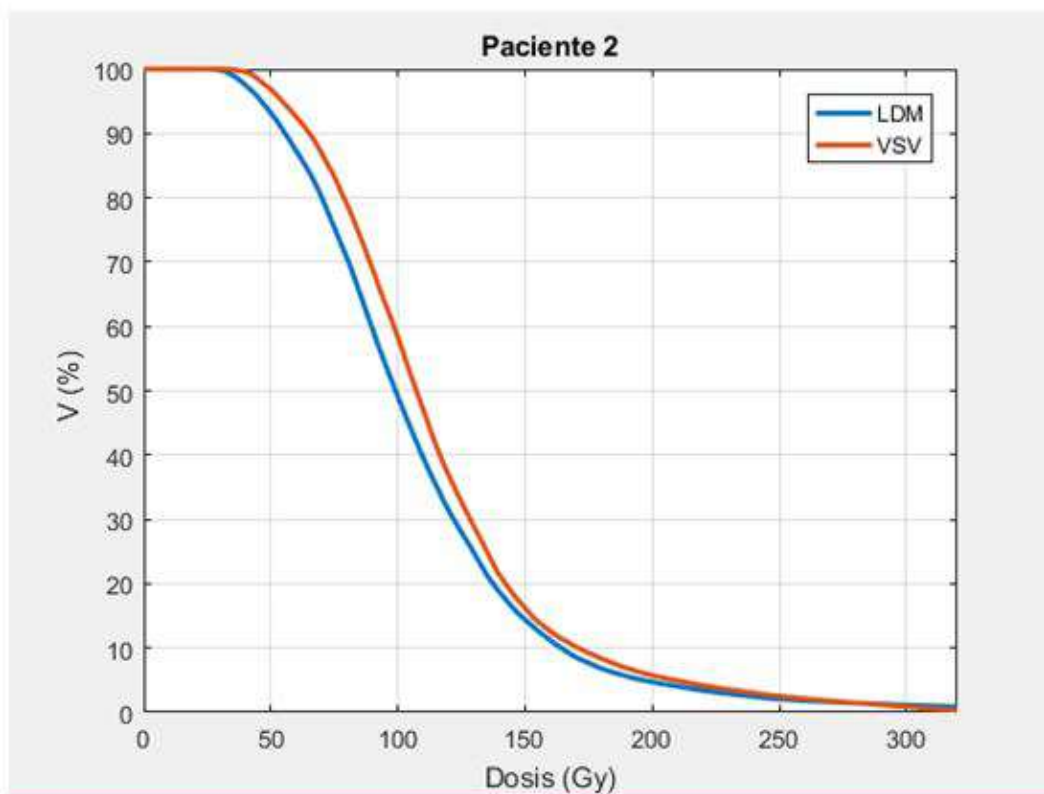


Figura 1

Figure 762: Figura 1. DVH

Los valores en Gy de dosis máxima en OARs y la dosis media en tejido sano hepático aparecen en la tabla 1.

Paciente	LDM				VSV				LSF(%)
	Pulmón I	Pulmón D	Corazón	D _m Tejido Sano	Pulmón I	Pulmón D	Corazón	D _m Tejido Sano	
1	32,63	216,18	123,78	26.49	16,72	88,05	55,38	27.02	4.6
2	18.38	119.36	22.88	58.31	10,82	76,52	12,77	59.46	8
3	36,67	149,26	100,32	29.62	21,59	143,77	90,11	30.33	5.3
4	10,36	120,11	20.87	33,83	5,54	127,18	13,25	35.06	2.9
5	6,88	141,62	61.11	3.49	3.79	71.15	37.3	3.65	1.9
6	6,84	7,01	10,08	7.04	5,55	4,62	6,28	7.22	4.9

Tabla 1

Figure 763: Tabla 1

Discusión

Mediante el método VSV el porcentaje de tumor que recibe dosis bajas es menor, mientras que a dosis altas el volumen para el método LDM es mayor. Es un resultado esperable debido a que en el

VSV al aplicarse el kernel de convolución se distribuye la contribución de un solo voxel a él mismo y sus vecinos. La cobertura del tumor es menor de lo esperado. En estudios realizados con microesferas de vidrio la TD para hígado sano es $D_m < 120Gy$. Todos los pacientes del estudio se encuentran dentro de tolerancias. Para pulmón, la TD es $D_m < 30Gy$. Aunque nuestras exploraciones no abarcan todo el pulmón, la $D_m < 5Gy$ en todos los casos.

Conclusiones

Es factible realizar dosimetría post-tratamiento en radioembolización hepática obteniendo la dosis absorbida tanto en el tumor como en los órganos de riesgo.

Pósteres Radioterapia / 522

Aceptación SRMapCHECK como herramienta de verificación de radiocirugías

Autor: Tara Bonet Chinillach¹

Co-autor: Néstor Chinillach Ferrando²

¹ *Universidad Politécnica de Valencia*

² *IMED Valencia*

Corresponding Author: nchinillach@imedhospitales.com

Introducción y objetivos:

La radiocirugía es una modalidad de tratamiento que administra grandes cantidades de dosis en una única sesión. La verificación de estos tratamientos es un reto.

El objetivo del trabajo es la aceptación del detector SRMapCHECK (Sun Nuclear, Melbourne, FL) para su uso como herramienta de verificación de radiocirugías.

Material y métodos:

Se han diseñado una serie de pruebas básicas para evaluar de manera específica las distintas características del SRMapCHECK. Todas estas pruebas han sido realizadas en un VersaHD (Elekta, Estocolmo, Suecia). Las distribuciones de dosis han sido calculadas usando el planificador MONACO (Elekta, Estocolmo, Suecia). La geometría y características de cada prueba vienen recogidas en la tabla 1.

Las pruebas diseñadas son:

- Reproducibilidad: Se pretende evaluar la reproducibilidad del detector analizando la desviación estándar (SD) y la desviación máxima de quince lecturas consecutivas de los 13 diodos centrales.
- Linealidad: Se pretende evaluar si el detector es lineal con la dosis.
- Dependencia con la distancia: Se hacen una serie de medidas con el objetivo de evaluar la variación de la respuesta del detector con la distancia.
- Dependencia con la tasa de dosis: Con el fin de evaluar la respuesta del detector con la variación de la dosis se realizan una serie de medidas variando este parámetro.
- Dependencia con el tamaño de campo: Se realizan medidas de distintos tamaños de campos cuadrados.
- Casos clínicos: Se hace un cálculo de VMAT en MONACO de cinco casos clínicos. Los cuales se disparan en el acelerador con una SDD de 100 cm y se comparan las distribuciones de dosis planificadas con las medidas empleando nuevamente el criterio gamma (3%, 3mm).

	Reproducibilidad	Linealidad	Dependencia con la distancia	Dependencia con la tasa de dosis	Dependencia con el tamaño de campo
UM	100	Variable de 1 a 1000	100	100	100
SDD (cm)	100	100	Variable de 75 a 125	100	100
Tasa (UM/min)	438	438	438	Variable de 27 a 438	438
Tamaño de campo (cm ²)	3x3	3x3	3x3	3x3	Variable de 1x1 a 7x7

Tabla 1. Características de las diferentes pruebas propuestas

Figure 764:

Resultados:

- Reproducibilidad: Para los diodos evaluados se observa una SD de 0,06% y una desviación máxima de 0,08%.
- Linealidad: Al representar la lectura del detector frente a las UM suministradas y realizar un ajuste por mínimos cuadrados de estos datos se obtiene un valor para el coeficiente de correlación de 1.
- Dependencia con la distancia: Se observan variaciones entre las medidas y lo planificado de un 0,6% para distancias menores disminuyendo esta diferencia al aproximarse a 100 y aumentando hasta un 0,7% a medida que aumenta la SSD.
- Dependencia con la tasa de dosis: El detector presenta una variación de un 0,8 para la tasa de 27 UM/min disminuyendo hasta un 0,2% para las tasas superiores.
- Dependencia con el tamaño de campo: Al comparar todos los tamaños de campo empleando para ello la función gamma se observa que en los cinco casos estudiados el 100% de los puntos analizados pasan el test.
- Casos clínicos: Aplicando el criterio gamma (3%, 3mm) a los casos estudiados se obtienen porcentajes de paso entre 99,3% y el 99,9%.

Conclusiones:

Tras la realización y análisis de los resultados obtenidos junto con otras pruebas de caracterización de la matriz de diodos, podemos concluir que el SRS MapCHECK es un buen detector para la verificación de radiocirugías.

Pósteres Radioterapia / 95

Verificación experimental del cálculo de la dosis en piel para tratamientos en mama

Autores: Virginia Álvarez Sánchez¹ ; Ruth Rodríguez Romero¹ ; Nuria Gómez González¹ ; Alfredo Montes Uruén¹ ; Mónica Hernández Hernández² ; María Ángeles Arroyo de la Cruz¹ ; María Pinto Mondedero² ; Patricia Sánchez Rubio¹ ; Jaime Martínez Ortega¹ ; Juan Carlos Medrano González de Prado¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: virginia.alvarezs@gmail.com

Introducción

La determinación de la dosis en superficie presenta incertidumbres debido a la falta de equilibrio electrónico en la interfase con el aire, máxime para incidencias tangenciales, como en la irradiación de mama, donde no existe equilibrio electrónico lateral en la interacción de los haces fuera del paciente. El objetivo del trabajo consiste en determinar la exactitud de la dosis en piel calculada por

el sistema de planificación para tratamientos de mama, dada su implicación clínica en los casos de afectación cutánea.

Material y métodos

Se utilizó un maniquí de pelvis específico de *IBA Dosimetry* para alojar películas. Con el sistema de planificación *RayStation* de *RaySearch*, se diseñaron cuatro planes de tratamiento simulando un tratamiento de mama de 5 Gy aproximadamente, con dos haces tangenciales de fotones de 6 MV para una acelerador lineal de electrones *Varian Clinac 21EX*, manteniendo el centrado, incidencias y unidades monitor, pero variando el espesor de bolus equivalente a agua (0, 3, 5 y 10 mm). Las medidas se realizaron insertando en el maniquí cuatro películas radiocrómicas EBT3 equiespaciadas 3 cm entre sí, de manera que cada una de ellas quedaba cubierta por un espesor de bolus diferente (fig.1).



Figure 765: Detalle del montaje experimental.

Los valores de píxel de las películas irradiadas fueron obtenidos empleando un escáner *Epson 10000XL*. El procesado se realizó utilizando un programa multicanal de desarrollo propio, proporcionando planos de dosis medidos tanto en canal rojo como verde. Mediante el programa de verificación dosimétrica *OmniPro I^mRT* se compararon las medidas obtenidas mediante dosimetría de película con los planos de dosis calculados por el sistema de planificación, normalizando la dosis de cada película a la calculada en el isocentro para cada plan. Se analizó el histograma de la diferencia absoluta entre las dosis calculadas y medidas para un área de interés fijo próximo a la superficie del maniquí.

Resultados y discusión

En todos los histogramas analizados se repite el patrón de valores de diferencias de dosis observados: en torno al 80% de los puntos se corresponde con diferencias inferiores a 0.5 Gy, y el 20% restante presentan discrepancias de dosis elevadas (hasta 5 Gy). Estas grandes diferencias pueden deberse a la alteración sufrida por las distintas capas de la película en su manipulación al recortarlas siguiendo

la superficie del maniquí, pues se presentan en trazos más o menos continuos localizados en distintos tramos del borde en cada película.

Atendiendo a las diferencias encontradas para los restantes puntos de la superficie (inferiores a 0.5 Gy), podemos considerar que el sistema de planificación calcula correctamente la dosis en piel para haces tangenciales independientemente del espesor de bolus.

No se aprecian diferencias entre los histogramas obtenidos según el canal utilizado.

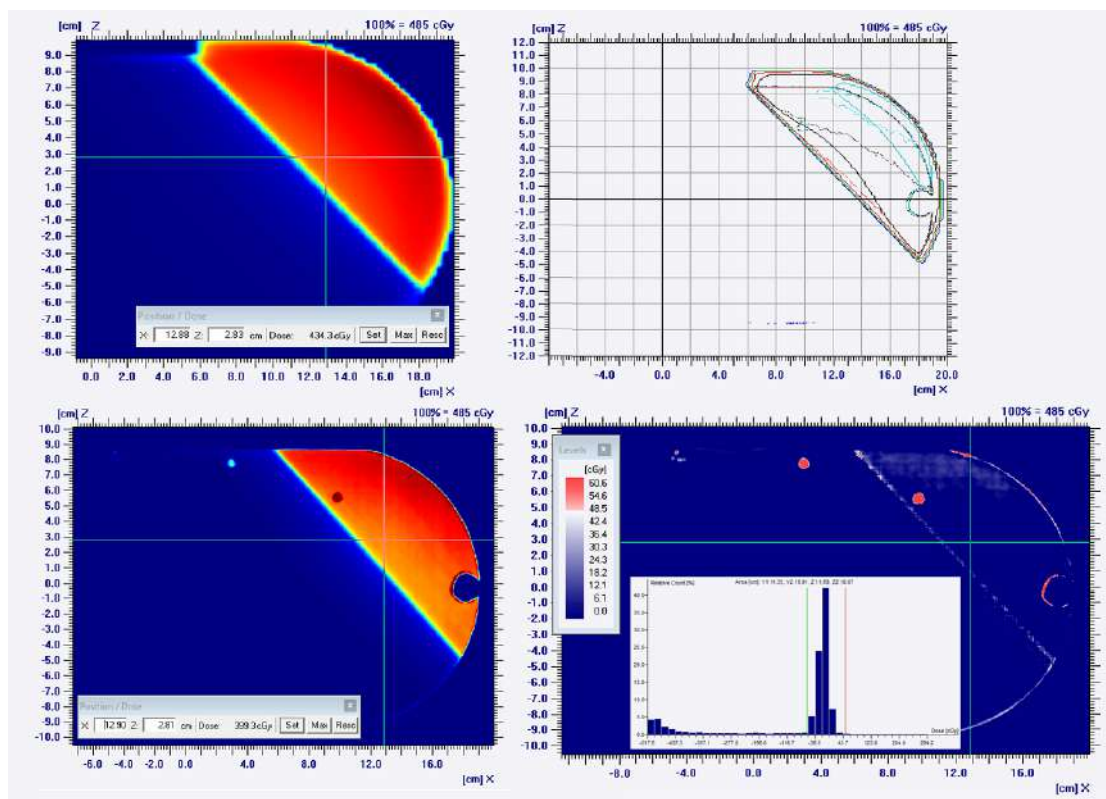


Figure 766: Comparativa de dosis medidas y calculadas utilizando bolus de 10 mm.

Conclusiones

El análisis de los histogramas obtenidos no presenta diferencias apreciables entre las dosis calculadas y medidas para ninguno de los espesores de bolus considerados. Por tanto, podemos considerar que el sistema de planificación calcula correctamente la dosis en piel en mama.

Pósteres Radioterapia / 331

Nuevo procedimiento para alta conformación en terapia superficial

Autores: Nerea López Martín¹ ; Meritxell Visús Llobet¹ ; Felipe Arturo Derecho Torres¹ ; Alejandro José Santos Rubio¹ ; Santiago Velázquez Miranda¹ ; Florencio Javier Luis Simón¹

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: nerealopez16@gmail.com

Introducción

El objetivo de este trabajo es caracterizar un nuevo material como el eXaSkin para determinar si es posible su uso como atenuador de la radiación en terapia superficial.

Material y métodos

El material utilizado en este trabajo consta de diferentes láminas con un espesor aproximado de 7.7mm de eXaSkin, un equipo de terapia superficial Philips RT50 con una filtración de 1 mmAl y como equipo detector películas radiocrómicas EBT3.

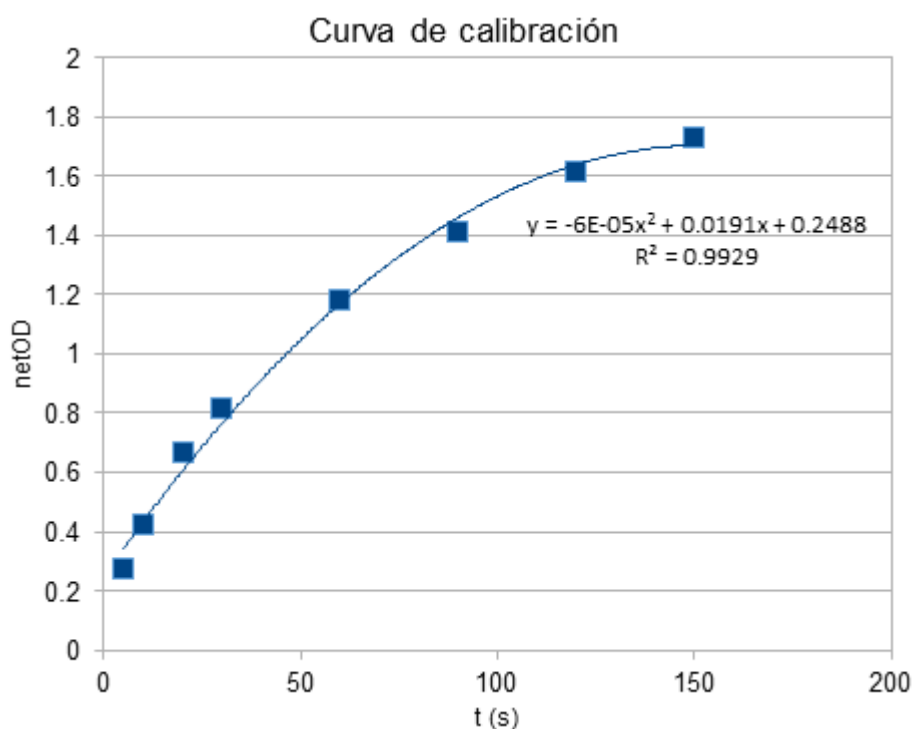


Figure 767: Curva de calibración de las películas radiocrómicas EBT3 para el equipo de Terapia Superficial Philips RT50.

En primer lugar se realiza la calibración de las películas radiocrómicas EBT3 con el equipo de terapia superficial Philips RT50. Las películas se colocan directamente a la salida del haz y se seleccionan diferentes tiempos de irradiación: 5, 10, 20, 30, 60, 90, 120 y 150 s. Se escanean las películas antes y después de la irradiación para obtener, con la ayuda del software gratuito ImageJ, el valor medio de píxel (VMP) de background y de la película irradiada, respectivamente. A partir de los VMP se obtienen los valores de Densidad Óptica neta (netOD) que se representan gráficamente frente al tiempo de irradiación (ver fig. 1)

Una vez realizada dicha calibración, se irradian distintas configuraciones de eXaSkin simulando condiciones de tratamiento, donde unas zonas de la salida del haz están cubiertas por el material y otras no. Por último, se analizan las distribuciones de dosis obtenidas con el software OmniPro IMRT utilizando eXaSkin como material atenuador en las diferentes configuraciones.

Resultados

Al situar a la salida del haz una capa de eXaSkin de 7.7mm de espesor que cubre parcialmente la sección transversal del haz, hay una diferencia en los valores de dosis del 65% aproximadamente, respecto del valor que se obtiene en la zona donde no se ha colocado eXaSkin (ver fig. 2). Si manteniendo la misma conformación se añade una segunda capa de eXaSkin de igual espesor, esta diferencia de dosis entre la zona con y sin eXaSkin asciende hasta el 80%. Por último, cuando se añade

una tercera capa de material con el mismo espesor y la misma configuración, la diferencia de dosis entre las dos zonas alcanza el 95%.

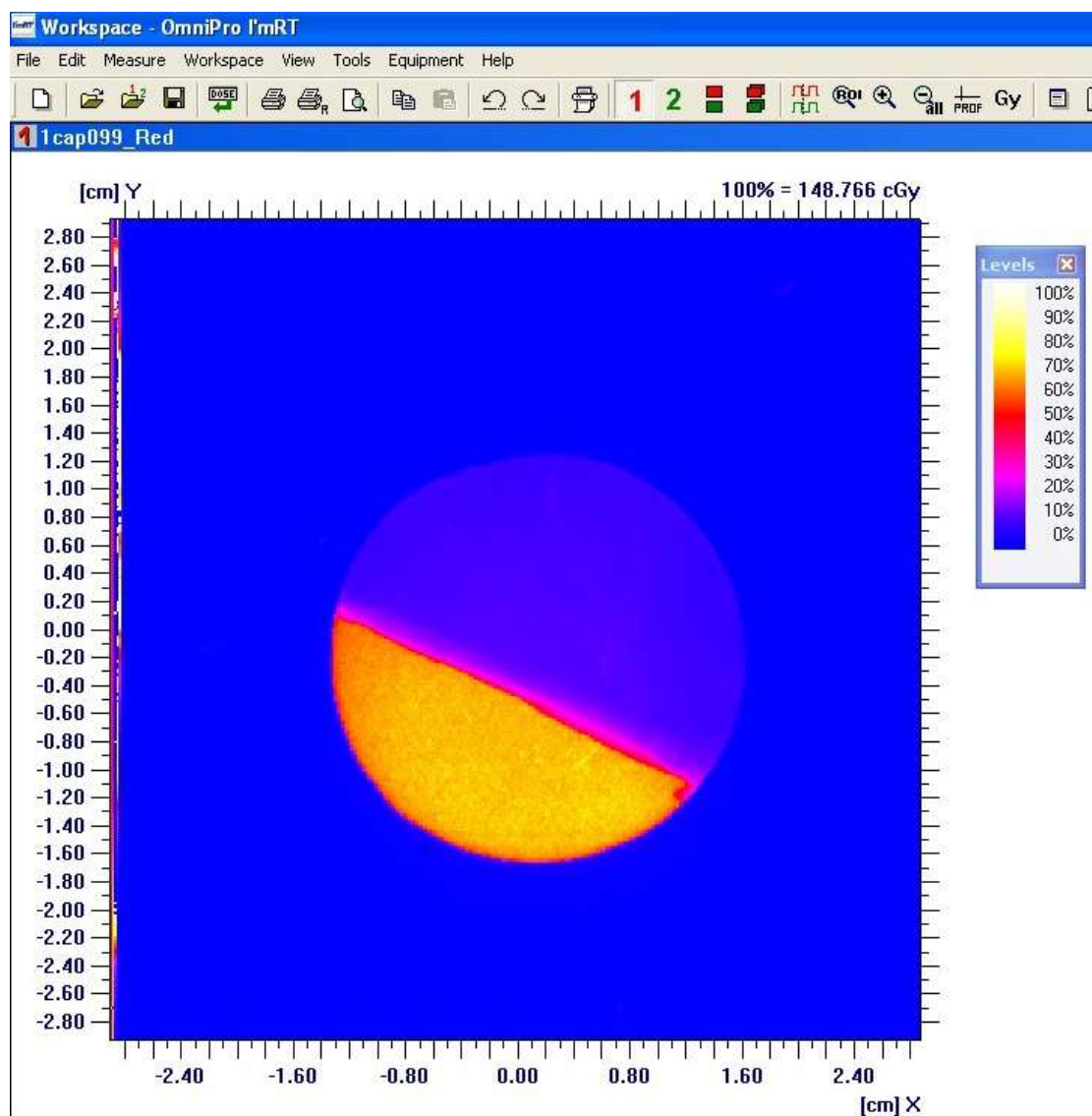


Figure 768: Dosimetría relativa cuando se coloca a la salida del haz una capa de eXaSkin de 7.7mm de espesor que cubre parcialmente el haz.

Discusión:

Con sólo 2cm de material se consigue atenuar la radiación en un 95%, por lo que se podría utilizar para rellenar concavidades propias de la anatomía humana y actuar como atenuador en determinadas zonas que no se desea irradiar.

Conclusiones:

Tras analizar diferentes distribuciones de dosis se concluye que el material de alta densidad eXaSkin es un material adecuado para conformación de dosis en Terapia Superficial. Finalmente, se ha encontrado que este procedimiento ágil y preciso cumple todos los requerimientos de Terapia Superficial.

Pósteres Radioterapia / 609**Control de calidad diario del acelerador True Beam STx con sistema Machine Performance Check (MPC)**

Autores: Carmen Herrero Capellán¹ ; María Denia Vilches Fernández¹ ; Sergio Palizas Calvo² ; Alejandro Rios Pilar³ ; Manuel Vilches Pacheco⁴

¹ IMOMA

² Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias

³ Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias

⁴ CENTROM MÉDICO DE ASTURIAS / IMOMA

Corresponding Author: carmen.herrero@imoma.es

Introducción:

La aplicación Machine Performance Check (MPC) de Varian, es una herramienta de auto-check del acelerador instalada en la consola del TrueBeam para el control de calidad. Utiliza el sistema Portal y el maniquí IsoCal y ejecuta automáticamente los movimientos de gantry y mesa, verificando en un breve intervalo de tiempo parámetros geométricos y dosimétricos.

Presentamos el histórico de algunos parámetros obtenidos con el sistema MPC en nuestro centro y una comparativa de los resultados obtenidos con éste y con otros dispositivos de control de calidad.

Material y métodos:

Para el control diario del acelerador True Beam STx utilizamos el dispositivo StarTrack con el programa OmniPro-Advance, y el sistema MPC. Semanalmente realizamos verificación Winston-Lutz, utilizando la imagen portal del acelerador y el sistema ExacTrac. También realizamos controles geométricos con campo de luz y plantilla milimetrada de elaboración propia con posiciones marcadas de mordazas, multiláminas, colimador etc.

Resultados:

Realizamos una comparación de los parámetros dosimétricos evaluados por el MPC (variación en la tasa de dosis y en la uniformidad del haz) con las medidas realizadas con StarTrack para las energías 6MV y 6FFF, habiendo tomado ambos sistemas los mismos valores de referencia.

Comparamos también resultados de medidas geométricas, como la posición del eje de rotación de la mesa, el tamaño del isocentro y el offset entre el isocentro de KV y MV, utilizando el sistema MPC y los sistemas de control semanal descritos anteriormente.

Discusión

Observamos buena coincidencia entre los valores dosimétricos y geométricos evaluados con el MPC y los medidos con otros sistemas, como podemos ver en las gráficas 1 y 2, en las que se representan parámetros dosimétricos con MPC, ExacTrac y cámara de ionización para 6MV.

Conclusiones

El sistema MPC es una potente herramienta que realiza un exhaustivo control de la variabilidad de la tasa de dosis y de la uniformidad del haz, y una verificación prácticamente completa de los parámetros geométricos del acelerador con precisión submilimétrica, dando un aviso instantáneo si alguno de ellos está fuera de la tolerancia permitida y registrando un histórico de datos que permite visualizar en la propia aplicación y exportar. Sin embargo los resultados dependen de una buena calibración y un correcto posicionamiento del sistema portal, dando en ocasiones resultados espurios.

No lo consideramos suficiente como control dosimétrico diario, puesto que no evalúa todos los parámetros de interés, como puede ser la energía del haz, pero es un test geométrico muy completo, suficiente a nuestro criterio para control diario, aunque periódicamente se hayan de realizar verificaciones geométricas independientes.

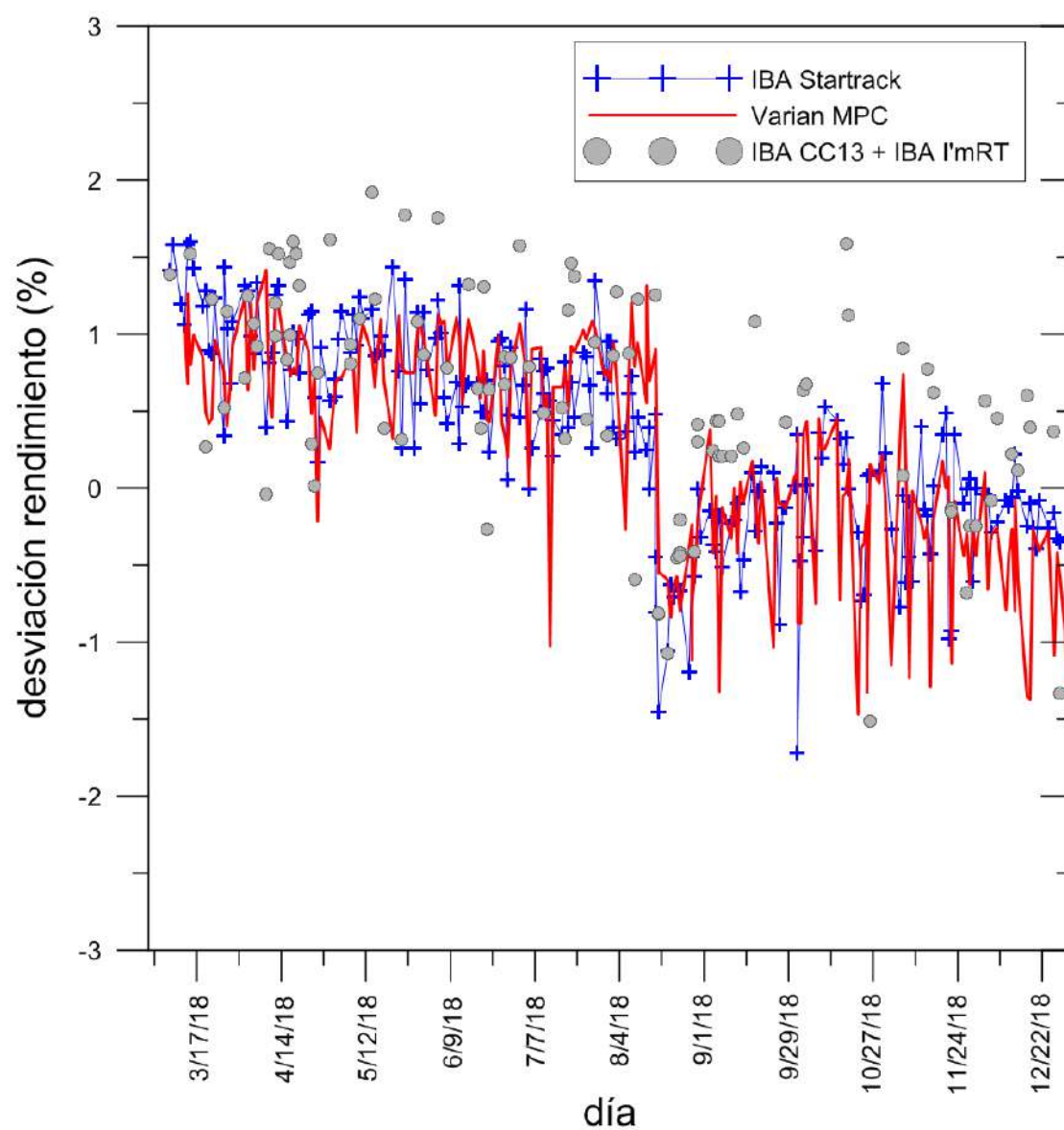


Figure 769: Variación tasa en MPC, Star Track y cámara IBACC13

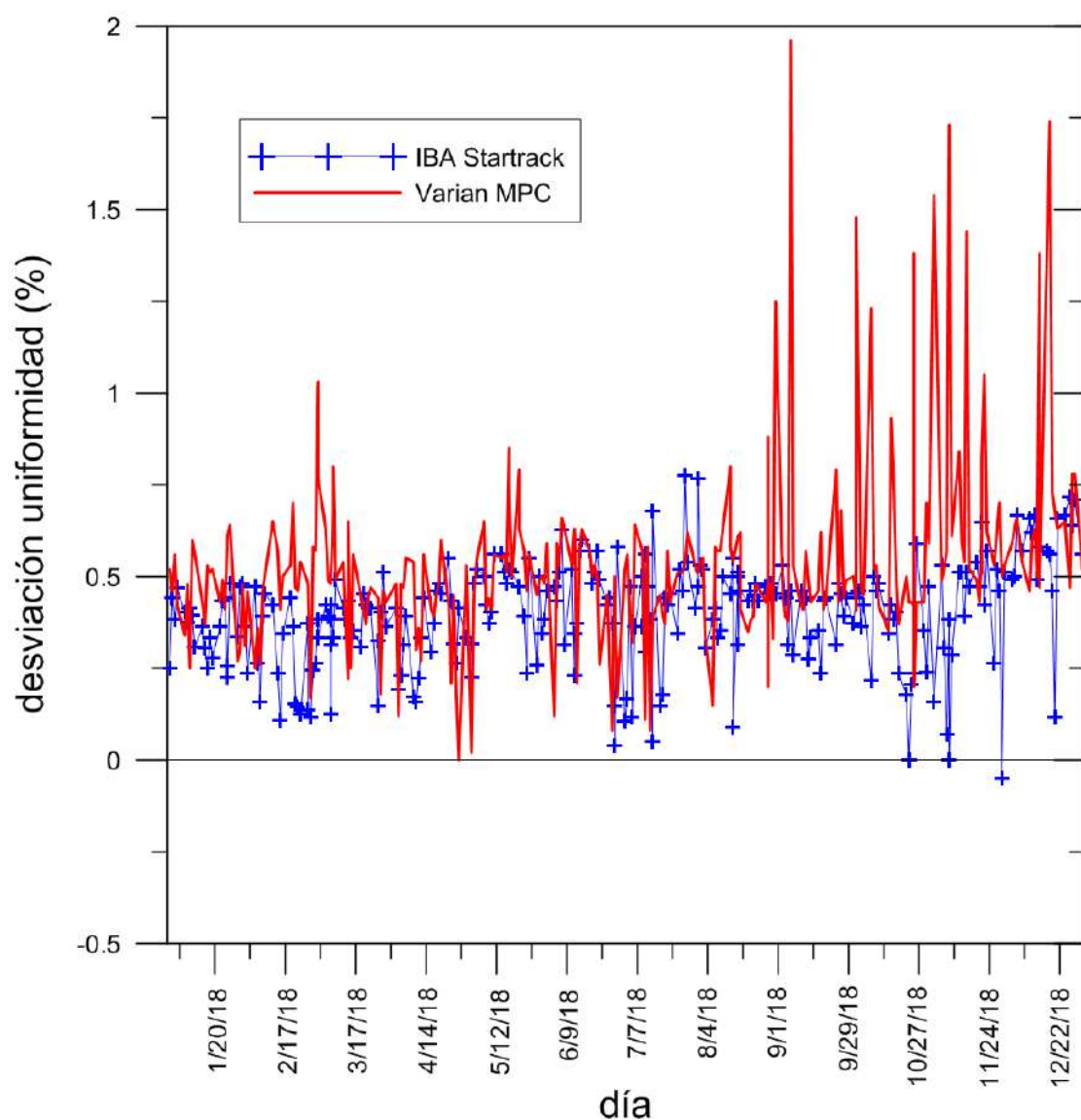


Figure 770: Variación uniformidad en MPC y Star Track

Pósteres Radioterapia / 365

Un cuadro de mandos para radiofísica

Autores: Pedro Sánchez Galiano¹; Alfonso Villacé Gállego¹; Silvia Fernández Cerezo¹; Daniel Rodríguez Latorre¹; Diego Crelgo Alonso¹; José Fernández García¹

¹ HUCA

Corresponding Author: pedroantonio.sanchez@sespa.es

Introducción

Para poder gestionar el funcionamiento de los procesos y el cumplimiento de los objetivos hay que ser capaces de medirlos de manera correcta. Para ello es necesario el uso de indicadores, tanto de actividad como de calidad. Además hay que presentarlos de forma conjunta y ordenada para que sean comprensibles y manejables en lo que se conoce como cuadro de mandos (CM).

Para la Unidad de radiofísica (URF) del Hospital Universitario Central de Asturias (HUCA) se diseñó e

implementó un CM que concentra la información de actividad y calidad del departamento y permite conocer el valor actual de los indicadores y su evolución histórica.

Material y método

El CM está compuesto por dos módulos, cada uno enfocado a cada área de actividad principal de la URF. Uno se utiliza para la gestión de las dosimetrías clínicas de pacientes y obtiene los datos en tiempo real directamente de la red informática Aria de Varian mediante el software de generación de informes Infomaker de Sybase.

El otro módulo se utiliza para la administración del programa de garantía de calidad del equipamiento de radioterapia. La base de datos (BD) con los controles de calidad de los equipos y el instrumental de medida, implementada en MS Excel, se actualiza de manera semiautomática utilizando formularios informatizados asociados.

Resultados

Para el módulo de dosimetría clínica del CM se desarrollaron un total de 5 informes agrupando los indicadores por tipos. Un primer informe

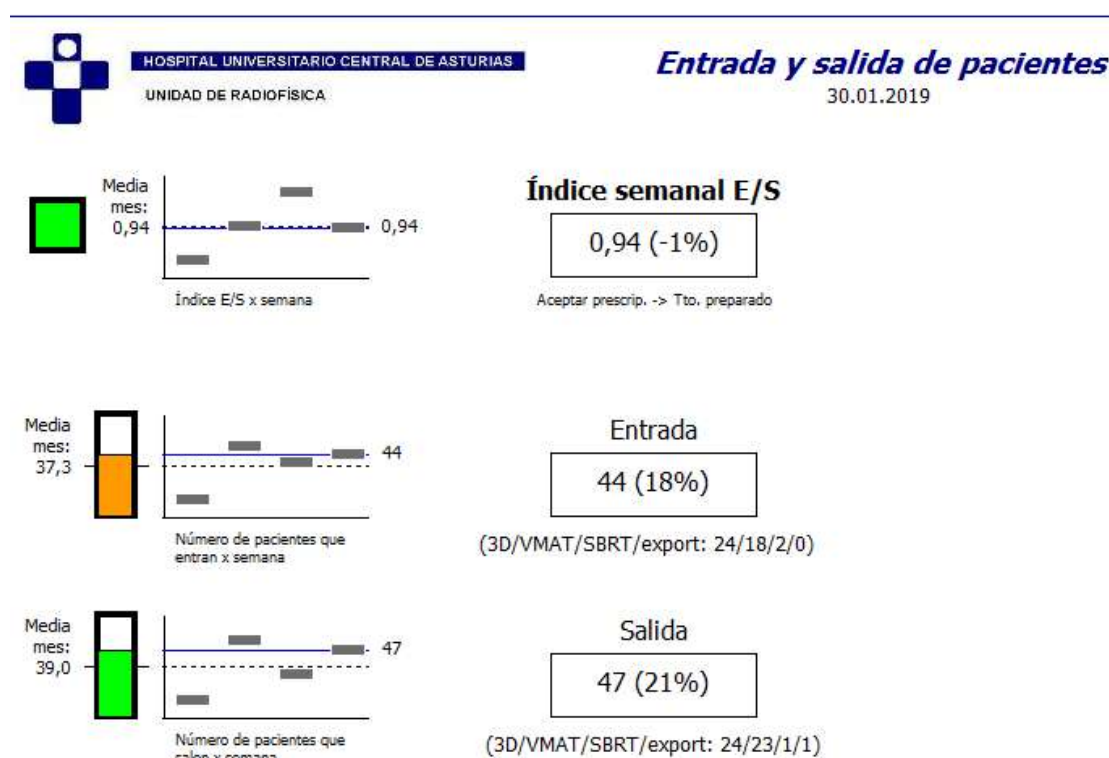


Figure 771: enter image description here

refleja el flujo de entrada y salida de pacientes y permite conocer el número de dosimetrías solicitadas y realizadas y su evolución durante las últimas semanas. El segundo

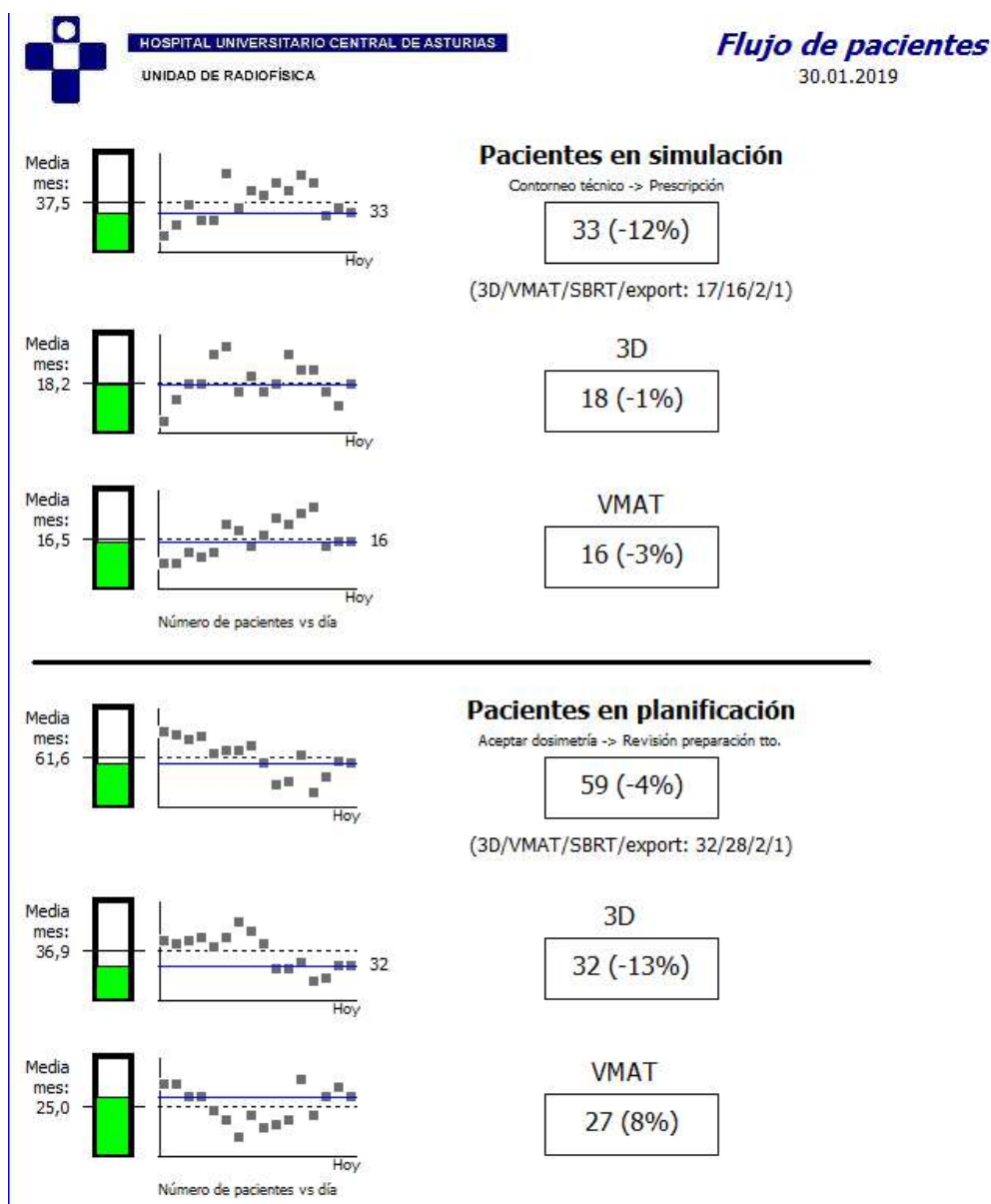


Figure 772: enter image description here

desglosa el número de pacientes que entran y salen en simulación y en dosimetría. De esta forma se puede prever el flujo futuro de dosimetrías y adaptarse en consecuencia. Un tercer informe analiza la duración media de las actividades, con lo que se pueden detectar problemas o cuellos de botella. El cuarto está enfocado a la duración media de la vía clínica en su conjunto y permite un análisis a más largo plazo y, en caso necesario, el rediseño del proceso. Un último informe refleja la actividad de las unidades de tratamiento y lo relaciona con la producción de las dosimetrías de forma que se pueden conocer con antelación los huecos de tratamiento en las agendas de las máquinas y decidir así el acelerador para el que hay que realizar las planificaciones, de forma que se maximice la ocupación. El segundo módulo permite almacenar toda la información de los controles de calidad en una única BD. Las pruebas se registran en formularios informatizados que se introducen en la BD de manera semiautomática. Se puede acceder a la BD para consultar el calendario de pruebas realizadas, la evolución de los distintos parámetros medidos y la impresión de distintos informes de actividad y de calidad.

Conclusión

El CM es una herramienta útil para la gestión de los procesos principales de la URF. Ayuda en la consecución de objetivos y en la minimización del consumo de recursos.

Pósteres Radioterapia / 311

Influencia de la tasa en pruebas de control de calidad en el Elekta Synergy empleando el EPID

Autores: Fernando Tato de las Cuevas¹ ; Fernando Fernández Belmonte¹

¹ Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: fernandotat@gmail.com

Objetivos

Los tratamientos de Radioterapia Externa Convencional en los aceleradores lineales de electrones (ALEs) se imparten con una tasa de dosis fija. Sin embargo, en las nuevas técnicas de tratamiento se emplean diferentes tasas. En este trabajo analiza la influencia de la tasa en dos pruebas de control de calidad: la coincidencia Luz-radiación (CLR) y la precisión del posicionamiento de las láminas empleando test de bandas (ST).

Material y Métodos

El ALE empleado es un Elekta Synergy con MLC Agility. El EPID tiene una resolución de 1024 x 1024 píxeles. La energía empleada es de 6 MV.

CLR

Para la prueba de CLR se emplea una plantilla que tiene en su centro una esfera radiopaca (BB). La plantilla se fija directamente al EPID, se desplazan 4 discos radiopacos y se hacen coincidir con los límites de campo luminoso.

Las imágenes son analizadas por un programa de elaboración propia desarrollado en Matlab. El algoritmo estima la posición de los discos y se calcula el límite del campo luminoso. La posición del límite de campo de radiación se obtiene trazando dos perfiles y obteniendo la posición del 50% del VP (valor de píxel). Se obtiene el centro de la proyección del crosshair a partir del VP min del BB.

Test de bandas (ST)

Para evaluar la precisión del posicionamiento de las láminas del MLC se emplea un ST, constituido por 10 segmentos step-and shoot, y gap de 2,4 mm entre ellos. Las imágenes se adquieren con el EPID y se analizan con un programa de análisis de imágenes desarrollado en Matlab.

El programa traza un perfil horizontal en cada lámina. Se ajusta la parte del perfil cercano a cada uno de los gaps a una gaussiana. Se obtiene la posición del VP máximo de dicha curva, y se calcula el ancho y posición de cada gap.

Ambas pruebas se realizan a diferentes tasas, sin desplazar el EPID durante las medidas.

Resultados y discusión

En la Fig. 1 se presentan las diferencias del parámetro CLR con el cambio de tasa, con un máximo de 0.4 mm. La distancia máxima entre el centro del crosshair y el CR es de 0.3 mm.

Parámetro	Lado/ direcc	Tasa (UM/min)				Dif. con cambio tasa (mm)		
		100	200	300	400	100 vs 200	100 vs 300	100 vs 400
CLR (mm)	G	0.78	0.84	0.79	0.75	0,1	0,0	0,0
	T	-0.55	-0.48	-0.54	-0.44	0,1	0,0	0,1
	L	0.83	0,8	0,6	0,51	0,0	-0,2	-0,3
	R	-1.56	-1,38	-1,44	-1,21	0,2	0,1	0,4
Dif. CC-CR (mm)	GT	-1,01	-1,02	-1,02	-0,98	0,0	0,0	0,0
	LR	-1,21	-1,01	-1,01	-0,87	0,2	0,2	0,3

Figure 773: Coincidencia luz-radiación (CLR), distancia entre los centros del crosshair y centro de radiación para diferentes tasas, y diferencias de estos parámetros al cambiar de tasa. Se marcan en rojo las mayores diferencias.

En la Fig. 2 se presentan las posiciones promedio de algunos gaps del ST para diferentes tasas. La diferencia de posición máxima es de 0.6 mm.

	Tasa (UM/min)				Dif. de posición con cambio tasa (mm)		
	50	100	200	400	50 vs 100	200 vs 50	400 vs 50
gap 1	-79,4	-79,4	-79,5	-79,8	0,0	-0,1	-0,4
gap 3	-39,1	-39,3	-39,3	-39,7	-0,2	-0,2	-0,6
gap 5	0,7	0,8	0,7	0,3	0,1	0,0	-0,4
gap 7	40,8	40,8	40,6	40,4	0,0	-0,2	-0,4
gap 9	80,8	80,9	80,7	80,5	0,1	-0,1	-0,3

Figure 774: Posiciones promedio de algunos de los gaps del test de bandas para diferentes tasas y las diferencias encontradas en la posición de los gaps al cambiar de tasa. Se marcan en rojo las mayores diferencias.

Conclusiones

Las diferencias encontradas en las posiciones de los gaps del ST (0.6 mm) son importantes, sobre todo teniendo en cuenta la magnitud de la tolerancia en el posicionamiento de las láminas (1-2 mm). Se considera recomendable la evaluación de estas pruebas a distintas tasas.

Pósteres Radioterapia / 531

Estudio de la respuesta del SRS MapCHECK frente a distintas geometrías.

Autores: Néstor Chinillach Ferrando¹ ; RICARDO TORTOSA OLIVER^{None} ; MIGUEL GINER SALA² ; JULIA Torres del Río³

¹ IMED Valencia

² IMED

³ Hospital IMED Elche

Corresponding Author: nchinillach@imedhospitales.com

Introducción y objetivos:

Cada vez son más comunes los tratamientos con tamaños de campo reducidos y altos gradientes de dosis. La verificación de este tipo de tratamientos hace necesario disponer de detectores específicos.

En este trabajo se pretende evaluar el detector SRMapCHECK (Sun Nuclear, Melbourne, FL) como herramienta para verificar tratamientos de campos pequeños.

Material y métodos:

Se han creado una serie de test basados en evaluar la respuesta del detector al variar diferentes parámetros típicos de un tratamiento de radioterapia, comparando cada medida adquirida usando un acelerador VersaHD (Elekta, Estocolmo, Suecia), con el campo calculado con el planificador Monaco (Elekta, Estocolmo, Suecia), para la misma geometría. Dicha comparación se realiza empleando la función gamma con unos criterios de 1%, 1mm y un umbral del 10%.

Las pruebas diseñadas son:

- Giro de mesa: Se pretende evaluar la repuesta del detector al variar el ángulo de la mesa de tratamiento desde 270° a 90°, en incrementos de 10°. Realizando para cada configuración un disparo de 100 UM para un campo de 3x3 cm².
- Giro de colimador: En este caso, se pretende evaluar la respuesta del detector al variar el ángulo de colimador. Se realizarán disparos de 100 UM para un campo de 3x3 cm² variando el ángulo del colimador desde 270° a 90° en incrementos de 10°.
- Tamaños de campo: Se pretende evaluar la repuesta del detector al variar el tamaño de campo. Se

realizarán disparos de 100 UM con el gantry a cero grados para campos de (0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6 y 7x7) cm².

•Giro de gantry: Se pretende evaluar la repuesta del detector al variar el ángulo del gantry. Se realizarán disparos de 100 UM para un campo de 3x3 cm² variando el ángulo del gantry desde 0 a 360 grados en incrementos de 10 grados.

Resultados:

Se comparan las medias adquiridas con el detector con las distribuciones teóricas calculadas con el planificador, observándose los siguientes resultados:

•Giro de mesa y colimador: Los resultados de evaluar ambas pruebas pueden verse en la tabla 1, donde se pone de manifiesto que no hay una correlación entre los peores resultados y un ángulo o región de ángulos determinados.

	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
Mesa	100,0	99,4	99,6	98,9	100,0	99,7	99,3	99,5	99,4	99,5
Colimador	99,9	99,7	99,2	99,6	99,3	99,0	99,4	99,0	98,9	99,7
	270°	280°	290°	300°	310°	320°	330°	340°	350°	
Mesa	99,8	99,8	99,6	99,3	100,0	99,4	99,6	99,3	99,5	
Colimador	99,8	99,5	99,6	99,7	99,3	99,5	99,2	99,4	99,5	

Tabla 1. Resultados de evaluar la función gamma para la variación del ángulo de colimador y la variación del ángulo de mesa.

Figure 775:

•Tamaños de campo: Para los 8 tamaños de campo estudiados se han obtenido al aplicar nuevamente el criterio gamma resultados comprendidos entre el 99,3% y el 99,7% no observándose ninguna correlación.

•Giro de gantry: Al hacer el estudio variando el ángulo de gantry se puso de manifiesto que, para incidencias laterales al plano de detectores, los diodos presentan una sobrerrespuesta para ángulos comprendidos entre [70, 110]° y [250, 290]°, siendo especialmente significativo para una incidencia ortogonal al plano de detectores, esto puede observarse en la figura 1.



Figura 1. Representación del resultado de la función gamma para los diferentes ángulos de gantry.

Figure 776:

Conclusiones:

Una vez realizadas todas las pruebas y analizados los resultados se puede concluir que el SRS MapCHECK es apto para verificar campos pequeños, surgiendo la necesidad de caracterizar y analizar las limitaciones encontradas al variar el ángulo de gantry. Este tema se plantea como trabajo futuro.

Pósteres Radioterapia / 699

Pruebas para puesta en marcha y control de calidad de VMAT e IMRT con una matriz de detectores

Autores: José Carlos Ramírez Ros¹ ; Luis Ignacio Zamora Ardoy² ; Clara Isabel Jover Pérez¹ ; Eduard Massana Melchor^{None} ; Daniel Jimena Hermosilla²

¹ Hospital Virgen de las Nieves

² Hospital Universitario Virgen de las Nieves

Corresponding Author: jcramirezros@gmail.com

1 - INTRODUCCIÓN

Presentamos unas pruebas para la puesta en marcha y control de calidad de las técnicas VMAT e IMRT mediante la determinación de los parámetros dinámicos del haz; velocidad del Gantry y de las láminas del MLC, tasa de Dosis, homogeneidad y simetría del haz en función del ángulo de Gantry, para diversas velocidades y tasas. Estas pruebas se han llevado a cabo empleando el equipo de verificación Octavius-4D y el accesorio del cabezal. Se ha desarrollado un Plugin de imageJ para analizar los ficheros xcc para llevar a cabo el análisis.

2 - MATERIAL Y MÉTODOS

La puesta en marcha de la VMAT e IMRT en un ALE VersaHD (Elekta) se ha llevado a cabo mediante medidas estáticas (EPID, película radiocrómica, medida de linealidad con la UM y de homogeneidad y simetría con la matriz StarCheck para campos estáticos, empleando el accesorio del cabezal). Las medidas dinámicas se han realizado con el equipo de verificación Octavius-4D y el accesorio del cabezal, montando la matriz 1500 en el cabezal. Generamos planes de control de calidad usando el software iComCAT (Elekta). El objetivo es comprobar cada característica por separado. Evaluamos

- Variación de la Tasa con Gantry estático.
- MLC a velocidad constante con Gantry estático.
- Homogeneidad y Simetría con Gantry estático y en movimiento.
- Verificación de la Tasa, Homogeneidad y Simetría a velocidad de gantry constante y tasa constante, para varias velocidades y tasas.
- Verificación de la Tasa, Homogeneidad y Simetría con arcos con variación de tasa manteniendo la velocidad constante y viceversa.
- Verificación de la Tasa, Homogeneidad y Simetría para arcos en los que variamos simultáneamente velocidad de gantry y Tasa.
- Pruebas de velocidad de lámina, variando la velocidad según la zona del MLC. Hacemos estas pruebas variando tasa y velocidad de Gantry y para gantry estático.
- Pruebas de S&S cambiando las UM para evaluar la linealidad con la UM .
- Tiempo hasta estabilización de tasa y velocidad de Gantry.
- Variación de la velocidad de Gantry y de la tasa manteniendo constante la tasa angular (UM/grado) y cambiando la UM/grado de forma que si la tasa es alta, la velocidad sea menor y si la tasa es baja la velocidad es alta, como prueba clínica.

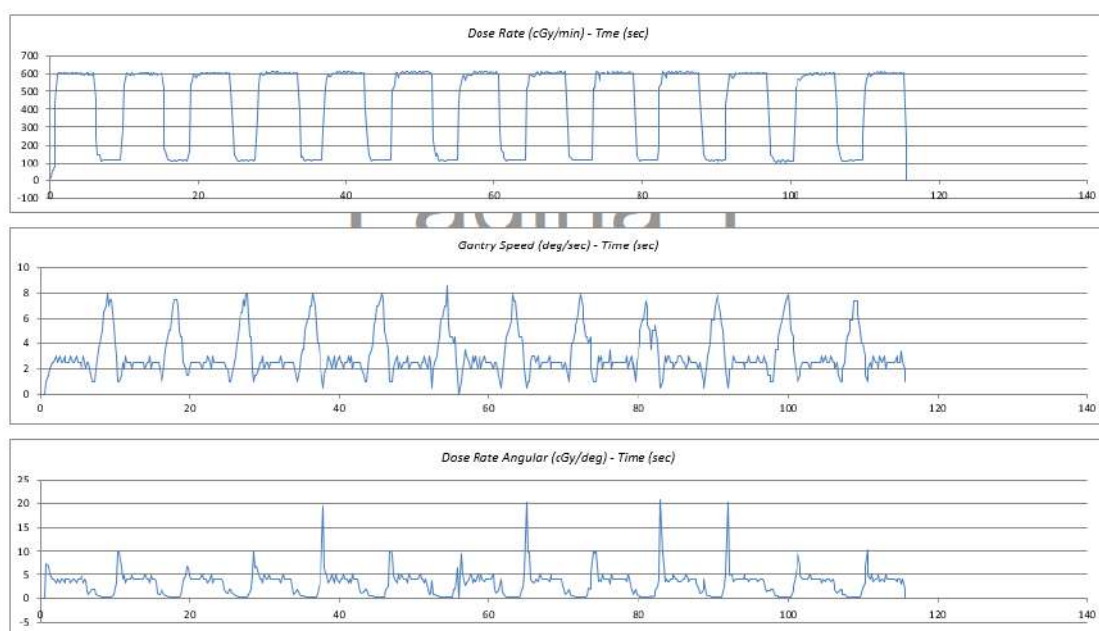


Figure 777:

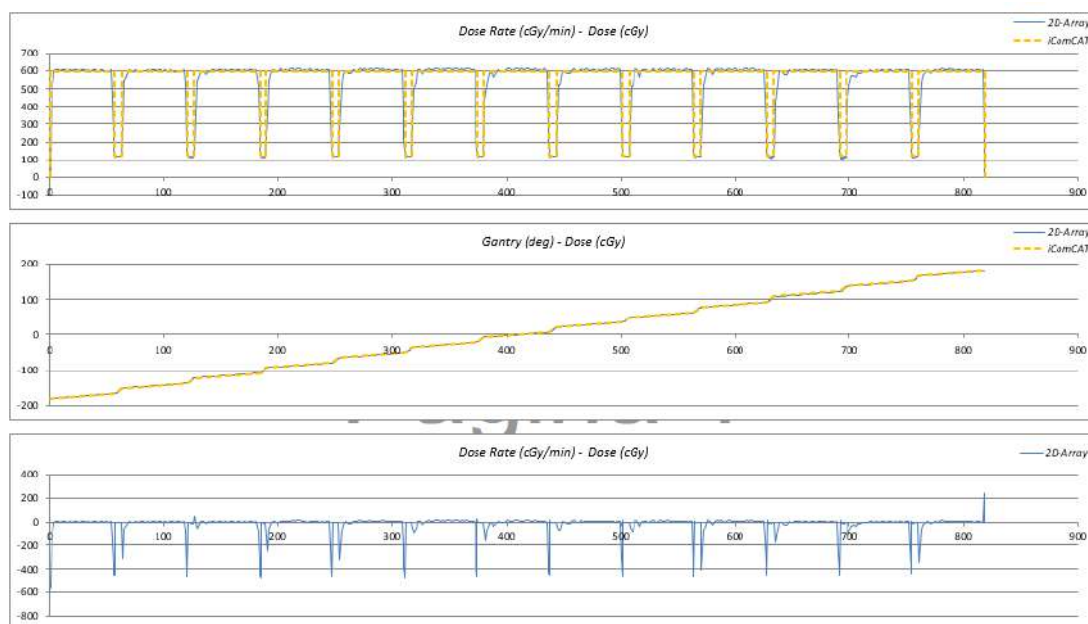


Figure 778:

3 - RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En general la respuesta del ALE es muy buena en magnitudes electrodinámicas (tasa, homogeneidad y simetría) y mecánicas del MLC, si bien con la velocidad del Gantry, debido a la masa del mismo, presenta más problemas. No obstante, el ALE modula la tasa para compensar la velocidad.

4 – CONCLUSIONES

Hemos presentado unas pruebas de puesta en marcha de las técnicas VMAT e IMRT basadas en la medida de parámetros dinámicos, por medio del análisis de los ficheros xcc del dispositivo de verificación Octavius.4D.

Pósteres Radioterapia / 681

QA de parámetros del haz en irradiaciones dinámicas con Octavius4D

Autores: Néstor Cons Pérez¹ ; Silvia Reigosa Montes¹ ; Ana María Rodríguez Fernández¹ ; Manuel García Pazos¹ ; Luis Ángel López Losada¹

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Ourense*

Corresponding Author: nestor.cons.perez@sergas.es

RESUMEN

El conjunto de dosimetría Octavius4D (O4D, PTW) permite la realización de medidas a distintas angulaciones de un modo muy rápido y eliminando problemas de respuesta anisótropa de las cámaras de ionización. Diseñamos un procedimiento en el que se emplea O4D para una verificación extremadamente rápida de parámetros del haz de tratamiento en función del ángulo de la fuente de radiación y posibilitar el análisis de los resultados a un rango cuasi-continuo de angulaciones mediante el uso de irradiaciones dinámicas y, eventualmente, poder prescindir del procedimiento empleado actualmente en el centro para la dependencia de parámetros del haz con el ángulo de gantry dado que consume bastante tiempo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se irradian arcos conformados con mordazas con tasa y velocidad de gantry fijas. Para comparación, se irradian los mismos campos con gantry fijo. Se emplea el O4D con el OD1500 e inserto plano. Para estimar un factor de energía (BQF) se adhieren a la superficie dos atenuadores de plomo (4mm) en extremos opuestos de la misma diagonal.

El software calcula los parámetros de campo relevantes (Fig.1) en función del ángulo de cada fotograma. Para el cálculo del BQF se emplean ROIs bajo los atenuadores y sin atenuación (cociente) en cuatro puntos simétricos de las diagonales. Se emplea una matriz de 53x53 (2809 elementos) para aprovechar todas las lecturas aunque esto introduce un problema computacional como es la ausencia de lecturas (NaN) en posiciones alternas debido a la distribución de cámaras del OD1500. Este problema se resuelve mediante una interpolación de mínimo gradiente cuyos buenos resultados se han comprobado para campos cuadrados.

RESULTADOS

En los arcos, respecto de la irradiación estática (Fig1), se observa una fluctuación mucho mayor en todos los parámetros, además de los efectos que el tablero produce en el factor de calibración, simetría y planitud y hasta en el BQF. De las gráficas de tamaño de campo y desviación del CAX para el arco se observa también el descuelgue de las mordazas por la gravedad (crossplane) y la falta de perpendicularidad del detector en forma de sinograma (inplane).

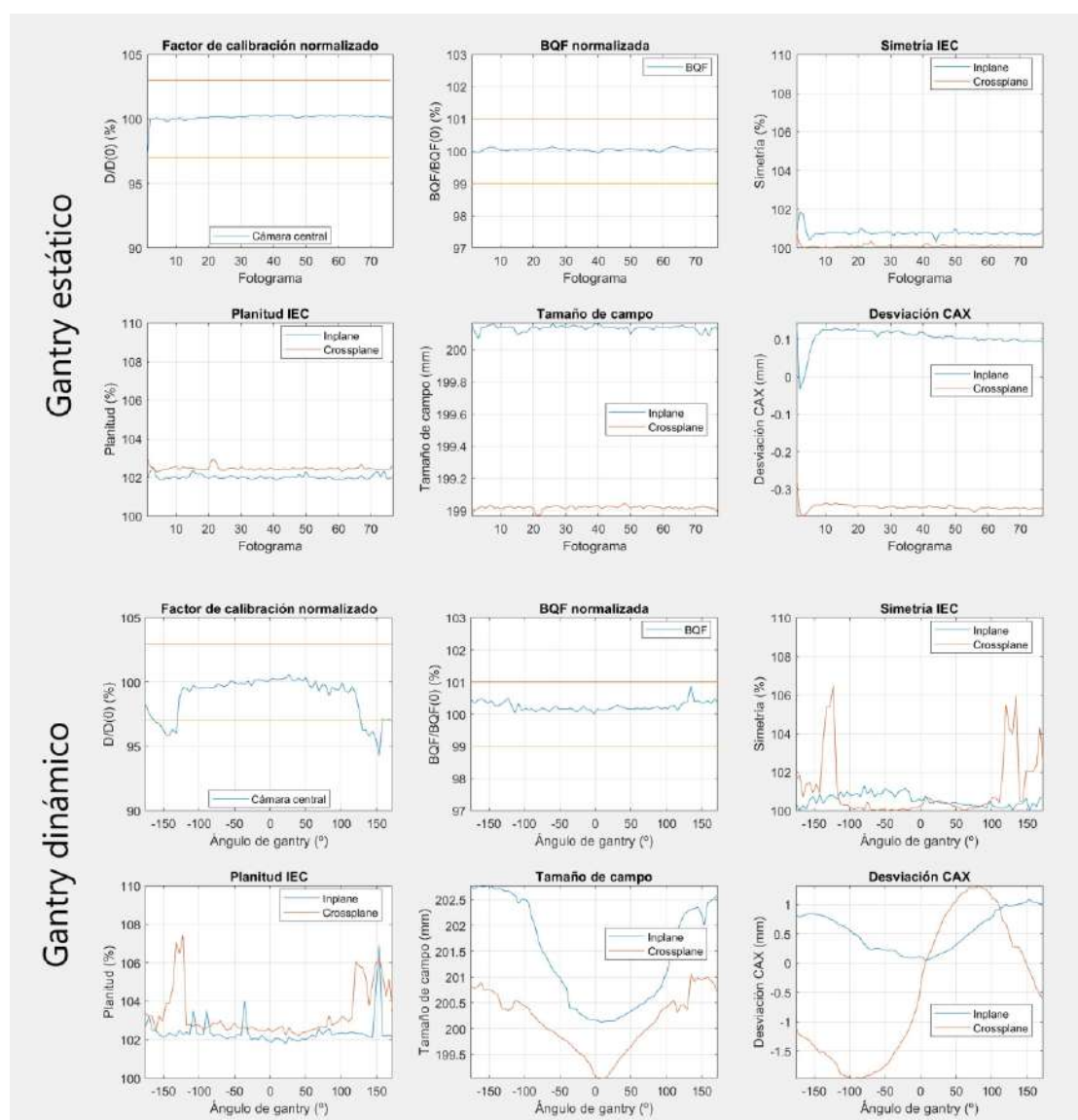


Figure 779: Resultados de los parámetros evaluados (muestreo de 1s y tasa 300MU/min) en el caso de una irradiación con gantry estático (arriba) y con gantry dinámico (abajo)

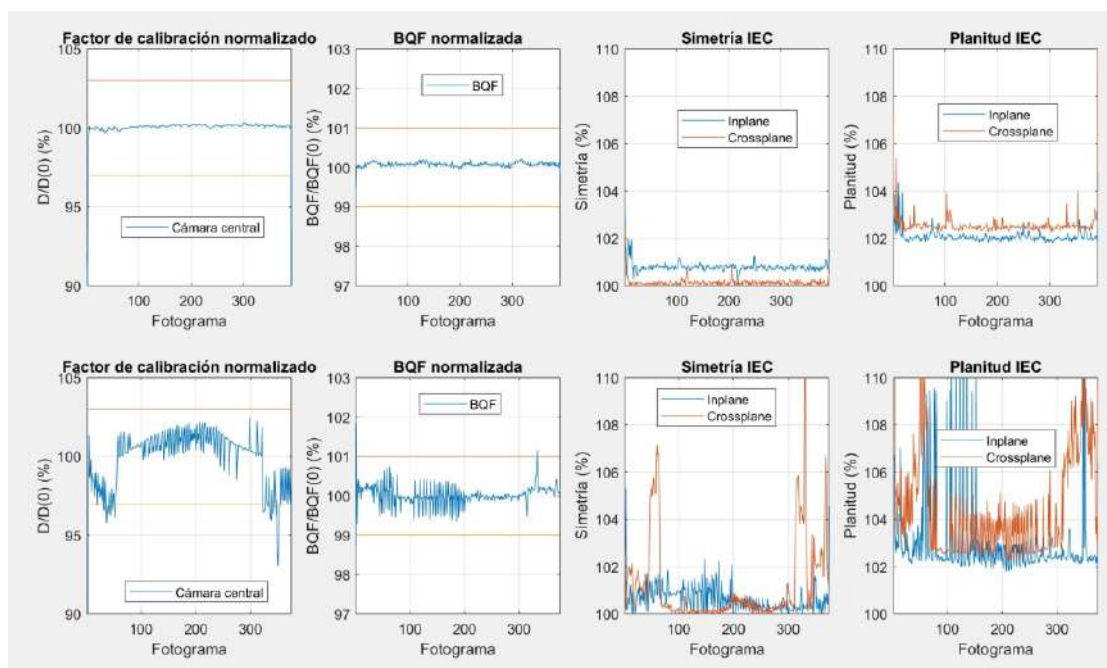


Figure 780: Fluctuaciones encontradas para gantry estático (arriba) y dinámico (abajo). Muestreo de 200ms y 300MU/min

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se han encontrado fluctuaciones importantes en el factor de calibración, planitud y simetría durante las rotaciones. Un muestreo temporal menor o una tasa más baja acentúa estas fluctuaciones. En 200ms a 300MU/min y 6MV nuestro acelerador proporciona 36 pulsos, la variación de un único pulso por frame ya es una contribución importante (2,8%). Se requieren pruebas adicionales para aclarar si estas se deben fundamentalmente al detector o al acelerador.

Estamos en proceso de establecer una tolerancia en el BQF que se relacione directamente con la tolerancia energética del haz.

La distorsión que introduce la mesa en buena parte de las incidencias está pendiente de resolver (mediante una corrección de atenuación).

Pósteres Radioterapia / 491

Puesta en marcha de la mesa 6D en un acelerador lineal para tratamientos de oncología radioterápica

Autores: Xavier Jordi Juan Senabre¹ ; Juan David Quirós Higuera² ; Noelia de Marco Blancas² ; Jorge Bonaque Alandí² ; María del Carmen Castellet García² ; Carla Manjón García² ; Francisco Javier Ponce Navarro² ; Agustín Santos Serra²

¹ Consorci Hospitalari Provincial de Castelló

² Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

Corresponding Author: xabyjuan@yahoo.es

Introducción

En nuestra rutina clínica se realiza adquisiciones diarias de imágenes volumétricas que se registran con las de planificación para calcular correcciones traslacionales (3D) en el posicionamiento de la mesa de tratamiento. Con el nuevo equipamiento la mesa permite además correcciones rotacionales (6D). El objetivo es protocolizar en qué tratamientos se hará uso de la mesa 6D.

Material y Métodos

Los pacientes son tratados en un acelerador lineal VERSA HD (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia). La mesa de tratamiento es la Hexapod controlada mediante la aplicación informática iGuide (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia). Se realiza la planificación dosimétrica con RayStation (RaySearch Laboratories AB, Estocolmo, Suecia). Diariamente se adquiere una imagen volumétrica de tomografía computarizada (CBCT) en la misma sala de tratamiento y se registra con la tomografía usada en la planificación dosimétrica (CT) para reposicionar on-line al paciente.

Para evaluar el efecto dosimétrico de las rotaciones del paciente se realiza un registro rígido de imágenes (RRI) con el mismo CT adquirido y usado en la planificación. De tal manera que uno de los CT se rota deliberadamente 3° en todos los ejes.

Los tratamientos se agrupan en los siguientes localizaciones (sites): cabeza y cuello (1), tórax (2), mama (3), pelvis y abdomen (4), próstata (5), SBRT (6) y extremidades (7). Se analizan en total 21 tratamientos, es decir 3 para cada site.

Resultados y Discusión

Para los sites (2, 3, 4, 5, 7) no se observan diferencias significativas. Los volúmenes a tratar (CTV) no pierden cobertura y los órganos de riesgo (OAR) no sobrepasan las restricciones de sus histogramas dosis volumen (HDV).

Para los sites (1, 6) sí que se observan diferencias significativas. Para el site (1) los volúmenes de algunos OAR es pequeño, por lo que las rotaciones afectan sensiblemente a la dosimetría. La cobertura de los CTV no se ve tan afectada aunque en un caso sí que quedó por debajo del 95% de la dosis prescrita. Para el site (6) los CTV son pequeños y unido a las altas dosis administradas por fracción hace conveniente el uso de la Hexapod. (Ver fig. 1)

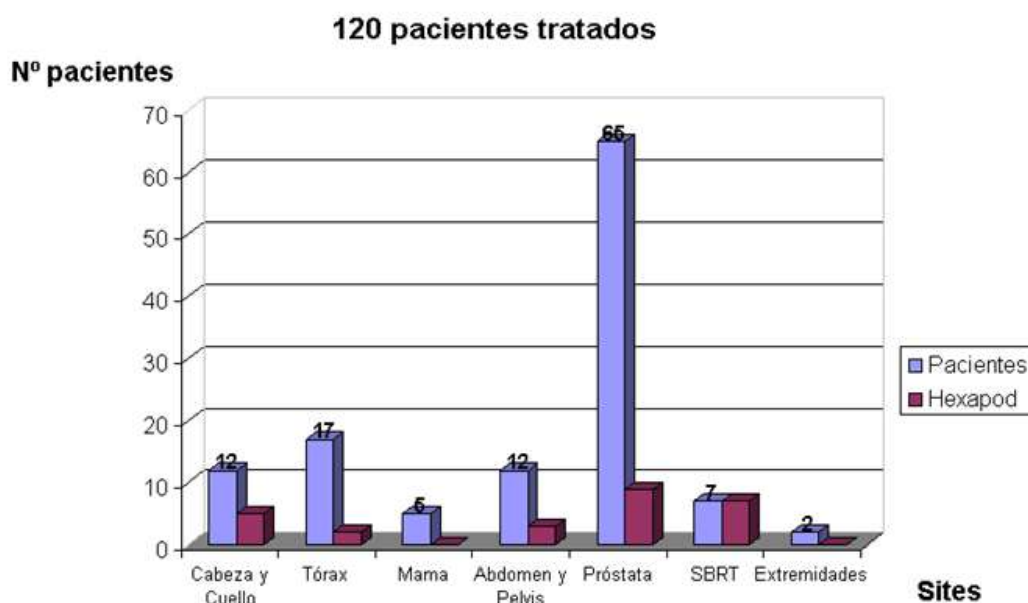


Fig. 1. 120 pacientes tratados agrupados en diversos *sites* y desglosados en el uso, o no, de la *hexapod*.

	(1) Cabeza y cuello	(2) Tórax	(3) Mama	(4) Abdomen Pelvis	(5) Próstata	(6) SBRT	(7) Extre- Midades
Pacientes Totales	12	17	5	12	65	7	2
Pacientes (%)	10.0	14.2	4.2	10.0	54.1	5.8	1.7
Hexapod Totales	5	2	0	3	9	7	0
Hexapod (%)	41.7	11.7	0	25.0	13.8	100	0

Figure 782: tabla 1

Conclusiones

En la rutina clínica se protocoliza el uso de la mesa Hexapod en el site (6), por los resultados obtenidos y la discusión anterior. Para (1) se trata las 5 primeras fracciones con la mesa 3D y se valora para la fracción 6 el uso de Hexapod. Todos estos tratamientos van con máscara de fijación por lo que si al menos ha habido una sesión de tratamiento con rotaciones superiores a 2° en cualquiera de los ejes se configura la Hexapod en el setup. Para el resto de sites no se protocoliza el uso de la Hexapod y sólo si ha habido durante las 5 primeras fracciones del tratamiento al menos dos con rotaciones igual o superiores a 3° se configura la Hexapod en el setup del tratamiento. Por tanto se concluye que el 14.2% de la muestra analizada de pacientes se benefició del uso de la Hexapod.

Pósteres Radioterapia / 564**Aplicación Matlab LinacQA para Análisis de Imágenes MV**

Autores: David Jiménez Feltström¹ ; Francisco Julián Manzano Martínez² ; Cristina Nuño Rodríguez²

Co-autores: María José Hungría Estévez ; Manuel Muñoz Espejo ; Belen Rios Pozo ²

¹ *Vithas Xanit Hospital Internacional*

² *Vithas Sanidad Málaga Internacional*

Corresponding Author: jimenezf@vithas.es

Introducción

Se ha desarrollado una aplicación MatLab para el análisis de imágenes dicom adquiridas con EPID (Electronic Portal Imaging Device). La aplicación permite analizar a partir de imágenes portal, la coincidencia y tamaño del campo de luz y radiación, estrellas de giro de colimador y giro de mesa, así como Winston Lutz. También permite el análisis de imágenes adquiridas con película radiocrómica o placas CR, como por ejemplo de estrellas de giro de gantry.

Material y Métodos

La aplicación se ha desarrollado en Matlab R2017b.

Para la coincidencia del campo de luz y radiación, los límites del campo de luz así como la cruceta se marcan colocando bb's sobre el portal. Se adquieren dos imágenes, una con el campo abierto para visualizar los bb's, y otra con el campo del tamaño deseado.

Para las estrellas se colocan bb's sobre el portal para marcar la cruceta. Para cada giro se adquiere una imagen de tamaño 1 cm x 15 cm. La aplicación suma todas las imágenes adquiridas para formar la estrella.

Para el Winston Lutz utilizamos un localizador para un sistema OPS (Optical Positioning System) de Varian. Una de las bolitas radio opacas del localizador está situada en el isocentro del sistema

OPS, aproximadamente coincidente con el isocentro del acelerador. Para cada giro de gantry, mesa o colimador se adquiere una imagen con un tamaño de campo 2 cm x 2 cm.

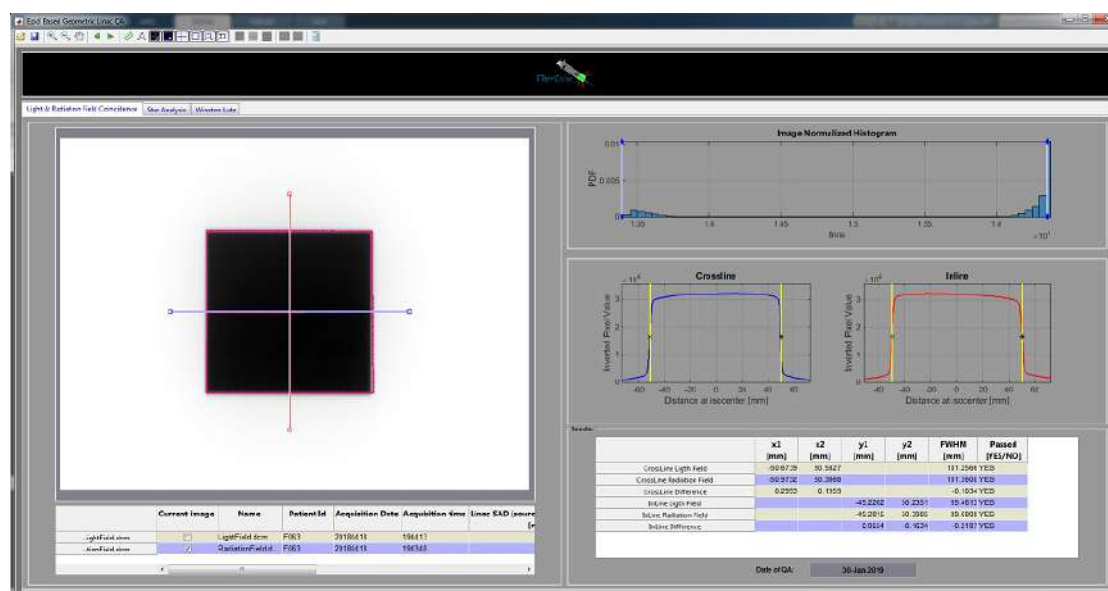


Figure 783: Campo de Luz/Radiación

Resultados

La aplicación hace las correcciones geométricas necesarias ya que la distancia de la fuente al detector es mayor que 100 cm. La información necesaria para la corrección viene en la cabecera dicom.

Una vez localizados los bb's en las imágenes podemos analizar perfiles crossline e inline del campo de luz y radiación. El programa nos calcula el fwhm de forma automática.

En las estrellas, la aplicación traza múltiples perfiles circulares para localizar los “centros de las aspas” a partir de los fwhm de los “pulsos” que aparecen en los perfiles. Los centros se ajustan a rectas por mínimos cuadrados. Finalmente, se encuentra el círculo de radio mínimo que intersecta todas las rectas.

En la prueba de Winston Lutz para cada giro se localiza el vector desplazamiento entre el isocentro del acelerador y el del OPS, además del tamaño del elipsoide del isocentro.

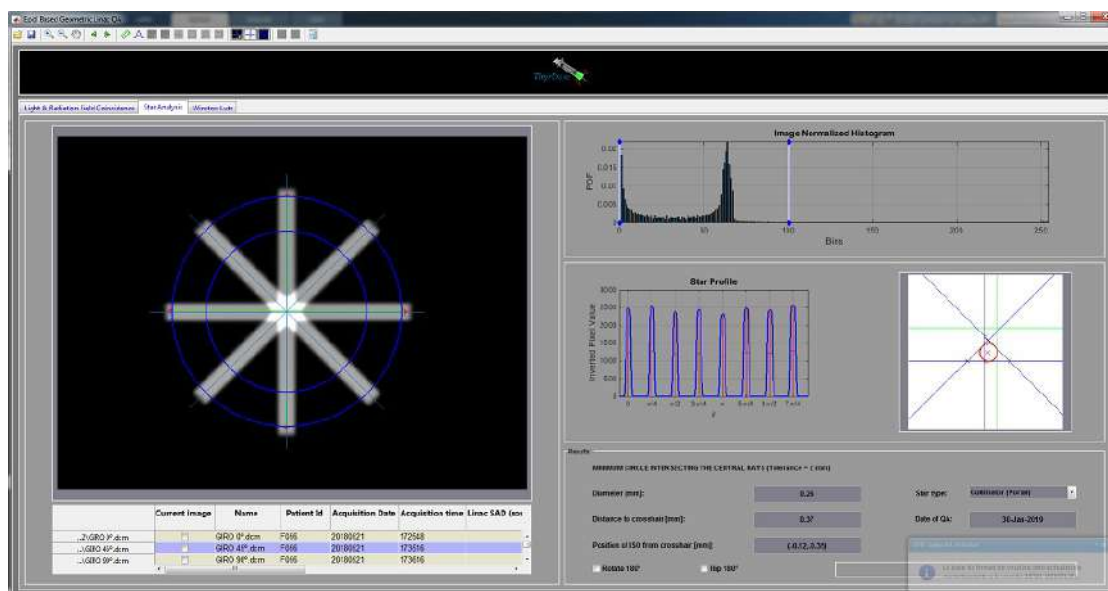


Figure 784: Estrella

Discusión y conclusiones

Esta aplicación nos permite una reducción importante en gasto de películas radiocrómicas. Puede argumentarse que la resolución de las imágenes portal es inferior. La aplicación hace una interpolación de las imágenes para aumentar su resolución, algo parecido a lo que hace una gammacámara a partir de las señales de relativamente pocos fotomultiplicadores. También hay un ahorro de tiempo por evitar la necesidad de escanear las películas. La aplicación es intuitiva y sencilla de utilizar, facilitando el análisis de las pruebas mencionadas.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 356

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA TRAS EL ALTA DE PACIENTES TRATADOS CON LU-177 DOTATATE

Autores: Marta Manzano Rodríguez¹ ; Luis Carlos Martínez Gómez² ; María José Rot San Juan² ; Francisco Rafael Lozano Martínez² ; Mario Leonor Yuste³ ; Rosa Gilarranz Moreno¹

¹ Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H. U. 12 de Octubre

² Hospital Universitario 12 de Octubre

³ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre

Corresponding Author:

INTRODUCCIÓN

El tratamiento estándar de tumores neuroendocrinos con el radiopéptido Lutathera®, 177Lu-DOTATATE ($T_{1/2} = 6.67$ d), consiste en la administración de cuatro ciclos de 7,4 GBq separados por ocho semanas. El paciente permanece ingresado 24 horas para vigilar su evolución. Una vez liberado, recibe instrucciones para la protección radiológica de personas próximas, que debe respetar durante un tiempo. Debido a la falta de recomendaciones específicas para el radiofármaco cuando se implantó la técnica, el Servicio de Protección Radiológica del hospital se basó en el modelo del yodo y en parámetros físicos para establecer estas restricciones. En este trabajo, a partir de medidas en pacientes durante más de dos años, se establecen recomendaciones específicas para los tiempos de restricción.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se considera el siguiente modelo para el cálculo de la tasa de dosis en el instante t (días desde el momento del alta) y a distancia r (metros):

$$D(r, t) = D_{1m,24h}/r^\alpha \cdot \exp(-0.693 \cdot t/T_e) \quad (1)$$

$D_{1m,24h}$ es la tasa de dosis a 1 m en el momento del alta, T_e el semiperíodo efectivo de eliminación y α un exponente de variación de la tasa con la distancia. La dosis comprometida desde el día n (a contar desde el alta), a distancia r y con factor de ocupación T , es:

$$H_{r,T}(n) = D_{1m,24h}/r^\alpha \cdot \exp(-0.693 \cdot n/T_e) \cdot T_e/0.693 \cdot T \quad (2)$$

El número de días de restricción de una determinada actividad se calcula de forma:

$$H_{r,T}(N) = R \quad (3)$$

Siendo R la restricción de dosis considerada para el grupo de población implicado en la actividad (Tabla 1).

Para 13 pacientes y 35 ciclos se ha medido la tasa de dosis a diferentes distancias y tiempos tras la administración con un monitor Victoreen 450P-De-Si-NS/1333 calibrado. Con las medidas para $r=0.5$ m y 1 m en $t=24$ h y 168 h se ha calculado para cada paciente y ciclo $D_{1m,24h}$, T_e , y α mediante (1). Empleando (2) y (3), se ha calculado N para los valores de r , T y R de la Tabla 1. Se ha calculado el percentil del 95% (N95%) como valor de seguridad para todos los pacientes.

RESULTADOS

Se han obtenido los valores $\langle D_{1m,24h} \rangle = 10,4 \mu\text{Sv/h}$, $\langle T_e \rangle = 2,5$ d y $\langle \alpha \rangle = 1,5$. El valor N95% se refleja en la Tabla 1.

DISCUSIÓN

El tiempo efectivo de eliminación promedio es similar al obtenido por otros autores (2,4 d, Fitschen et al. 2011; 2,6 d Mair et al. 2018; 1,3 d Abuqbeitah et al. 2018), en cuyos trabajos las medidas están más restringidas en el tiempo (<120 h desde la administración).

GRUPO	ACTIVIDAD	T	r (m)	R(mSv)	N95% (días)
Cuidadores y familiares	Convivir con adultos > 60 años	0,25	1	15	0
	Convivir con adultos <=60 años o niños > 10 años	0,25	1	3	0
	Convivir con embarazadas o niños < 10 años	0,25	1	1	0
	Compartir cama (pareja > 60 años)	0,33	0,3	15	0
	Compartir cama (pareja <= 60 años)	0,33	0,3	3	2
	Compartir cama (pareja embarazada)	0,33	0,3	1	7
	Cuidar niños < 2 años	0,2	0,3	1	4
Miembros del público	Trabajar con personas próximas	0,3	1	0,3	3
	Trabajar con niños < 2 años	0,2	0,3	0,3	11
	Contacto ocasional	Tiempo máx= 3h	0,5	0,3	2

Figure 785: Valores de T, r (NCRP-155) y R (IAEA-SRS 63)

CONCLUSIONES

Los tiempos de observación de las instrucciones de protección radiológica derivadas de datos dosimétricos y biocinéticos reales para pacientes tratados con Lutahera® son inferiores a los que resultan de modelos que tienen en cuenta sólo parámetros físicos.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 676

Puesta en marcha de protocolo de control de contaminación en la administración de Ra-223 (Xofigo).

Autores: Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Teresa Perez Garcia-Estañ²

Co-autores: José carlos Ramírez Carmona³ ; Manuel José Buades Forner¹ ; Bonifacio Tobarra González⁴

¹ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

² Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica, Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia

³ *HCU Virgen de la Arrixaca*

⁴ *Jefe del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca.*

Corresponding Author: cuentadaniel@gmail.com

Introducción

El Xofigo (dicloruro de Ra-223) es un radiofármaco autorizado para el tratamiento de adultos con cáncer de próstata resistente a la castración, con metástasis óseas sintomáticas y sin metástasis viscerales conocidas.

El Ra-223 es un emisor primordialmente alfa (95.3%, 5-7.5 MeV), aunque también una pequeña componente beta (3.6%, energía media de 0.445 y 0.492 MeV) y gamma (1.1%, 0.01-1.27 MeV), con una vida media de 11,4 días.

La realización de terapias con Ra-223 conlleva un riesgo asociado debido a la radiación externa (pequeño debido a las bajas dosis que se administran a los pacientes (50 kBq/kg)) o por contaminación procedente de algún derrame producido durante la administración intravenosa del fármaco. Es por ello conveniente la elaboración de un protocolo de verificación de ausencia de contaminaciones dentro de los programas de protección radiológica.

En el año 2018 se inició en el Servicio de Protección Radiológica de nuestro hospital un programa de vigilancia de contaminación en los tratamientos con Ra-223, cuyos resultados presentamos en este trabajo.

Materiales y métodos

Se ha analizado el recorrido de la dosis de Ra-223 desde su preparación en el Servicio de Radiofarmacia hasta la administración en Medicina Nuclear, localizando los puntos clave de riesgo de contaminación: el material no desechable utilizado (batea de trabajo, pinzas y protector de jeringa) y la zona de inyección.

Tras los tratamientos, se realizan dos medidas en las zonas de riesgo para detectar la radiación gamma asociada a la desintegración del Ra-223, que estaría presente en caso de contaminación. En primer lugar se toman medidas con un medidor de contaminación CONTAMAT FHT 111M, y a continuación se realiza un frotis de cada zona, que es analizado mediante un analizador multicanal Camberra GENIE 2000 y comparado con el espectro de energía obtenido de un vial de Xofigo.

Resultados y discusión

Desde la implantación del protocolo en mayo de 2018 se han realizado 11 tratamientos de Ra-223. En todos ellos, las medidas de contaminación realizadas in situ con el detector CONTAMAT han sido negativas y compatibles con fondo. Los mismos resultados se han obtenido del análisis espectral de los frotis.

En la Figura 1 se muestra el espectro de energía del vial patrón de Xofigo (arriba) y el espectro obtenido en los frotis (abajo).

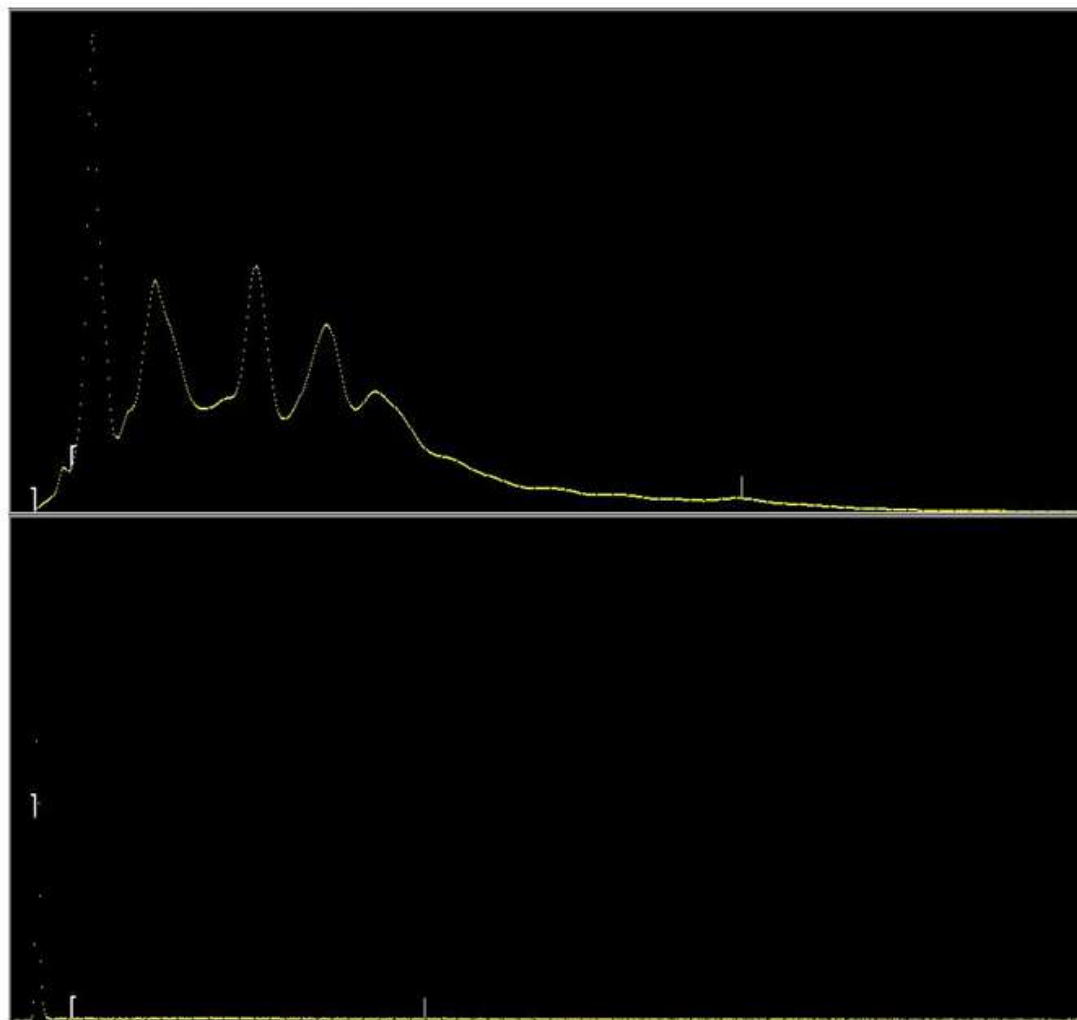


Figure 786: Espectros de energía obtenidos para la muestra de Ra-223 (arriba) y los frotis de control (abajo)

Conclusiones

Se ha introducido un protocolo útil para la detección posibles puntos de contaminación en el recorrido del radiofármaco desde su preparación hasta su administración.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 504

IMPACTO DE LA DOSIMETRÍA OCUPACIONAL EN TIEMPO REAL SOBRE LOS INDICADORES DOSIMÉTRICOS EN UN LABORATORIO DE CARDIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Autores: José Manuel Ordiales Solís¹ ; José Ramos Caballero² ; Juan Manuel Nogales Asensio³ ; José Ramón López-Mínguez³ ; Ginés Martínez Cáceres⁴

¹ Servicio de Radiofísica. Hospital de Mérida.

² Hospital de Mérida

³ Sección de Hemodinámica, Servicio de Cardiología, Hospital Universitario de Badajoz

⁴ Sección de Hemodinámica, Servicio de Cardiología, Hospital de Mérida

Corresponding Author:

INTRODUCCIÓN.

Los procedimientos intervencionistas con rayos X generan exposiciones médicas y ocupacionales que requieren un riguroso control para garantizar la seguridad durante su ejecución. La optimización de la dosis de radiación mediante la aplicación del principio ALARA es una herramienta eficaz para cumplir este objetivo. El desarrollo tecnológico ha permitido la incorporación de herramientas de monitorización de la dosis ocupacional en tiempo real y la posibilidad de su visualización de forma sencilla por parte de los trabajadores. El objetivo de este trabajo fue evaluar la influencia que esta información tuvo en los indicadores dosimétricos registrados en un laboratorio de cateterismo cardiaco.

MATERIAL Y MÉTODOS.

Durante un período de 21 meses se evaluaron 532 procedimientos diagnósticos en cardiología intervencionista realizados por 5 cardiólogos y 3 enfermeros. El equipo de rayos X fue un Philips Allura FD10. Se realizó un registro y validación de indicadores dosimétricos mediante el sistema de gestión de dosis DOLIR. Los datos fueron agrupados por trimestres en un total de 7 periodos. Para cada uno se evaluaron las medianas del Producto Kerma-Área (PKA), tiempo de fluoroscopia y número de imágenes. Durante el trimestre 5 se empleó un sistema de dosimetría ocupacional en tiempo real i2 (RaySafe) con pantalla de visualización en el interior de la sala. En cada procedimiento se utilizaron 4 dosímetros, 3 situados en la solapa de los trabajadores por fuera del delantal de protección y 1 en el arco de rayos X.

RESULTADOS.

El número de procedimientos en cada periodo fue 79, 79, 90, 66, 73, 71 y 74. Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en los indicadores dosimétricos entre el periodo 5 y el grupo de periodos anteriores a la utilización del sistema de dosimetría ocupacional en tiempo real.

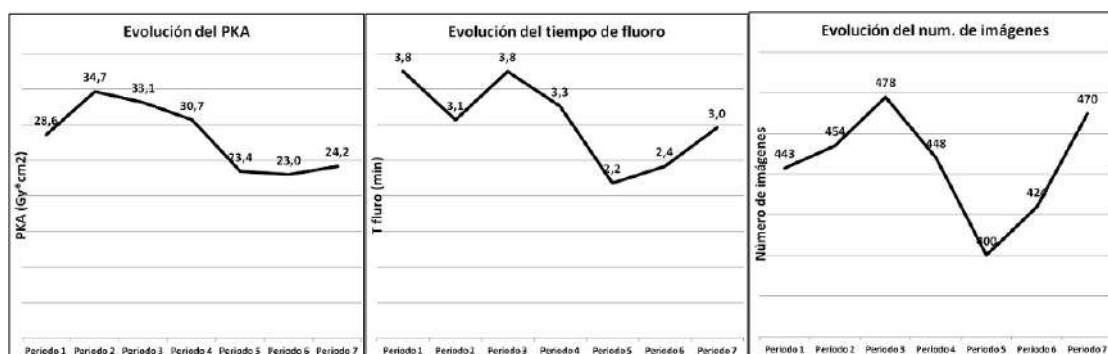


Figure 787: Figura 1. Variación de PKA, tiempo de fluroscopia y número de imágenes en los 21 meses de registro de datos

Entre los periodos 1 al 4 no se obtuvo significancia estadística.

DISCUSIÓN.

En los 4 primeros periodos la variación de los indicadores dosimétricos fue de tendencia variable. En el periodo 5, coincidiendo con la introducción del sistema de dosimetría ocupacional en tiempo real, se observó una reducción de los indicadores con significación estadística. En los periodos 6 y 7 se observó nuevamente un aumento en los valores de los indicadores dosimétricos. Aunque otras variables pudieron haber influido, la coincidencia temporal del cambio de tendencia en los datos obtenidos y el uso de un sistema de dosimetría operacional tuvo un impacto favorable.

CONCLUSIÓN.

Los datos evaluados mostraron la posibilidad de que la utilización de un sistema de dosimetría ocupacional en tiempo real pudo influir de forma positiva en la optimización de procedimientos diagnósticos en cardiología intervencionista provocando la utilización de un menor tiempo de fluoroscopia y número de imágenes e influyendo en la dosis de radiación registrada durante los procedimientos. No obstante, es necesario realizar una comparación de los datos obtenidos con la metodología presentada en otros procedimientos intervencionistas, entre diferentes centros y su impacto en la dosimetría ocupacional para poder confirmar los resultados.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 161

Optimización de la dosis en ablaciones. Una experiencia de 10 años.

Autores: Francisco Javier Rosales Espizua¹ ; José Miguel Ormaetxe Merodio² ; Gaizka Barrutia Mariscal³ ; David Sainz-Terrones Fernández²

¹ Hospital Universitario Basurto, 48013, Bilbao

² Sección de Hemodinámica y Electrofisiología. Hospital Universitario Basurto, 48013, Bilbao

³ Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario Basurto, 48013, Bilbao

Corresponding Author: prcorreo@gmail.com

Introducción

La optimización del balance dosis-calidad de imagen es clave para la protección radiológica del paciente. Se presenta un estudio realizado en la sala de electrofisiología cardiaca del Hospital Universitario Basurto (HUB), con datos de más de 400 ablaciones a lo largo de más de 10 años.

Material y métodos

Se presentan los datos radiológicos más relevantes (PKA y tiempo) de ablaciones cardiacas sin navegador con un equipo Siemens Arcadis Avantic con intensificador de imagen desde 2008 a 2018.

La estabilidad y el correcto funcionamiento del equipo fueron revisados anualmente (y tras intervenciones que lo requirieran) como parte del programa de control de calidad del HUB.

En noviembre de 2018 el equipo Arcadis Avantic es sustituido por otro arco Siemens Cios Alpha; previamente a su uso clínico son configuradas curvas en escopia más ajustadas a los estudios de electrofisiología que las habituales.

Resultados

En 2008, la colaboración entre las secciones de Hemodinámica y Electrofisiología (SHE) y el servicio de Protección Radiológica (SPR) y la implicación del SHE en la aplicación de pautas de protección radiológica permitió una reducción sustancial de las dosis impartidas a los pacientes en las ablaciones; esta reducción se ha mantenido hasta la sustitución del equipo en 2018.

Como se comprueba en la tabla inferior, con datos de ablaciones sin uso de navegador, el adecuado ajuste del equipo nuevo ha permitido mantener en primera instancia los valores de PKA habituales durante los últimos 10 años.

Año	Tamaño muestra	MEDIANA PKA (Gycm2)	MEDIANA tiempo (min)	MEDIANA PKA/t (Gycm2/min)
2008 Antes de ajuste	28	65,02	23,59	253,04
2008 Tras ajuste	45	15,24	20,30	98,30
2009	79	7,67	16,78	43,42
2010	95	13,76	20,95	60,92
2013	33	13,50	20,00	68,10
2014	36	11,77	17,76	66,76
2016	40	13,46	21,16	71,45
2017	34	11,25	19,79	65,60
2018	69	12,62	21,38	62,71
2018 Equipo Cios Alpha	33	11,44	21,57	68,27

Figure 788: enter image description here

Discusión

Incorporar un equipo nuevo a un Servicio comporta la necesidad de un aprendizaje, así como una adecuación del propio equipo a las necesidades del Servicio, máxime si incorpora novedades tecnológicas relevantes.

En 2008 se detectó una incorrecta configuración del equipo Siemens Arcadis Avantic con respecto a

las necesidades del SHE, por lo que los profesionales clínicos sólo tenían disponibles curvas de funcionamiento del equipo con una calidad de imagen sustancialmente superior a la mínima necesaria; esta configuración comportaba dosis también no justificadas.

La optimización de su configuración, incorporando curvas de menor dosis, y la implicación de los profesionales clínicos en el uso de la calidad de imagen estrictamente adecuada para garantizar el éxito clínico aseguraron niveles de dosis contenidos; véase la evolución del cociente PKA/tiempo.

El equipo nuevo, dotado de flat panel, y con capacidad de utilización en técnicas más complejas fue configurado con una reducción de los parámetros dosimétricos habituales (menores tasa de pulsos y dosis/pulso en el detector y/o utilización de curvas con tensiones más elevadas que priorizaran el ahorro de dosis); esta configuración, validada por el SHE, ha mantenido la reducción de dosis obtenida hasta la fecha. A ciencia cierta, éste no hubiera sido el resultado con su uso en una configuración estándar.

Conclusiones

La implicación de los Servicios clínicos en la protección radiológica del paciente y la colaboración con los SRF/SPR son críticos para lograr una satisfactoria aplicación del criterio ALARA en este ámbito. La incorporación de equipos nuevos, aun con avances tecnológicos, no bastan para garantizar la optimización en el uso clínico de las radiaciones ionizantes.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 353

Experiencia con la dosis en superficie a la entrada del paciente por medio del rendimiento

Autores: José Manuel Richarte Reina¹ ; Andrés Cid Galache¹ ; Jonathan Suarez Arteaga¹ ; José Miguel García Madueño¹ ; Rebeca Hernández Rodríguez¹ ; José Manuel Reinoso Cobo¹

¹ Hospital de Jaén

Corresponding Authors: jmricharte@gmail.com, andrescidg@yahoo.es, jonathan.suarez.arteaga@gmail.com, jmgmadu@gmail.com

Introducción

La directiva 2013/59/Euratom incluye normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes. Su incorporación a la legislación española es inminente pero la preocupación por evaluar las dosis que reciben los pacientes tiene un recorrido muy largo. El registro de cada exploración ha supuesto, sin disponer de un sistema automático de registro, un lastre pesado en servicios ya de por sí saturados. Existía una alternativa que consistía en estimar la dosis en la superficie de entrada al paciente (DSE), dosis calculada a partir de las pruebas del rendimiento del tubo en los controles de calidad obligatorios del protocolo español y compararla con la DSE, dosis medida, proveniente de una cámara de transmisión.

Durante años, desde 2011, nuestro servicio ha preparado informes usando estos valores de rendimiento para identificar aquellos equipos cuyas técnicas pudieran comprometer los valores de referencia recogidos en el Real Decreto 1976/1999.

Material y métodos

Las pruebas realizadas a los equipos de radiodiagnóstico incluyen la verificación del rendimiento del tubo, como la dosis absorbida en aire por unidad de carga para ciertos kilovoltajes de referencia. Es preciso caracterizar el rendimiento a través de estos valores de voltaje y ajustarlo por medio de un polinomio de segundo grado a todos los valores de voltaje continuos, y así poder cubrir cualquier técnica usada en los distintos equipos.

Resultados

En general, existe un buen acuerdo entre las dosis medidas y calculadas a la entrada del paciente. Sus valores están por debajo de los valores de referencia en las exploraciones, lo que indica que las dosis recibidas por los pacientes con necesidades diagnósticas en el CHJ no superan las referencias recomendadas. En media se mantenían por debajo del 40% (Ejemplo zona Pelvis en Figura 1) de dichas referencias.

La revisión del rendimiento nos ha conducido a detectar valores desmesurados de algunas exploraciones de Tórax que fueron comunicadas al servicio técnico para una solución (Figura 2).

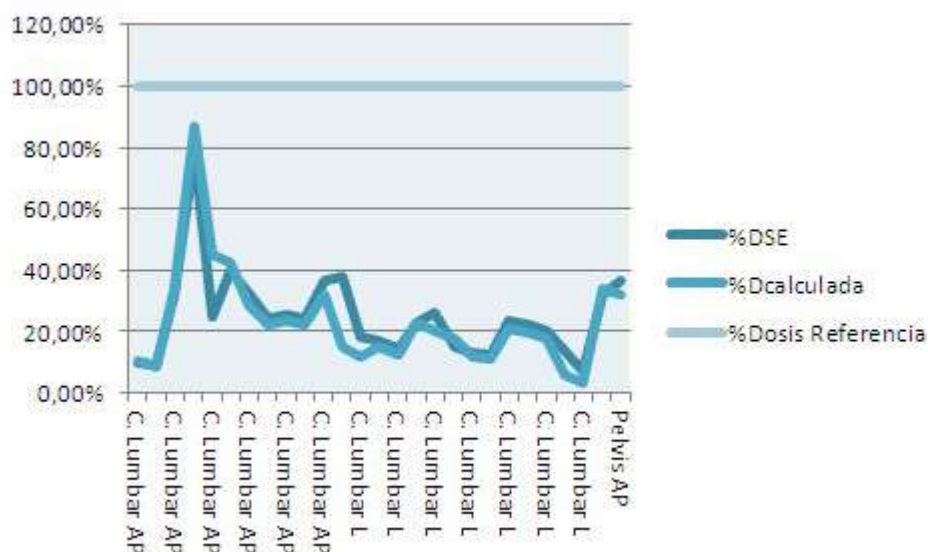


Figure 789: enter image description here

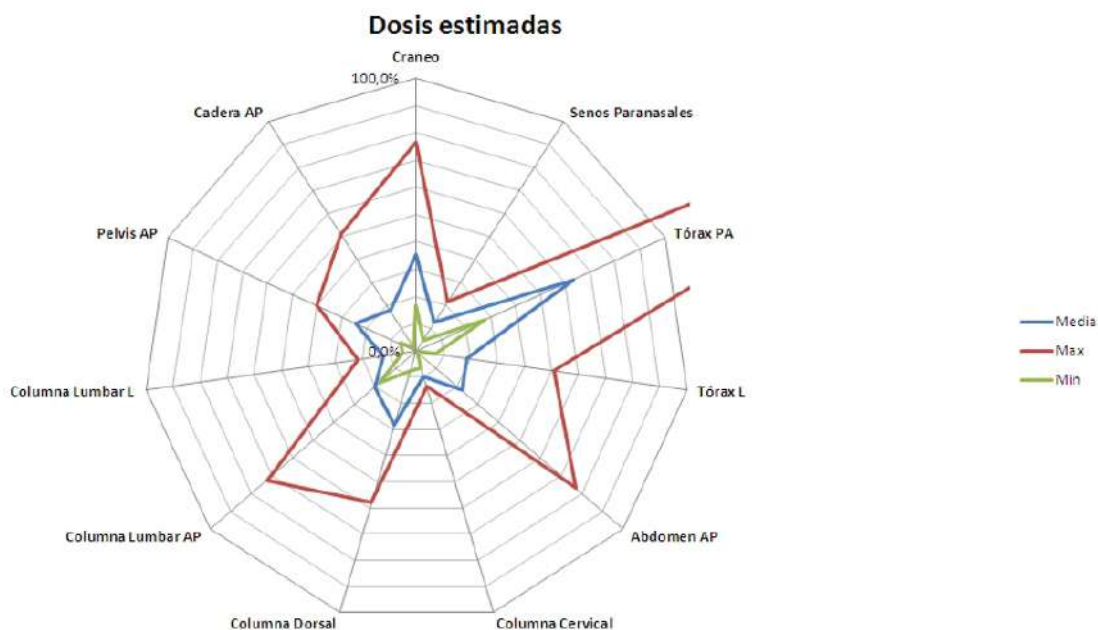


Figure 790: enter image description here

Discusión

Como primera aproximación las dosis recibidas por los pacientes tienen una dependencia directa con la DSE, y ésta a su vez, con el rendimiento. Por tanto, es conveniente atender los valores de éste último para que no se produzcan exposiciones que amenacen los valores de referencia y permanecer dentro de los márgenes de dosis recomendados. Se trata pues de controlar que los valores de rendimiento no se disparan por encima de un umbral tras un cambio o un mal funcionamiento del tubo.

Conclusiones

No podemos asegurar que los valores recomendados en el RD sean realmente superados, pero sí es una simple forma de crear una alerta. También se dispone de un buen estimador que nos acerca

a la necesidad o no de realizar medidas frecuentes en pacientes. La periodicidad de estas medidas podría establecerse en función de las necesidades de la unidad de Radiofísica. Otro asunto es considerar que las técnicas y protocolos seguidos en las exploraciones no puedan ser optimizados y homogeneizados.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 664

Análisis de las dosis a cristalino a partir de dosímetros de delantal

Autores: Jorge Vilar-Palop¹ ; Irene Mas Muñoz¹ ; Juanjo Rovira Escutia¹ ; María Gracia Ochoa¹ ; Ángela Soriano Cruz¹ ; Cristian Candela-Juan² ; Diego Abad Mocholí¹ ; Juan Diego Palma Copete¹ ; María del Carmen Pujades¹ ; Jose Manuel Martínez Masmano¹ ; Victoria Mestre de Juan¹ ; Nieves Llorca Domaica¹

¹ Centro Nacional de Dosimetría

² Centro Nacional de Dosimetría (CND)

Corresponding Author: jvpalop@gmail.com

Introducción

La Directiva 2013/59/EURATOM establece un nuevo límite para cristalino de 100 mSv acumulados en 5 años. El Centro Nacional de Dosimetría (CND) lleva ofreciendo dosímetros de delantal desde 1985. Actualmente se distribuyen mensualmente 384 dosímetros a 22 hospitales en toda España (>4500 lecturas anuales). Uno de los usos recomendados de dicho dosímetro ha sido su uso como estimador de la dosis recibida en cristalino.

El objetivo de este estudio es evaluar la implicación de la reducción del límite de cristalino, estudiando las lecturas de $Hp(0,07)$ obtenidas de dosímetros colocados sobre delantal plomado.

Material y métodos:

Se extrajeron de la base de datos de dosis del CND todas las lecturas de $Hp(0,07)$ superiores al nivel de registro (0,1 mSv) de dosímetros de delantal recibidos tras un mes de uso. A estos valores se les aplicó un factor geométrico de 0,75 (Clerinx et al. 2008) para estimar la dosis en cristalino. Adicionalmente, se consideró un factor de reducción de la dosis (FRD) de 5,6 para gafas plomadas (Domienik y Brodecki 2016).

Se estudió el histograma de las dosis recibidas por los trabajadores para las tres categorías profesionales más representativas: Médicos, Enfermeros y Técnicos, y se tuvo en cuenta una fracción mensual del límite de dosis de 1,7 mSv.

Resultados:

Se obtuvieron un total de 11675 lecturas de dosímetros de delantal, de las cuales 6776 (58,0%) superaban el nivel de registro.

En la tabla 1 se muestra el porcentaje de lecturas clasificadas por trabajadores analizados según categoría profesional con dosímetro de delantal plomado con y sin gafas plomadas que potencialmente superarían la fracción mensual de dosis establecida.

Un 27,9% de las dosis superiores a 0,1 mSv recibidas por médicos y un 7,1% de las recibidas por enfermeros superarían la fracción mensual de dosis en caso de no llevar gafas plomadas. Estos porcentajes se reducen a un 1,4% y un 0,2% respectivamente si se aplica un FRD de 5,6 por las gafas plomadas.

Categoría Profesional	% de datos analizados	$H_p(3) > 1,7 \text{ mSv}$ sin gafas	$H_p(3) > 1,7 \text{ mSv}$ con gafas
Médicos	50,0%	17,8%	1,4%
Enfermeros	38,9%	4,0%	0,2%
Técnicos	11,1%	0,1%	0,0%
Total	100,0%	10,4%	0,8%

Figure 791: Porcentaje de lecturas clasificado por trabajadores con $H_p(3) > 1,7 \text{ mSv}$ **Discusión**

Un porcentaje significativo de los trabajadores expuestos que utilizan dosímetro de delantal reciben dosis que superarían la fracción de dosis a cristalino. El uso de gafas plomadas sería recomendable en estos casos. Además, incluso teniendo en cuenta el uso de gafas plomadas, algunos profesionales superarían estos valores y requerirían una vigilancia más estrecha para evitar que superaran los límites anuales o quinquenales establecidos.

Conclusiones

Los servicios de protección radiológica deben establecer protocolos para vigilar el cumplimiento de los nuevos límites de dosis a cristalino. El uso de dosímetros de delantal puede ayudar a detectar profesionales que reciban dosis suficientemente altas como para requerir el uso de gafas plomadas y/o formación y medidas de vigilancia adicionales.

Referencias

1. Clerinx P et al. 2008 Double-dosimetry algorithm for workers in interventional radiology Radiat.Prot.Dosim. 129 321–7
2. Domienik J and Brodecki M. 2016 The effectiveness of lead glasses in reducing the doses to eye lenses during cardiac implantation procedures performed using x-ray tubes above the patient table J.Radiol.Prot. 36 N19–25

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 333

ANÁLISIS DEL RIESGO RADIOLÓGICO DE LOS TRATAMIENTOS DE CA. DE TIROIDES CON I-131 MEDIANTE EL MÉTODO DE LAS MATRICES DE RIESGO

Autores: María José Rot San Juan¹ ; Ana Cristina Hernández Martínez² ; Luis Carlos Martínez Gómez¹ ; Francisco Rafael Lozano Martínez¹ ; Marta Manzano Rodríguez¹ ; Mario Leonor Yuste¹ ; Rosa Gilarranz Moreno¹

¹ Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H. U. 12 de Octubre

² Servicio de Medicina Nuclear, H. U. 12 de Octubre

Corresponding Authors: mjrotsj@gmail.com, luisc.martinez@salud.madrid.org, franciscorafael.lozano@salud.madrid.org

Objetivo

El objetivo del trabajo es analizar y estudiar, mediante el método de las matrices de riesgo, los riesgos radiológicos para pacientes con ca. de tiroides tratados con I-131.

Material y métodos

Se ha seguido la metodología de las matrices de riesgo (IAEA TECDOC-1685).

Se elaboró un organigrama detallado del proceso de tratamiento de pacientes de ca. de tiroides con I-131 del Servicio de Medicina Nuclear del H. U. 12 de Octubre.

Partiendo del mismo se analizaron las diferentes etapas del proceso por un grupo multidisciplinar constituido por radiofísicos, médicos nucleares, personal técnico de medicina nuclear y de radiofarmacia, y personal de enfermería.

Se localizaron todos los posibles sucesos iniciadores (SI) con consecuencias para los pacientes y todas las barreras, reductores de frecuencia y reductores de consecuencia existentes en el Servicio de Medicina Nuclear para el proceso evaluado.

A cada uno de estos SI se le asignó un nivel de frecuencia y de consecuencia, a juicio de los expertos, y se estimó la probabilidad de fallo de las barreras existentes. El riesgo de los SI se obtuvo a partir de la combinación de estas tres variables utilizando la matriz de riesgos.

Resultados

Se identificaron 15 sucesos iniciadores con riesgo radiológico para los pacientes (ningún SI de Riesgo Muy Alto, 3 SI de Riesgo Alto, 11 SI de Riesgo Medio y 1 SI de Riesgo Bajo), 14 barreras y 5 reductores de frecuencia. No se encontró ningún reductor de consecuencia.

De los 15 SI, el 93% son debidos a errores humanos.

Se propusieron dos reductores de frecuencia, que aunque no influían en el perfil de riesgo para el paciente, mejoraban la calidad del tratamiento: Dar por escrito las instrucciones de preparación del paciente (Suspender tratamiento hormonal vs Thyrogen, y alimentación pobre en yodo) y Dar por escrito las instrucciones de disminución de irradiación del paciente en órganos de riesgo, que previamente al análisis se comunicaban oralmente al paciente.

Discusión

Es importante que en la evaluación y discusión de los sucesos participen todos los profesionales implicados en las diferentes etapas del proceso, ya que la percepción del riesgo de cada uno de ellos, en ocasiones, es muy diferente.

Este tratamiento es un proceso multidisciplinar en el que muchas tareas son realizadas por una única persona y la implementación de estrategias de verificación redundante no siempre es posible, lo que implica la posibilidad de un alto porcentaje de errores humanos.

Es fundamental la divulgación a todos los profesionales de los resultados obtenidos por el grupo de trabajo, para que incorporen en sus procedimientos la prevención de SI.

Conclusión

La aplicación de la metodología de las matrices de riesgo al tratamiento de los pacientes de ca. de tiroides con I-131 ha permitido detectar las debilidades del proceso y optimizarlo en la medida de lo posible.

Es necesaria la sensibilización y formación de los diferentes profesionales en materia de riesgos.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 440

Experiencia de la Red Latinoamericana de Protección Radiológica en Medicina

Autor: Eduardo Medina Gironzini¹

¹ Red LAPRAM

Corresponding Author: medina.gironzini@gmail.com

En agosto de 2017 se llevó a cabo el Simposio Internacional sobre Protección Radiológica en Medicina en Arequipa, Perú con la activa participación de 221 asistentes de 16 países con el objetivo de discutir e identificar los principales problemas presentados y proponer soluciones respecto al Llamado de Bonn a la Acción y a los acuerdos de CIPRAM.

En la última sesión del Simposio y con la finalidad de difundir los acuerdos del evento y a su vez promover acciones para mejorar las condiciones de protección radiológica en la región latinoamericana, se forma una comisión de trabajo que luego se denominó Red Latinoamericana de Protección Radiológica en Medicina (Red LAPRAM) con el principal objetivo de fortalecer la Protección Radiológica en las aplicaciones médicas de las radiaciones ionizantes en la región y además: a) Promover, facilitar y mejorar la comunicación y divulgación de conocimientos sobre protección radiológica entre las personas que hacen uso de las radiaciones ionizantes en la medicina (profesionales de la salud, autoridades sanitarias, organismos reguladores, sociedades profesionales de salud y de protección radiológica, fabricantes de equipos médicos, universidades así como personas y organismos involucrados en el tema); b) Identificar problemas específicos y plantear soluciones para cumplir con los acuerdos internacionales sobre el tema; c) Organizar grupos de trabajo para proponer acciones con la finalidad de brindar solución a problemas específicos sobre protección radiológica en la región; d) Difundir los temas de protección radiológica en medicina; e) Fomentar el intercambio de experiencias orientadas a mejorar las condiciones de protección radiológica en América Latina, etc.

Los miembros plenos de la Red son los profesionales de reconocida experiencia que están de acuerdo con aportar para el cumplimiento de los objetivos de la Red y los miembros institucionales son las organizaciones nacionales e internacionales que apoyan los objetivos de la Red.

Se cuenta con Términos de Referencia donde se define el marco bajo los cuales funciona la Red y también se contemplan los órganos de dirección y gobierno, la organización de eventos internacionales, etc.

Una de las primeras acciones de la Red ha sido establecer un perfil en Facebook: www.facebook.com/redlapram como medio de información y divulgación de temas de interés. Además, se Igualmente, se han preparado artículos para algunas revistas técnicas y se coordina diversos temas con organismos internacionales. Se ha formado un grupo de trabajo internacional con el objetivo de revisar los requisitos de formación y acreditación del físico médico en América Latina tomando en cuenta la realidad regional.

Periódicamente se organizan Seminarios Web a cargos de destacados especialistas a fin de difundir diversos temas de interés. Estos se encuentran disponibles en el canal de la Red LAPRAM: www.youtube.com/channel/UCYJBhtjS-a758IX4YiJquaA

También se difunde información técnica de organismos internacionales, algunos de los cuales han sido traducidos al español.

En este trabajo se muestran los aportes de la Red cuya dirección es: redlapram@gmail.com

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 348

Análisis de seguridad en la administración de tratamientos con ¹⁷⁷Lu.

Autores: María José Béjar Navarro¹ ; Felipe Orozco Martínez¹ ; Miguel Cámara Gallego¹ ; Ana Martínez Felipe¹ ; Teresa Navarro Martínez¹ ; Alberto Martínez Lorca¹ ; Inmaculada González Fernández¹ ; Daniel Prieto Moran² ; Juan David García Fuentes¹ ; David Sevillano Martínez¹ ; Rafael Colmenares Fernández¹ ; Ana Belén Capuz Suárez¹ ; Rafael Moris Pablos¹ ; Feliciano García Vicente¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² Hospital Universitario Ramón y Cajal

Corresponding Author: mbejar.hrc@gmail.com

Introducción

A lo largo del año 2018 tuvieron lugar tres incidentes de contaminación debido al derrame de líquido del vial de ¹⁷⁷Lu (Lutathera) durante la administración de este radioisótopo. Hasta septiembre de 2018 la administración del ¹⁷⁷Lu se realizaba conectando directamente el vial con el radiofármaco al catéter que iba unido a la vía del paciente. El vial se colocaba boca abajo y el líquido caía por gravedad. El problema era que ante un episodio de pérdida de estanqueidad en el tapón ocurría una dispersión de la contaminación por la habitación, lo que en algún caso nos ha obligado a clausurarla para uso clínico durante meses.

El objetivo de este trabajo es analizar posibles factores que influyen en la seguridad de los tratamientos con ¹⁷⁷Lu con el nuevo sistema empleado y recogerlos en una lista de chequeo.

Material y métodos

El material empleado fue:

- 14 viales con líquido coloreado.
- Sistema de bomba y suero para la infusión, alargaderas, agujas y vías periféricas de diferentes calibres, llave de tres pasos y conector.
- Caja de metacrilato para alojar el vial de ¹⁷⁷Lu durante la administración.

Con el nuevo sistema, el vial de Lutathera se aloja dentro de la caja de metacrilato y se le conectan dos agujas, una por la que se introduce suero salino y otra por la que sale el radiofármaco hacia la vía del paciente.



Figure 792: Montaje realizado para la administración de tratamientos con ^{177}Lu

Se solicitaron al laboratorio farmacéutico 14 viales con líquido coloreado no radiactivo iguales a los que se suministran con el Lutathera. Con ellos se realizó el mismo montaje que se realiza para el tratamiento del paciente y se simularon situaciones de obstrucción cerrando la llave que controla el flujo de líquido al paciente y comprobando la respuesta del sistema de seguridad de la bomba.

Resultados y discusión

Los 4 primeros ensayos fueron realizados con diferentes calibres de aguja. Sólo en uno de los casos se produjo un rebosamiento del líquido por la membrana del trocar sin que el sistema de seguridad alertara del problema. Se descartó la combinación de agujas utilizadas en este caso y se repitió el ensayo 10 veces más colocando agujas de tipo 22G L75. En todos estos casos el sistema alertó de la obstrucción.

La lista de chequeo generada se muestra a continuación:

LISTA DE CHEQUEO PARA EL PROCEDIMIENTO DE ADMINISTRACIÓN DEL Lu-177

- ☐ Se ha verificado que disponemos de todo el material necesario.
- ☐ Se ha verificado la identidad del paciente.
- ☐ Se ha verificado la actividad y color del líquido del vial de ~~Lu-177~~.
- ☐ Se ha realizado el montaje correctamente (alaguetas por dentro de los sellos protectores en la caja de radiación, contenedores radiando pegados al fondo de la caja de radiación con cinta adhesiva de doble cara y vial de ~~Lu-177~~ pegado al fondo del contenedor radiando).
- ☐ Se ha purgado todo el sistema para liberarlo de burbujas de aire.
- ☐ Se ha colocado la alaguetas con REF Q-150 que conecta la lancha suero con el vial de ~~Lu-177~~.
- ☐ Se ha colocado la alaguetas con REF Q-150 que conecta el vial de ~~Lu-177~~ con la flecha de los gases + conexión macho-macho.
- ☐ Se ha colocado la alaguetas con REF Q-150 que conecta la flecha de los gases + conexión macho-macho con la vía del paciente.
- ☐ Se ha verificado que NINGUNA de las alaguetas tiene sistema ~~apocriptico~~.
- ☐ Se ha verificado que NINGUNA de las alaguetas se encuentre accidentada.
- ☐ Se ha programado la bomba para que los primeros 50 ml de suero ~~246~~ al 0.9% pasen a velocidad de 100 ml/h y los 200 ml de suero restantes a velocidad de 200 ml/h.
- ☐ IMPORTANTE: Se ha pinchado el vial con una aguja de venita sólo la cantidad grande sale líquido cuando pinchamos con las agujas pequeñas. Pinchar una sola vez por el centro del círculo).
- ☐ Se ha utilizado una aguja pequeña 23G 1.5 para introducir el suero en el vial de ~~Lu-177~~ (pinchar con el dedo colocado hasta casi el fondo del vial y una sola vez).
- ☐ Se ha utilizado una aguja pequeña 23G 1.5 para sacar el líquido del vial de ~~Lu-177~~ (pinchar con el dedo colocado y una sola vez). Pasa aguja sobre flecha hasta el fondo del vial.
- ☐ Se ha utilizado una vía periférica 18G o 20G (a las zonas del paciente no permiten la de 20G) para canalizar al paciente.
- ☐ Se han pinchado ambas agujas pequeñas dentro del círculo del tapón pero con suficiente separación dentro del vial de ~~Lu-177~~ para evitar realizar un contacto accidentalmente grande en el mismo.
- ☐ Se ha verificado que las dos agujas pequeñas quedan bien (unidas con sujeciones) para evitar que el peso de las alaguetas las incline).
- ☐ Se ha verificado que las dos agujas pequeñas no quedan en contacto con las paredes del vial para evitar que se tapone la luz de la aguja dificultando la entrada o salida de líquido.
- ☐ Confirmar que los ~~apocripticos~~ de las agujas pequeñas están bien ajustados para evitar que se produzcan fugas en caso de rotura.
- ☐ Confirmar que todas las flechas se encuentran abiertas antes de comenzar la infusión.
- ☐ Se han dado las instrucciones pertinentes al paciente, especialmente le he de que debe permanecer inmóvil durante todo el tiempo que dura la infusión.
- ☐ Se ha verificado el nivel de líquido e intensidad regulares durante toda la infusión.
- ☐ Al terminar la infusión se han recogido las agujas con una gema para absorber cualquier gota de líquido que pudiera quedar en ellas, se ha desmontado el sistema y se han recogido todos los residuos generados en el procedimiento en un cubo negro que se disponga dentro de la habitación. Las agujas y residuos generados se han situado en un contenedor amarillo que a su vez se dentro del contenedor negro diseñado a los residuos de la administración del Lu-177.
- ☐ Se ha lavado la contaminación del personal con alcohol ~~70% etilico~~.
- ☐ Se ha lavado a ~~Lu-177~~ para que nadie se toque en el vial de ~~Lu-177~~ una vez terminada la administración.

Figure 793: Lista de chequeo para la administración de tratamientos con 177Lu

Con respecto a los tratamientos con pacientes, con el nuevo sistema se han producido incidentes en dos de los nueve realizados, ambos con el mismo paciente. Los incidentes se detectaron de manera temprana y la ligera contaminación producida quedó confinada dentro del cubo. El tratamiento pudo administrarse buscando una nueva vía en el paciente.

Conclusiones:

La repercusión de los últimos incidentes de contaminación nos llevó a la modificación del sistema de administración del Lutathera. Se diseñó una lista de chequeo con objeto de evitar los sucesos iniciadores de una obstrucción.

El análisis ha permitido mejorar la seguridad de los tratamientos, diseñar una lista de chequeo, estudiar los posibles factores de influencia desencadenantes de una contaminación y minimizar sus consecuencias en caso de que ésta se produzca.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 300

Consideraciones dosimétricas en el uso del campo quirúrgico de protección radiológica SORBX en procedimientos radiodiagnósticos

Autores: Pedro Antonio García Higuera¹ ; Francisco Javier Casado Villalón¹ ; Coral Bodineau Gil¹

¹ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: garciaahiguera@gmail.com

Resumen

En este trabajo se estudian las consecuencias de utilización del campo quirúrgico de protección radiológica “SORBX (Femoral)” de AngioSystems analizando la tasa de dosis equivalente ambiental ($\dot{H}^*(10)$) y la tasa de dosis en la superficie de entrada (DSE) a paciente reproduciendo experimentalmente condiciones clínicas de procedimientos radiodiagnósticos.

Materiales y método

Se ha empleado un arco quirúrgico Siemens Siremobil Compact con una distancia foco-intensificador de 90 cm posicionado reproduciendo la práctica clínica e interponiendo entre la fuente y el foco un maniquí de 20 cm de PMMA sobre una mesa radiotransparente (Figura 1).

La tasa de DSE ha sido determinada mediante el detector de semiconductor PTW modelo T60004 conectado con un electrómetro UNIDOS-E modelo T11035. Se ha ubicado un monitor de radiación Victoreen modelo 450P-DE-SI-SYR sobre la mesa a 100 cm del maniquí. Todas las medidas han sido realizadas en fluoroscopia continua y modo automático para tamaños de campo de 23 cm y 15 cm de diámetro.



Figure 794: Disposición de los elementos utilizados durante el proceso de medida.

Se ha ido interponiendo progresivamente el material atenuante SORBX dentro del campo de radiación y por tanto variando la técnica del equipo, estudiando cómo afecta a la tasa de DSE.

Además se ha calculado la atenuación de radiación dispersa que ofrece el material estudiando la $\dot{H}^*(10)$ para todo el rango de técnicas observadas durante el proceso anterior.

Resultados

La variación en la tasa de DSE resultado de interponer progresivamente el sistema SORBX así como la variación de la radiación dispersa se reflejan en la Imagen 2.

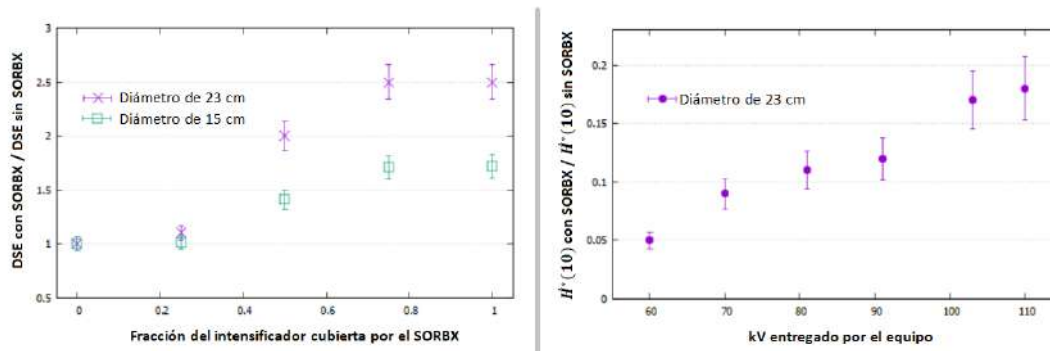


Figure 795: A la izquierda variación de la tasa de DSE en función de la fracción del intensificador cubierto por la proyección del SORBX sobre el sistema de imagen. A la derecha variación de radiación dispersa con el kV al colocar el SORBX sobre el dispersor sin interferir en la dominante. Las incertidumbres están representadas con un factor de cobertura $k=2$, considerando incertidumbres de tipo A (desviación estándar de las medidas) y tipo B (incertidumbre de calibración de los detectores).

Discusión

Al introducir el campo quirúrgico atenuante en el campo de radiación, se produce un aumento de la técnica para contrarrestar el efecto del espesor adicional; este hecho aumenta la tasa de DSE y la radiación dispersa, sin embargo este último efecto negativo quedaría mitigado por el propio material atenuante.

En estas condiciones el balance neto es una reducción de la $\dot{H}^*(10)$ en al menos un 80 % y un aumento de la tasa de DSE en un factor 2,5 en el caso más desfavorable estudiado, donde el material tapa todo el intensificador.

Conclusiones

Aunque la aplicación de SORBX en las condiciones descritas puede aumentar la tasa de dosis a la entrada de paciente de forma notable, disminuye la $\dot{H}^*(10)$ y por tanto la exposición al personal involucrado en el procedimiento, por lo que se recomienda utilizarlo con la precaución de evitar interponerlo a la salida del haz del paciente.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 344

Actualización del protocolo de protección radiológica para el manejo de semillas de ^{125}I en procedimientos de cirugía radioguiada

Autores: María José Béjar Navarro¹; Miguel Cámara Gallego¹; Felipe Orozco Martínez¹; Ana Martínez Felipe¹; María Eugenia Rioja Martín¹; Daniel Prieto Moran²; David Sevillano Martínez¹; Juan David García Fuentes¹; Ana Belén Capuz Suárez¹; Rafael Colmenares Fernández¹; Rafael Morís Pablos¹; Feliciano García Vicente¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² Hospital Universitario Ramón y Cajal

Corresponding Author: mbejar.hrc@gmail.com

Introducción

A lo largo del año 2017 tuvieron lugar tres incidentes radiológicos con pérdida de fuentes radiactivas encapsuladas de ^{125}I utilizadas en procedimientos de cirugía radioguiada en mama. La pérdida de estas fuentes radiactivas según la instrucción IS-18 se trata de un incidente radiológico notificable

en 24 horas. La ocurrencia reiterada de tres sucesos de este tipo motivó una inspección del CSN y el requerimiento por parte del organismo regulador de la actualización del protocolo de protección radiológica. El objetivo de este estudio ha sido actualizar dicho protocolo y en especial las medidas destinadas a evitar la pérdida de semillas.

Material y métodos

Para la detección de la fuente radiactiva de I-125 se utiliza un monitor Berthold LB 122.

Para la mejora del procedimiento de seguridad y protección radiológica se realizó un análisis detallado del procedimiento vigente, se analizaron los sucesos iniciadores que pudieron dar lugar a los incidentes y se propusieron barreras para evitar su ocurrencia futura.

Las fases del procedimiento global se detallaron en el siguiente diagrama:



Figure 796: Flujo de trabajo en el procedimiento de cirugía radioguiada con semillas de 125I

Resultados y discusión

Tras el análisis del procedimiento se encontró que entre los sucesos iniciadores que habían dado lugar a la ocurrencia de incidentes estaban:

- Fallos de señalización.
- Probable manejo de la semilla fuera de un circuito cerrado en Anatomía Patológica (AP).
- Falta de conocimiento del protocolo global por todas las partes y de las medidas de seguridad a aplicar en dicho procedimiento.

Las propuestas de mejora a raíz de las lecciones aprendidas tras los incidentes fueron:

- ☑ Se prestará especial atención al etiquetado de la semilla.
- ☑ Se manejará siempre la pieza dentro de un circuito cerrado.
- ☑ En AP, si la muestra necesita ser lavada, esto se realizará siempre en un contenedor estanco con objeto de evitar pérdidas por el desagüe.
- ☑ En Radiodiagnóstico se propone introducir la pieza en un guante.
- ☑ Se pondrán a disposición de los diferentes Servicios los detectores de radiofísica y de MN en caso de pérdida de una semilla.
- ☑ Se utilizará un detector antes de tirar los contenedores de plástico en los que se reciben las semillas de AP previo a su devolución a ORT, con objeto de comprobar si alguna semilla hubiera podido quedar en dicho contenedor de forma inadvertida.
- ☑ Se informa del protocolo global actualizado al personal de todos los Servicios implicados y se remite copia del mismo al CSN.

Conclusiones

La técnica de cirugía radioguiada en mama requiere la participación de un elevado número de servicios y profesionales. Esto, unido al pequeño tamaño de la semilla hace que no sea improbable la pérdida de la misma si no se vigilan escrupulosamente las medidas de seguridad.

Se analizaron los puntos clave que garantizan la seguridad en el procedimiento, se actualizó el protocolo de protección radiológica y se organizó una reunión formativa convocando a representantes de todos los servicios implicados para informar del protocolo global y de las barreras que se habían decidido implementar como consecuencia de las lecciones aprendidas después de los últimos incidentes.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 263

UN AÑO DE ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE SOLAPA, MUÑECA Y CRISTALINO EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

Autores: María Jesús Jiménez Borrajo¹ ; Miguel Jiménez Melguizo² ; Diego Burgos Trujillo² ; Maximiliano Garófano Jerez³

¹ Subdirección de AP y Prevención de Riesgos Laborales. Ayuntamiento de Granada

² Servicio de Radiofísica. Hospital San Cecilio de Granada

³ Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital San Cecilio de Granada

Corresponding Author: migueljimenezmelguizo@gmail.com

INTRODUCCIÓN

En la nueva directiva europea, 59/2013/EURATOM, se reduce el límite de dosis efectiva en cristalino a 20 mSv/año (ó 100 mSv promediado en 5 años con un máximo de 50 mSv/año). El límite anterior era mucho mayor, 150 mSv/año, lo que puede implicar que trabajadores que cumplían el límite para cristalino ahora lo superen.

Por ello, se realizó durante el año 2017 un análisis de la dosimetría de los trabajadores de Radiología Intervencionista del Hospital San Cecilio de Granada.

MATERIAL Y MÉTODOS

El equipo estudiado está formado por 7 radiólogos, 6 enfermeros y 3 técnicos. Se tomaron medidas de dosímetros de solapa y muñeca, proporcionados por el Centro Nacional de Dosimetría; y de cristalino, proporcionados por GESTISA. Los dosímetros de solapa se colocaban tras mandiles de 0.5 mm de espesor equivalente a plomo, mientras que las dosis en muñeca y cristalino se midieron sin protección.

Los dosímetros eran enviados mensualmente al organismo correspondiente para su lectura, que remitía las medidas al servicio de Protección Radiológica de nuestro hospital. El análisis de los datos se realizó atendiendo a los límites establecidos en la directiva 59/2013/EURATOM.

RESULTADOS

En la tabla 1 se recogen los valores anuales de las lecturas de los dosímetros.

DISCUSIÓN

Analizando la dosimetría de los trabajadores, lo primero es notar la diferencia entre las dosis recibidas para cada grupo, siendo los profesionales más expuestos los radiólogos, seguidos del personal de enfermería y, por último, los técnicos. Esto es razonable dada la distribución de los trabajadores durante la intervención, recibiendo menos dosis según se está más alejado del tubo de RX. Asimismo, los radiólogos reciben más dosis en muñeca ya que deben trabajar debajo del haz.

Centrándonos en el cumplimiento de los límites, ningún profesional llega a superarlos. Las lecturas de los dosímetros de solapa están muy por debajo de los límites, siendo relevantes en sólo dos casos (radiólogos 6 y 7) donde es probable una colocación incorrecta del dosímetro (fuera del mandil). La dosimetría de muñeca es únicamente relevante para el grupo de radiólogos, aunque en ningún caso llegan a superar el límite para extremidades. Finalmente, la dosis en cristalino, la cual motivó este trabajo, no es significativa para técnicos y enfermeros. Las dosis más elevadas las reciben los radiólogos, sin superar el nuevo límite de 20 mSv/año. Es importante notar que las dosis en cristalino se midieron sin interponer blindajes, por lo que, con el uso de las gafas emplomadas (con espesor equivalente de 0.5 mm de plomo) las dosis habrían sido mucho menores, en torno al 2.5% del valor medido por el dosímetro.

CONCLUSIONES

Este estudio nos ha permitido comprobar que los trabajadores de Radiología Intervencionista cumplen con los límites establecidos, aun con la reciente modificación del límite para cristalino. Asimismo, se ha podido sensibilizar a este personal en la importancia el uso del dosímetro así como en la de su protección mediante blindajes personales, especialmente el uso de gafas emplomadas.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 56

EVALUACIÓN DE LA DOSIS EN CRISTALINO EN TRATAMIENTOS DE QUELOIDES

Autores: Roberto Berenguer Serrano¹ ; Victoria de la Vara Olivas² ; Miguel Rivera Giménez² ; Ana Teresa Núñez Quintanilla² ; M^a Victoria Villas Sánchez² ; Sebastià Sabater Martí²

¹ *Servicio de Radioterapia - CHU Albacete*

² *Servicio de Radioterapia - CHU de Albacete*

Corresponding Author:

Introducción:

Los queloides son lesiones de la piel que aparecen después de un trauma local. Nuestro tratamiento consiste en 3 fracciones de 6 Gy con la primera sesión impartida a continuación de la excisión y las otras 2 el primer día postoperatorio.

Tras un tratamiento de un paciente joven con un queloide en la zona del deltoides, se decidió evaluar la posible dosis en cristalino debido a un tratamiento braquiterápico completo para un caso genérico.

Material y Método:

El método constó de 3 fases. La primera consistió en la validación del cálculo Monte-Carlo frente a medidas con película radiocrómica (EBT3). Se eligió un caso desfavorable en el que la distancia entre fuente y punto de medida (cristalino) fue de 5 cm. Aunque se trata de un caso desfavorable, un paciente mirando directamente hacia su hombro durante el tratamiento podría estar a esa distancia. Esta misma disposición se repitió con una lámina de plomo de 1 mm de espesor interpuesta. La simulación Monte Carlo se realizó con el programa penEasy versión 2015-05-30. La película se calibró siguiendo un procedimiento de calibración multicanal.

Las simulaciones y medidas se registraron y compararon empleando el índice gamma.

La segunda fase consistió en realizar 8 simulaciones MC donde la distancia entre fuente y cristalino varió desde 5 hasta 20 cm con y sin lámina de Pb. Para el cálculo final de la dosis en cristalino se tomó un tratamiento real con una tasa de Kref-aire de 1,6366 cGym2h-1, un tiempo de tratamiento de 275.5 s y una longitud activa de 10 cm, siendo la dosis de una única sesión de 6 Gy.

La tercera fase consistió en realizar una simulación MC con imágenes CT de un paciente colocando la fuente sobre su piel a una distancia de 5 cm del cristalino para valorar la dosis en cristalino. La actividad de la fuente y tiempo de tratamiento fueron los mismos que en la fase 2.

Resultados:

La comparación del índice gamma mostró un buen acuerdo. El valor máximo de cada distribución calculada frente a su respectiva medida se muestran en la tabla.

Esta tabla también muestra el valor máximo de dosis de cada distribución dosimétrica de la fase 2 a partir de cada simulación para una única sesión.

La imagen muestra un corte donde se encuentran los cristalinos. El cristalino derecho se encuentra a 5 cm de la fuente. Observamos que el cristalino se encuentra entre la isodosis de 50 y 60 cGy también de acuerdo con la tabla.

Conclusión:

En el caso más desfavorable en el que el paciente situase sus ojos a una distancia promedio de 5 cm de la fuente, sus cristalinios podrían recibir una dosis de hasta 164.7 cGy como dosis acumulada. La interposición de una lámina de plomo de 1 mm supondría 119.1 cGy.

Así, una única sesión de las 3 previstas con una distancia fuente-cristalino aproximada de 5 cm, provocaría la superación del umbral establecido por ICRP.

	Simulación Monte Carlo (valor máximo de la distribución)	Medida con película radiocrómica (valor máximo de la distribución)
Sin plomo	221.8 cGy	220.5 cGy
Con plomo	165.0 cGy	163.2 cGy

Tabla (fase 1). Validación cálculo MC vs medida con película radiocrómica

Distancia fuente-cristalino	5 cm	10 cm	15 cm	20 cm
Sin Plomo (cGy)	54.9 ± 0.7	16.0 ± 0.4	7.6 ± 0.3	4.5 ± 0.2
Con Plomo (cGy)	39.7 ± 0.7	11.3 ± 0.4	5.3 ± 0.3	3.1 ± 0.2

Tabla (fase 2) Valor máximo de la distribución MC de una simulación de queloide tipo a distintas distancias entre fuente y cristalino.

Figure 797: TABLA

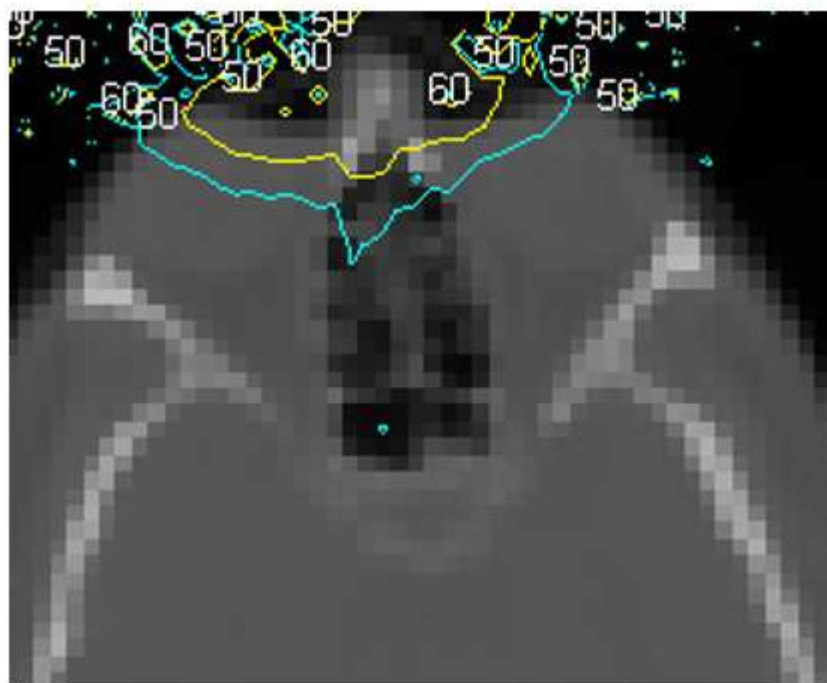


Imagen fase 3. Corte axial y simulación MC. Dosis en cristalino dcho a 5 cm de la fuente recibe entre 50-60 cGy.

Figure 798: IMAGEN

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 451**ANÁLISIS DE RIESGO EN PROCESOS RADIOTERÁPICOS CON UN ACELERADOR LINEAL.****Autores:** CRISTINA MORENO SAIZ¹ ; OLGA MARÍA AGUACIL PEDRAZA¹ ; PEDRO GALÁN MONTENEGRO²¹ UGC de Radiofísica Hospitalaria. HRU de Málaga.² Jefe de la UGC de Radiofísica Hospitalaria. HRU de Málaga.**Corresponding Authors:** cristina.moreno.sspa@juntadeandalucia.es, algoasin@hotmail.com, pedro.galan.sspa@juntadeandalucia.es**Introducción:**

La Directiva Europea 2013/59/EURATOM, en el artículo 63 apartado b, recoge que el programa de garantía de calidad en radioterapia debe incluir un estudio del riesgo de exposiciones accidentales o no intencionadas. En 2016, el Ministerio de Sanidad desarrolla esta norma, en el documento “Estrategia de Seguridad del paciente del Sistema Nacional de Salud para el periodo 2015-2020”, cuyos objetivos se basan en mejorar la cultura de la seguridad y la gestión del riesgo sanitario. Por ello, se ha aplicado en el inicio de los tratamientos con un nuevo acelerador lineal, por parte de la UGC de Radiofísica Hospitalaria, una evaluación del riesgo con este nuevo equipo.

Material y métodos:

Para el análisis de riesgo en radioterapia se ha aplicado el programa SEVRRRA (Sistema de Evaluación de Riesgo en Radioterapia) derivado del proyecto MARR (MATrices de Riesgo en Radioterapia). Se define la matriz de riesgo como un conjunto de reglas para combinar los cuatro niveles de cada una de las tres variables frecuencia del iniciador (muy bajo, bajo, medio y alto), probabilidad de fallo de las barreras (muy bajo, bajo, medio y alto), y consecuencias (bajo, medio, alto y muy alto), asociándoles uno de los cuatro niveles definidos de riesgo (bajo, medio, alto y muy alto). La metodología desarrolla un modelo de errores y fallos potenciales sobre un proceso de radioterapia 3D conformada con MLC.

Resultados:

Se analizan 112 sucesos iniciadores contenidos en 11 etapas del proceso radioterápico, teniendo en cuenta las barreras de seguridad y los reductores de frecuencia y de consecuencia en el proceso actual. Los resultados de los niveles de riesgo alcanzados en la evaluación y los resultados de referencia recogidos en el proyecto MARR se presentan en la tabla 1.

Etapa	Riesgo Muy Alto	Riesgo Alto	Riesgo Medio	Riesgo bajo
1. Instalación inicial	0	0	0	0
2. Aceptación y puesta en servicio	0	2	13	10
3. Mantenimiento	0	0	1	1
4. Prescripción Clínica	0	1	1	6
5. Adquisición datos anatómicos	0	0	1	9
6. Delineación de volúmenes	0	1	3	1
7. Planificación del tratamiento	0	1	5	4
8. Elaboración accesorios	0	0	1	1
9. Inicio del tratamiento	0	1	5	5
10. Posicionamiento tratamiento diario	0	0	8	4
11. Ejecución del tratamiento	0	1	21	5
Resultados:	0 (0%)	7 (6,2%)	59 (52,7%)	46 (41,1%)
Resultados referencia:	0 (0%)	3 (2,7%)	38 (33,9%)	71 (63,4%)

Tabla 1. Evaluación del riesgo en radioterapia con un acelerador lineal TRUEBEAM

Figure 799: enter image description here

Discusión:

Si se comparan los resultados con otros de referencia en la aplicación, se puede concluir que en el análisis realizado respecto a los de referencia, se obtiene un 3,5% más de sucesos con riesgo alto, un

18,8% más de sucesos con riesgo medio y un 22,3% menos de sucesos con riesgo bajo. Sería necesario aplicar más barreras de seguridad a los sucesos iniciadores para poder reducir los valores de riesgo.

Conclusiones:

Es ineludible en los procesos radioterápicos realizar un análisis de riesgo, para valorar los errores y fallos potenciales y encontrar las barreras necesarias para alcanzar un tratamiento óptimo y reducir el riesgo. Debe introducirse en la rutina radioterápica el concepto de cultura de seguridad para trabajar de forma segura con calidad, organización, comunicación y formación.

El análisis de riesgo permite conocer aquellos sucesos que con mayor probabilidad pueden suponer un riesgo a irradiaciones indebidas. Permite definir el área donde dirigir los esfuerzos en aumentar la seguridad.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 66

Protocolo de Protección Radiológica en cirugía radioguiada mediante implantes de semillas de I-125

Autor: Eduard Agustí-Camprubí¹

Co-autores: Cesar Quilis¹ ; Carmen Martín ; Mariana Esteban¹

¹ *Hospital Clínic Barcelona*

Corresponding Author:

Introducción y objetivos

Debido al incremento en la detección de lesiones no palpables y/o de reducido tamaño en el Hospital Clínic, ha surgido la necesidad de introducir la técnica de cirugía radioguiada con semillas de I-125, obteniendo mayor precisión y eficiencia en la localización y extirpación quirúrgica de la lesión.

Como el material empleado es radiactivo es necesario la implementación de un protocolo de actuación, por parte del SPR, garantizando la localización y la trazabilidad de la fuente, la gestión de residuos radiactivos y el cumplimiento de la Legislación vigente 1.

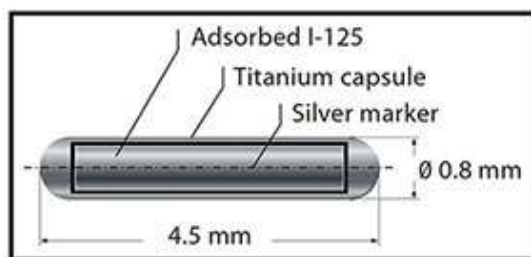


Figura 1



Figura 2

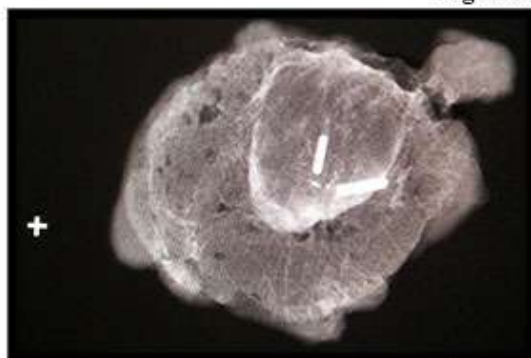


Figura 3

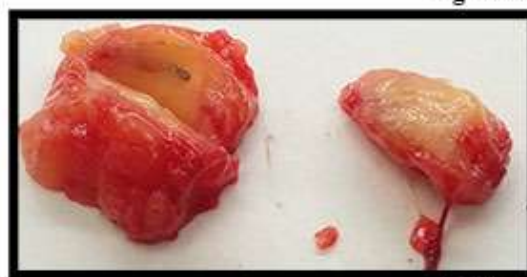


Figura 4

Figure 800: Semilla I-125 en diferentes etapas del protocolo

Material y métodos

-Semillas I-125:

Actividad media: < 220 μ Ci (8,1 MBq)

Cápsula de titanio (4,5 x 0,8 mm)

Núcleo radiactivo: I-125 y plata (3 x 0,5 mm) 2

-Equipos:

-Ecógrafo Siemens Acuson Antares Ultrasound.

-Mamógrafo GE Senographe DS.

-RMD Navigator GPS, sondas de 10 mm/14 mm y pico en I-125.

-Detector contaminación Berthold LB1210 B 3

-Las directrices que han guiado el desarrollo de este protocolo son:

-La Legislación Española y Europea vigentes.

-Los requisitos necesarios para la correcta praxis médica.

-Las observaciones durante la manipulación de la fuente en los servicios implicados.

Resultados

El protocolo definitivo se divide en cinco bloques, estructurados siguiendo el itinerario de la fuente:

1. Adquisición, preparación y almacenaje de las fuentes en Radiofarmacia.
2. Implantación de la semilla en el paciente usando .
3. Extracción quirúrgica del tumor radio-marcado.
4. Procesamiento de la muestra extraída en Anatomía Patológica.
5. Almacenaje en Radiofarmacia y gestión de las semillas usadas como residuo radiactivo desde el SPR.

En el desarrollo de este protocolo hemos identificado los riesgos radiológicos existentes, por lo que se han de efectuar constantes mediciones asegurando la correcta localización de la semilla.

Teniendo en cuenta el principio ALARA se ha intentado minimizar la irradiación tanto de trabajadores como de pacientes. 3

Todo ello nos ha llevado a la necesidad de modificar ciertos equipos médicos, como la utilización de un filtro en la boca del aspirador quirúrgico portátil, evitando la succión de la semilla.

Discusión y conclusiones

La implementación de este protocolo es válida para los casos clínicos que hasta ahora se han tratado

en nuestro hospital. Sin embargo, hemos de prever la necesidad de realizar futuras modificaciones para adaptarlo a nuevas patologías que impliquen localizaciones, tamaños y formas distintas de la pieza a radiolocalizar.

Eso conllevará una estrecha colaboración entre el SPR y Medicina Nuclear, cruzando información de cualquier variación en la tipología y/o metodología de los tratamientos que suponga la ampliación o modificación del protocolo de actuación.

Bibliografía

- 1 RD 783/2001, Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes.
- 2 Datasheet Semillas IsoSeed® I25.S17plus, de Eckert & Ziegler.
- 3 R (UE) 2017/745 del Parlamento y del Consejo, de 5 de abril de 2017.
- 4 Protocolo de control de calidad para procedimientos de cirugía radioguiada para detección y extirpación de ganglio centinela y de lesiones no palpables. D Prieto et al, 2014.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 124

Protocolo de revisión de prendas individuales de protección contra las radiaciones ionizantes: experiencia y resultados

Autores: Francisco Javier Rosales Espizua¹ ; Gaizka Barrutia Mariscal¹

¹ Hospital Universitario Basurto, 48013, Bilbao

Corresponding Author: prcorreo@gmail.com

Introducción

Se presenta el procedimiento de revisión de prendas de protección individual frente a las radiaciones ionizantes establecido en el Hospital Universitario Basurto de Bilbao por su Servicio de Protección Radiológica (SPR), junto con los resultados obtenidos desde su puesta en marcha en 2014.

Material y métodos

Tras registrar cada prenda en una base de datos de creación propia, se evalúa tanto su atenuación como la integridad de su lámina plomada, utilizándose un equipo telemando Siemens Luminos dRF, láminas de pmma para simular un paciente y medidores de radiación adecuados (cámara de ionización y semiconductor)

Resultados

Desde abril de 2014 hasta octubre de 2018 han sido revisadas un total de 420 prendas, algunas en varias ocasiones, con los siguientes resultados:

Revisión en escopia	Número de prendas
Correcto ⁽¹⁾	643 (93,9%)
No correcto ⁽²⁾	27 (3,9%)
Correcto con observaciones ⁽³⁾	15 (2,2%)

(1) sin ningún defecto en la lámina plomada.

(2) con defectos en la lámina plomada trascendentes en protección radiológica.

(3) con algún defecto en la lámina plomada, pero sin trascendencia en protección radiológica.

Figure 801: enter image description here

No se detectó al inicio de su uso ninguna prenda con defectos procedentes de fábrica.

Posteriormente, la práctica totalidad de los defectos de la lámina plomada corresponden a desgarros en la costura; al estar en los bordes y ser generalmente de pequeño tamaño, su trascendencia en protección radiológica es en muchas ocasiones nula.

En menos del 2% de las revisiones las prendas tuvieron que ser finalmente desechadas al superar sus defectos los límites establecidos en las referencias bibliográficas específicas adoptadas, mientras que

en el 4,4% pudieron que ser reparadas.

Discusión

En el protocolo, se optó por un sistema de “cita personalizada”, canalizada a través de la Supervisión de cada Servicio. El envío y recogida por celadores de cada Servicio y, cuando fue necesario, la evaluación de las prendas por lotes ha posibilitado una prácticamente nula afectación al trabajo de los Servicios implicados.

La comunicación a los Servicios de los resultados al día siguiente de cada revisión, ha satisfecho todos los agentes participantes.

Reparar las prendas cuando ha sido factible (bajo supervisión del SPR), frente a desecharlas ha supuesto un ahorro económico sustancial. Finalmente, el establecimiento de un código de colores por año de revisión ha resultado de gran utilidad a la hora de localizar rápidamente las piezas a envío en revisiones posteriores, independientemente de su código identificativo.

Colateralmente, se ha puesto de manifiesto un cierto trasvase interno dentro de la instalación, entre Servicios, de estas prendas; este movimiento debe ser vigilado, por cuanto que puede condicionar la protección del personal en caso de utilización de prendas de espesor inadecuado.

Conclusiones

Se concluye que la durabilidad de las prendas de protección con unas pautas mínimas de cuidado es muy grande; en la práctica, son desechadas antes por razones distintas a su eficacia en la protección radiológica que por esta última. El esquema de trabajo diseñado se ha revelado como muy operativo, posibilitando la realización de revisiones a un gran número de prendas con unos recursos muy contenidos.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 149

Estimation of Absorbed Dose on Eye Lens for Patients Undergoing a Chest CT.

Autor: Manuel I. León Madrid¹

Co-autores: Pablo V. Cerón Ramirez ¹ ; Miguel Angel Vallejo Hernandez ² ; Modesto Antonio Sosa Aquino ²

¹ División de Ciencias e Ingenierías de la Universidad de Guanajuato.

² División de Ciencias e Ingenierías de la Universidad de Guanajuato.

Corresponding Author: leon.manuel53@gmail.com

Introduction

Computed Tomography (CT) has become an important tool for medical purposes such as exploration; diagnosis and even treatment leading to a better life quality to patients. Nevertheless, the use of ionizing radiation of these devices may induce damage to high radiosensitive tissues due to the high dose with which the patients are exposed on these studies. The eye lens is one of the most radiosensitive tissues and according to IAEA, cataracts may appear at 0.5 Gy.

Methods

A non-invasive prototype was designed, validated and built to have a reliable measure without altering the image quality. TLD-100 thermoluminescent dosimeters were previously calibrated according to the norm ISO 12794 and used in the measurement. A total of 44 patients were involved on this research project. 22 studies were realized on a Siemens Somatom Emotion 6 (SE6) and 22 on a Siemens Perspective 128 (SP128).

Results

The prototype was validated using MCNP. The conditions of charge-particle equilibrium were satisfied according to the simulation.

The average absorbed dose found on a simple CT scan performed on a SE6 was $2.99 \text{ mGy} \pm 1.03$ meanwhile the same study performed on a SP128 was $12.66 \pm 1.3 \text{ mGy}$. On the other hand, the averaged absorbed dose on a contrast CT scan performed on a SE6 was $3.06 \pm 1.02 \text{ mGy}$ while the studies performed on a SP128 had an averaged absorbed dose of 7.6 ± 6.63

Conclusions

Through statistical analysis, it was shown that there are important differences in the absorbed dose, mainly in those performed in the Siemens Perspective. Although the radiation dispersed in relatively low, it is widely recommended to take actions for the radiological protection of the patient. This last point is since cataracts are a deterministic effect that occurs at low exposures.

It should be remembered that radiodiagnostic equipment is not the only exposure factor. So, these small contributions should be taken account for the annual exhibition

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 217

Mejoras implementadas en la calidad y seguridad de los tratamientos de Radioterapia del Hospital Universitario 12 de Octubre tras el Análisis de Riesgos con el Software SEVRRRA

Autores: Ana Isabel Milanés Gaillet¹ ; Verónica Trápaga¹ ; María Ángeles Pérez-Escutia¹ ; María José Rot¹ ; Eduardo Cabello² ; Gustavo Pozo¹ ; Raúl Díaz¹ ; Alejandro Ferrando¹ ; Marta Manzano¹ ; Mario Leonor¹ ; Ángel Gaitán¹

¹ Hospital Universitario 12 de Octubre

² HU 12 de Octubre

Corresponding Author: amilanesg@hotmail.com

Objetivo

El objetivo del trabajo ha sido la revisión de una primera matriz de riesgos obtenida con el programa SEVRRRA. Se han implantado algunas de las barreras propuestas por el software y así mejorar la calidad y seguridad de los tratamientos radioterápicos.

Material y métodos

Se establece un equipo de trabajo multidisciplinar integrado por un radiofísico, un técnico experto en Radioterapia y un oncólogo radioterápico.

El método de trabajo consiste en una serie de reuniones en las que se establecen los procesos a estudiar y los sucesos iniciadores que pueden intervenir en cada etapa del tratamiento radioterapéutico de un paciente.

Se realiza la revisión de dos etapas de todas las que propone el programa SEVRRRA: adquisición de datos anatómicos del paciente e inicio del tratamiento para el acelerador Unique (Varian). En cada una de éstas se han identificado diferentes sucesos iniciadores, las barreras, los reductores de frecuencia y los reductores de consecuencias establecidos en el Servicio.

Resultados

En estas dos etapas analizadas se han detectado X sucesos de Riesgo Alto (RA), Y de Riesgo Medio (RM) y Z de Riesgo Bajo (RB).

Para la implementación de mejoras nos hemos centrado en los siguientes de RA: la posible denominación errónea de volúmenes de tratamiento, omitir una modificación del plan de tratamiento tras aprobarse un cambio o el incorporar incorrectamente esa modificación; de RM: colocar erróneamente el isocentro en el paciente respecto al planificado, que el paciente pueda moverse de manera significativa mientras se verifica la imagen portal; y de RB: el llamar a un paciente erróneo, la incorrecta colocación del paciente en la mesa de tratamiento o colocar de manera inexacta elementos auxiliares como el bolus.

Se han empezado a aplicar en el Servicio las siguientes medidas: homogenización de procedimientos, mejorar la capacitación y formación de los profesionales en los procedimientos y sistemática de trabajo, reforzar la ficha de simulación y adquirir material adicional como otra cámara fotográfica para el registro y documentación de pacientes.

Discusión

El programa SEVRRRA tiene una interfaz muy sencilla que permite identificar todos los sucesos iniciadores que pueden producirse en todo el proceso radioterápico de una manera visual y rápida. Es una herramienta que propone la implementación de mejoras en el Servicio.

Sin embargo la ejecución del programa a través del análisis y discusión de todos los sucesos iniciadores y del establecimiento de las posibles barreras que se pueden implementar requiere de un tiempo no despreciable por parte de los participantes del grupo de trabajo de las matrices de riesgo, y de recursos materiales extras de los que muchas veces no se dispone.

Por otra parte, ciertas barreras propuestas por el programa para reducir el riesgo, como el tener una carga moderada de pacientes, resulta complicado poder implantarla en hospitales con gran carga asistencial como el nuestro.

Conclusión

SEVRRRA es una herramienta muy útil a la hora de establecer el nivel de riesgo y los errores que pueden producirse en un tratamiento de radioterapia para tratamientos convencionales y los mecanismos necesarios para reducir los mismos. Requiere que todo el servicio esté familiarizado con la metodología de las matrices de riesgo y conozca las nuevas medidas y procedimientos establecidos a partir del análisis realizado para para obtener una retroalimentación por parte de todos los profesionales implicados.

Proponemos, por tanto, sesiones periódicas a todo el Servicio y hacer partícipes también a la Dirección del hospital de la necesidad de implementar las matrices de riesgo para la mejora de la seguridad del paciente.

Aunque hasta la fecha ya se han implementado mejoras actualmente seguimos trabajando con el programa SEVRRRA en otras etapas que aún nos quedan por completar.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 272

Análisis de la necesidad del uso de dosímetro de cristalino en el Hospital de Jaén.

Autores: José Miguel García-Madueño¹ ; José Manuel Richarte Reina¹ ; Andrés Cid Galache¹ ; José Manuel Reinoso Cobo¹ ; Rebeca Hernández Rodríguez¹ ; Jonathan Suárez Arteaga¹

¹ Hospital Universitario de Jaén

Corresponding Authors: jmgmadu@gmail.com, ,

Análisis de la necesidad del uso de dosímetro de cristalino en el Hospital de Jaén.

Introducción

Con el inminente cambio en la legislación impuesta por la Directiva 2013/59 EURATOM, relativa a la disminución del límite de dosis en cristalino se plantea llevar a cabo un estudio sobre la necesidad del uso de dosímetro de cristalino para evaluar la dosis en cristalino de los trabajadores profesionalmente expuestos (TPE) a radiaciones ionizantes en nuestro hospital.

Material y método

Se han asignado dosímetro de cristalino entre los TPE en las Unidades cuyas lecturas en los dosímetros de muñeca son más altas. La participación es voluntaria, informando a los trabajadores de las instrucciones para el correcto uso y colocación del dosímetro. Se han utilizado los TLD suministrados y leídos por GESTISA, calibrados en Hp(3) dentro del proyecto Crystalline, junto a los dosímetros habituales del CND (solapa y muñeca)

En el estudio han participado 11 trabajadores (3 de radiología intervencionista, 5 de hemodinámica y 3 de la unidad de arritmias), el análisis se ha realizado desde mayo de 2017 a junio de 2018. El dosímetro de cristalino se fija a la parte frontal del gorro quirúrgico.

Resultado

A continuación, se muestra las lecturas acumuladas en los doce meses para cada uno de los dosímetros, así como la máxima dosis mensual en los dosímetros de cristalino y de solapa.

		12 meses (mSv)			Máx mes (mSv)	
		Crist.	Muñ.	Sol.	Crist.	Muñ.
RX-INTERVENCIONISTA	DUE	6,1	73,9	0,1	1,7	9,7
	FEA1	3,8	89,1	0,0	1,1	12,8
	FEA2	1,3	40,4	0,1	0,3	7,4
HEMODINÁMICA	DUE1	1,3	2,5	0,0	0,2	0,4
	DUE2	0,6	1,7	0,3	0,3	0,4
	DUE3	1,0	2,9	0,3	0,2	0,6
	FEA1	2,0	12,1	0,3	0,3	1,5
	FEA2	3,3	20,7	0,5	0,6	2,8
U. ARRITMIAS	DUE	0,3	0,8	0,0	0,1	0,4
	FEA1	1,8	13,4	0,1	0,4	2,1
	FEA2	1,2	9,6	0,2	0,2	1,4

Hp(3) Hp(0,07) Hp(10) Hp(3) Hp(0,07)

Figure 802: enter image description here

En el siguiente gráfico se muestran las lecturas de los dosímetros de cristalino y los de muñeca a lo largo de los doce meses del estudio, para los TPE de radiología intervencionista.

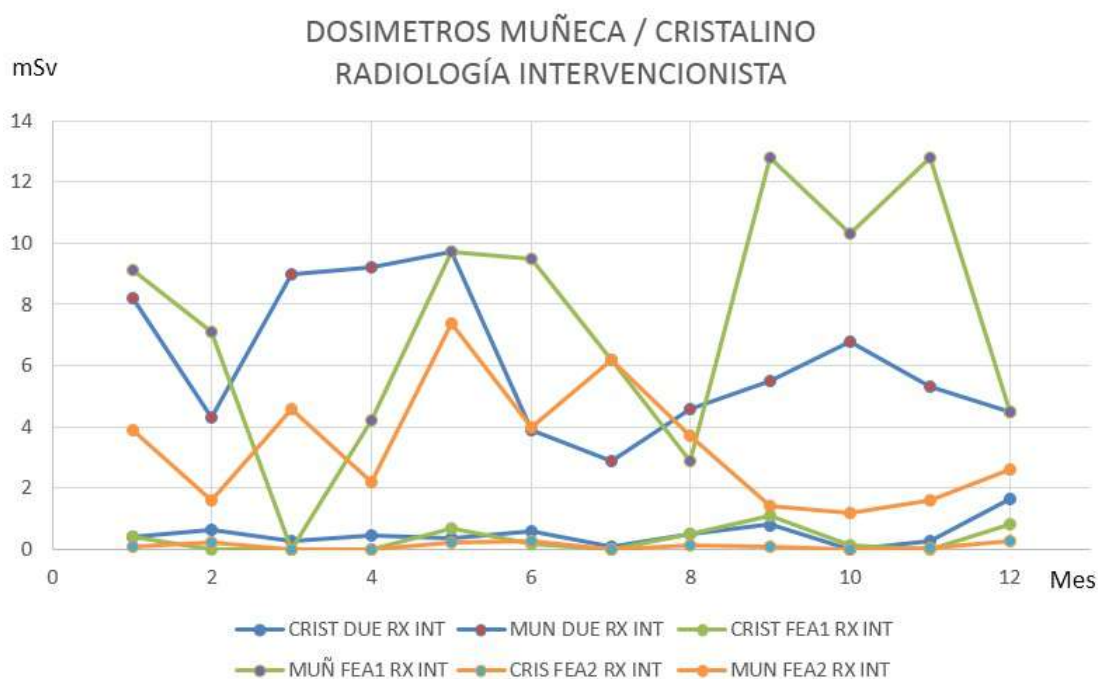


Figure 803: enter image description here

Discusión

En todos los casos las lecturas obtenidas por el dosímetro de cristalino Hp(3) está muy por debajo de las lecturas de los dosímetros de muñeca Hp(0.07). Además hay que tener en cuenta los factores de atenuación de las gafas plomadas que harían más grandes estas diferencias.

En general las lecturas anuales (excepto las de muñeca en radiología intervencionistas) no son demasiado altas, con los procedimientos y carga de trabajo actual. Podemos observar que los trabajadores de radiología intervencionista son los que mayor dosis en muñeca reciben (tanto los FEA como los DUE). En cuanto a las Unidades de Hemodinámica y Arritmias podemos distinguir que las dosis de los FEA en muñeca son superiores a la dosis que reciben los DUE.

Conclusión

No hay relación entre las lecturas del dosímetro de muñeca y el de cristalino, aunque sí podemos decir que las lecturas de muñeca son una cota superior a las lecturas de cristalino. Aunque no tenemos mucha experiencia en la estimación de dosis a cristalino, podemos estar relativamente seguro de no superar su límite de dosis cuando las lecturas del dosímetro de muñeca sean del orden de 20 mSv. Nosotros recomendaríamos el uso del dosímetro de cristalino cuando las lecturas del dosímetro de muñeca estén alrededor de 20 mSv anuales. Habría que establecer un protocolo de estimación de dosis en cristalino, en estos casos, teniendo en cuenta el uso de gafas plomadas.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 545

SEGUIMIENTO DE REGISTRO DE INCIDENCIAS DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA DEL SERVICIO DE FÍSICA MÉDICA

Autores: Carlos Garrido Bretón¹ ; Susana Donis Gil¹ ; berta elvira robayna duque¹ ; Iván Ribot Hernández¹

¹ Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Authors: cgbreton@gmail.com, susanadonis@gmail.com, brobayna@gmail.com, ivan.ribot@gmail.com

INTRODUCCIÓN

En el año 2016 el Servicio de Física Médica del Hospital Universitario de Canarias (SFM) siguiendo la norma ISO 9001:2008 implementa una acción de mejora que consiste en elaborar un registro de incidencias. Se trata de registrar aquellas situaciones que se apartan de los procedimientos escritos (incidencias) en el proceso de dosimetría clínica dentro de la sección de radioterapia.

Se pretende detectar las incidencias que puedan ocasionar repercusiones graves, o no, en el paciente y las que más se repiten para actuar sobre esa parte del proceso y disminuir su frecuencia o probabilidad de aparición.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha elaborado un formato de registro de incidencias donde cualquier miembro del SFM o Técnicos Especialistas en Radioterapia (TER) puede anotar incidencias que detecta en el proceso de dosimetría. Un Especialista en Radiofísica Hospitalaria (RFH), con rotación mensual, se encarga de recoger las incidencias y transmitir las al RFH responsable de la sección de calidad del SFM quien las etiqueta y clasifica. Se ha dividido la tabla de registro en tres subprocesos. El subproceso A es contorno que incluye desde la importación del TC hasta la solicitud de planificación de tratamiento por parte del Especialista en Oncología Radioterápica (OR). El subproceso B es planificación que incluye desde la solicitud hasta el aprobado de la planificación por parte del OR. El subproceso C es importación que incluye exportación/importación del tratamiento a la red, revisión inicial de tratamiento y verificación de unidades de monitor.

Con periodicidad bimensual los miembros del SFM se reúnen y un RFH presenta las incidencias registradas explicando las acciones que se emplean para su corrección y discutiendo sobre los efectos que hubiera tenido en el tratamiento en caso de no detectarse. Se proponen correcciones a los procedimientos que se registran en acta de la sesión y a las que se les hace un seguimiento.

RESULTADOS

El número total de incidencias registradas a lo largo de 2017 y 2018 es de 177 y un total de 1800 planificaciones de tratamiento. Los incidentes se concentran en los subprocesos B y C en los que un 16% de los incidentes en planificación no son detectados antes de pasar al siguiente subproceso.

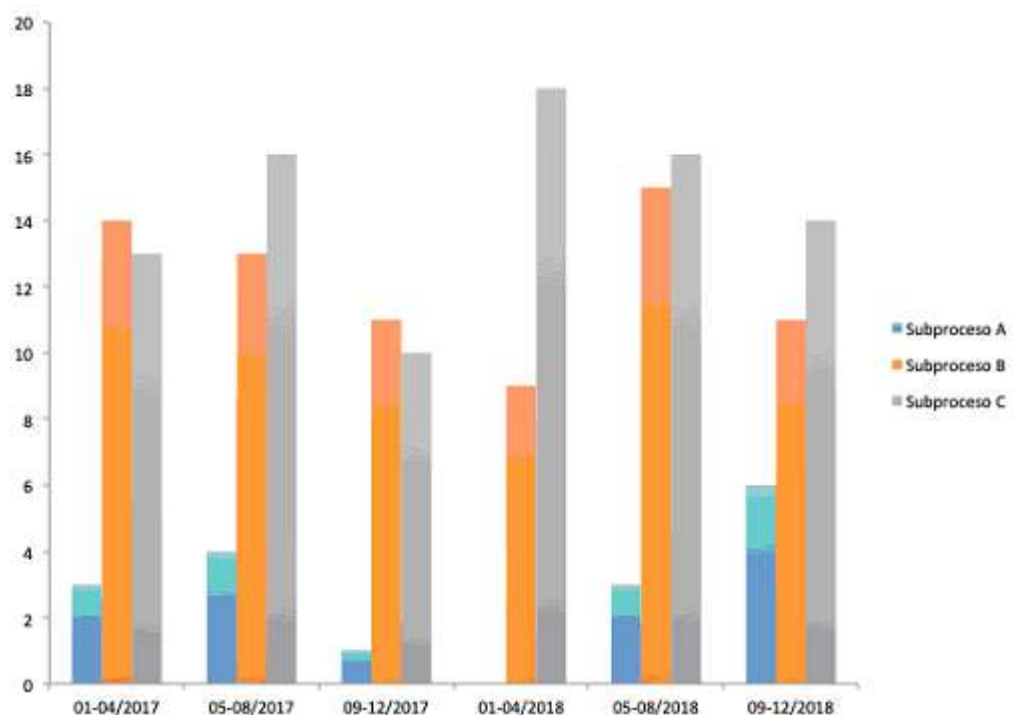


Figure 804: Número total de incidentes registrados en los años 2017 y 2018

DISCUSIÓN

La frecuencia total de incidencias registradas no ha disminuido sin embargo se ha conseguido reducir la frecuencia de las que más se repiten. Las sesiones de revisión de incidencias generan acciones correctoras, como añadir la verificación de desplazamientos en la revisión inicial del tratamiento o un nuevo ítem en la revisión para ordenar los campos de tratamiento y optimizar los giros de gantry. Esto genera una mejora de procedimientos y la disminución de la frecuencia de algunos de los incidentes más repetidos.

CONCLUSIÓN

Las acciones dirigidas a evaluar los procedimientos del servicio son una herramienta fundamental para dar un tratamiento de calidad y con seguridad al paciente. Registros como el expuesto ayudan a mejorar y hacer más seguros los procedimientos.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 695

Dosis impartidas a pacientes en procedimientos de cirugía vascular y radiología intervencionista en el Hospital Universitario de Canarias (HUC)

Autores: Fernando Cerrón Campoó¹ ; Ethel Hernández Concepción¹ ; Fernando Fernández Belmonte¹ ; Antonio Catalán Acosta¹ ; Sonia María González López¹ ; Jessica María Perdomo Morales¹

¹ Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: fcercam@gobiernodecanarias.org

Introducción

La Comisión Internacional para la Protección Radiológica (I.C.R.P.) en su publicación 117, pone de manifiesto la laxitud en la aplicación de medidas de Protección Radiológica (PR) en los procedimientos guiados por fluoroscopia fuera de las salas típicamente intervencionistas, esto es: cirugía vascular, urología, digestivo, neurocirugía, clínica del dolor y trauma.

Presentamos los datos de las dosis impartidas a los pacientes y al personal médico en las intervenciones realizadas en cirugía vascular en el HUC durante el último trimestre del 2018 y las comparamos con las impartidas en una sala típicamente intervencionista como es angiorradiología.

Materiales y métodos:

Los datos proceden del equipo de cirugía vascular Philips BV Pulsera, 718095, n°/s 000735, del 2009, recogidos diariamente por las técnicas expertas en PR del Servicio de Física Médica. El equipo de angiorradiología es un Siemens Artis Zeego 160126 Megalix CAT, n°/s 767421092, cuya dosis se registra diariamente con el Software de GE, DoseWatch. Ambos equipos son de tipo arco y los datos se han analizado con el programa Open Office Calc.

Resultados:

El número de estudios por semana realizados en la sala de angiorradiología es 23, mientras que en vascular son 4. La tabla 1 muestra los resultados más significativos para ambas salas.

	Número de estudios por semana	Tiempo medio fluoroscopia (min)	Dosis de entrada en superficie (mGy)	Producto dosis-área (mGy-cm ²)	Dosis total impartida por sala por semana (mGy)
Angiorradiología (Implantación gastrostomía)	3	1,6	20,13	3465,5	60,4
Angiorradiología (Cateterismo)	11	1,5	42,5	6067	467,5
Angiorradiología (Drenaje)	2	4,5	178,1	21444,93	356,2
Cirugía Vascular	4	12,9	98,14	27080,9	392,6

Figure 805: Resultados más frecuentes de angiorradiología y cirugía vascular.

Por otra parte la tabla 2 muestra la dosis registrada para el personal médico de ambos servicios.

	Dosis anual a personal médico (mGy)	Máximo de dosis a personal (mGy)	Mínimo de dosis a personal (mGy)
Angiorradiología	4,1	6,2	2
Cirugía Vascular	0,2	0,6	0

Figure 806: Promedio de dosis recibida por el personal médico.

Discusión:

La dosis de entrada en superficie en los pacientes en las salas de intervencionismo es un 50% menor que en la sala de de cirugía vascular, salvo algunos casos particulares como los drenajes. Lo mismo se puede aplicar al producto dosis-área, siendo mayor en el arco de vascular. Sin embargo, la dosis impartida por sala es similar, ya que el volumen de trabajo es mayor en angiorradiología. Cabe destacar que el tiempo de fluoroscopia empleado es mayor en las salas de cirugía vascular. Por otra parte, la dosis recibida por el personal médico es superior en las salas de angiorradiología.

Conclusiones:

En la sala de vascular se imparte mayor dosis al paciente que en la de intervencionismo, lo que podría deberse a las diferencias en los procedimientos empleados, ya que existe una tendencia ascendente de emplear equipos de rayos X en las salas de cirugía vascular, como indican los tiempos mayores de uso de fluoroscopia de ambos arcos.

Además, se debería tener en cuenta que las salas de intervencionismo tienen un volumen de trabajo mucho mayor, lo que se ve reflejado en las dosis registradas por el personal médico. Estos resultados indican que se requiere una atención especial en la protección radiológica de las salas no intervencionistas, tal y como indica la publicación del IRCP 117.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 313**Los grandes retos para mejorar la protección radiológica en medicina en América Latina****Autor:** Eduardo Medina Gironzini¹¹ *Sociedad Peruana de Radioprotección***Corresponding Author:** medina.gironzini@gmail.com

El interés sobre las exposiciones médicas aumentó en las décadas de los 80 y 90 debido a varios factores por lo que en marzo de 2001 se realizó la Primera Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica de los Pacientes en Málaga, España, donde surgió un Plan de Acción elaborado en base al aporte de organismos nacionales e internacionales y cuya finalidad fue resaltar que la protección radiológica es una parte integral de la práctica médica, reconociendo los beneficios de los usos médicos de la radiación.

Diez años después de la aprobación de este Plan de Acción se celebró la Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica en Medicina: Preparando la escena para la próxima década, en Bonn, Alemania, en diciembre de 2012. Fue organizada por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y copatrocinada por la Organización Mundial de la Salud (OMS). El principal resultado de esta Conferencia fue el “Llamado de Bonn a la Acción” que identifica diez medidas prioritarias para mejorar la protección radiológica en medicina, las cuales se resumen en:

1. Mejorar la implementación del principio de justificación
2. Mejorar la implementación del principio de optimización de la protección y la seguridad
3. Fortalecer el papel de los fabricantes en contribuir al régimen global de seguridad
4. Fortalecer la formación y capacitación de los profesionales de la salud en materia de protección radiológica
5. Determinar y promover una agenda de investigación estratégica para la protección radiológica en medicina
6. Aumentar la disponibilidad de información mundial mejorada sobre exposiciones médicas y sobre exposición ocupacional en medicina
7. Mejorar la prevención de los incidentes y accidentes en los usos médicos de la radiación
8. Fortalecer la cultura de la seguridad radiológica en la asistencia sanitaria
9. Propiciar un mejor diálogo sobre el riesgo / beneficio de la radiación
10. Fortalecer la implementación de requisitos de seguridad a nivel mundial

Para verificar el avance en la implementación de estas acciones, identificar problemas y posibles soluciones así como definir indicadores de progreso en dichas acciones, se llevó a cabo la Conferencia Iberoamericana sobre Protección Radiológica en Medicina (CIPRAM) en Madrid, España del 18 al 20 de octubre de 2016 con apoyo y presencia de organismos nacionales e internacionales.

Con el objetivo de identificar problemas y soluciones para la región latinoamericana con respecto al Llamado de Bonn a la Acción y CIPRAM, se realizó el Simposio Internacional sobre Protección Radiológica en Medicina en Arequipa, Perú del 20 al 24 de agosto de 2017. Aquí también se vio la necesidad de que la región se prepare en: estructura reguladora adecuada, centros de formación y entrenamiento, calificación del personal de salud, incluyendo los físicos médicos y oficiales de protección radiológica, prestadores de servicios especialmente de calibración y dosimetría.

El tema fue tratado nuevamente en el XI Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear realizado en La Habana, Cuba del 16 al 20 de abril del 2018 y se obtuvieron importantes conclusiones que al igual que las obtenidas en las otras reuniones técnicas, se presentan en este trabajo.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 632**Protección Radiológica en el tratamiento de Ho-166.****Autor:** Lluís Prats Cabacés¹

Co-autores: Jaume Molero Savall ¹ ; Jordi Deportós Moreno ² ; Elisa Montes Rubio ¹ ; Ernest Luguera Sánchez ¹ ; Glòria Moragas Freixa ² ; Alejandro Melero Nogués ¹

¹ Institut Català d'Oncologia - Badalona

² Institut Diagnòstic per la Imatge

Corresponding Authors: lprats@iconcologia.net, elisa.montes@iconcologia.net

INTRODUCCIÓN

Tareas realizadas en nuestro hospital para asegurar la protección radiológica de los distintos colectivos involucrados en un procedimiento con Ho-166(β - γ) para tratamiento de metástasis no reseca- bles de hígado y hepatocarcinomas.

MATERIAL Y MÉTODOS

En diciembre de 2018 se ha realizado el primer paciente en nuestro centro con Ho-166, radiofá- maco formado por esferas de vidrio (diámetro $(30\pm 15)\mu\text{m}$ que se obturan en las venas y arterias de la región diana del hígado. El paciente ha sido inyectado en 2 hepatocarcinomas localizados en dis- tintos lóbulos, con 4.1GBq y 1.4GBq. Durante su estancia en el hospital, se ha medido 4 veces la tasa de radiación a 1m del paciente en supino con un detector Babyline Nardeux 81A, y obtenido la dosis absorbida con 3 dosímetros personales (DP) del Centro Nacional de Dosimetría (CND) durante 26.5h y uno electrónico de lectura directa MIRION RAD-60R (DE) durante 6h y 25min colocados según muestra el diagrama1.

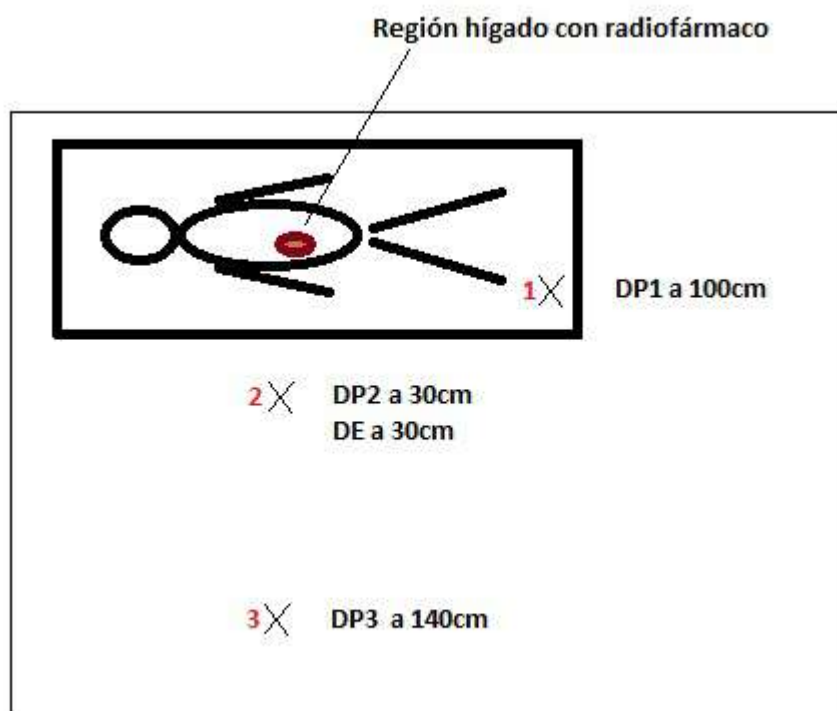


Figure 807: Diagrama 1. Posición de los dosímetros en la habitación

Se ha medido la dosis de radiación recibida por el médico de Medicina Nuclear durante la perfusión del radiofármaco, con el DE encima del delantal de Pb (0.5mm) en la pechera, y con un dosímetro de muñeca (DM) del CND.

RESULTADOS

La tasa de radiación después de inyectar al paciente es $(16\pm 1)\mu\text{Sv/h}$, y 3 medidas posteriores entre 20 y 28 horas son $(8\pm 1)\mu\text{Sv/h}$ (gráfico1).

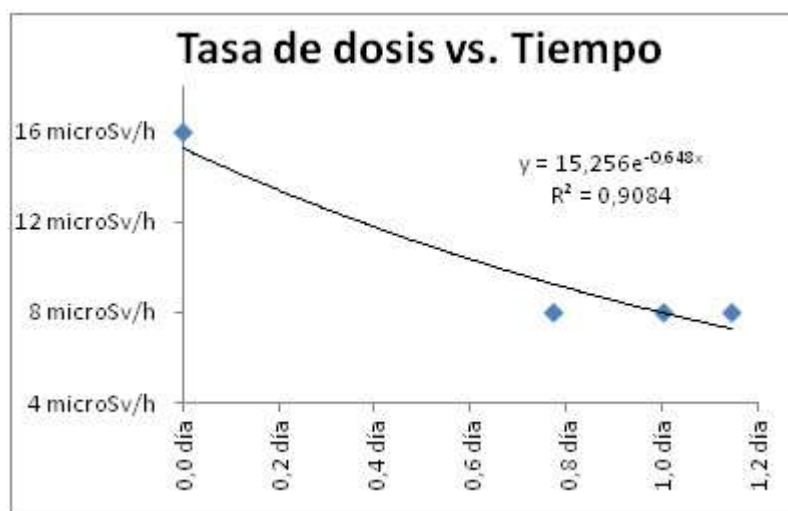


Figure 808: Gráfico 1. Tasa de dosis a 1m respecto al tiempo.

Los DP han acumulado en cada posición (diagrama1) 0.6mSv (2), 0.2mSv (3) y 0.1mSv (1) de Hp(10). El DE ha contabilizado (0.274±0.001)mSv al cabo de 5 horas y (0.303±0.001)mSv al cabo de 6 horas y 25 minutos.

El DE durante la intervención ha acumulado (5.7±0.1)μSv. No se ha contabilizado dosis en el DM 0.0mSv.

DISCUSIÓN

Ajustando una regresión del gráfico1 obtenemos un período de desintegración como físico puro, sin evacuación biológica. Comparando con el período del Ho-166 teórico obtenemos:

$T_{1/2,medido} = (1.07 \pm 0.15)$ días $T_{1/2,teórico} = 1.12$ días

Cuando se hayan realizado más pacientes, se evaluará, si se mantienen, la disparidad entre DP(2) y DE.

La atenuación del delantal para la energía de 80.6keV es 98%. Aplicando este factor y la actividad inyectada obtenemos Dosis/Actividad = (0.56±0.01)μSv/GBq. A tener en cuenta que se han realizado 2 procedimientos y por tanto hay un sesgo respecto 1 sola intervención. El valor de dosis por actividad y de la dosimetría de muñeca para un único paciente tiene mucha incertidumbre por el hecho de ser una medida, y por ser el primer paciente que se realiza. Se seguirán midiendo estas magnitudes en próximos pacientes para disminuir la incertidumbre. Con un máximo anual de 15 pacientes no se superarán los límites de radiación para trabajadores expuestos o público.

CONCLUSIONES

- Se han estudiado las dosis de radiación de los trabajadores involucrados según su colectivo en el primer procedimiento para comprobar que con 15 pacientes al año no se sobrepasarán los límites de radiación.
- Se seguirán realizando estas medidas durante los siguientes procedimientos para aportar menos incertidumbre a los datos obtenidos.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 158

Inmovilización en radiología digital simple pediátrica

Autor: María Esperanza Pérez Álvarez¹

Co-autores: Joaquín Tomás García²; Antonio Gil Agudo¹

¹ Hospital General de Ciudad Real

² HGU CR

Corresponding Author: mariasprnz@hotmail.com

Introducción:

Se han estudiado los posibles sistemas de inmovilización que se podrían utilizar en radiología digital simple en pediatría. Entre ellos se encuentran los colchones de vacío. Este tipo de inmovilizadores son reutilizables y debido a su modo de uso se adaptan a las distintas localizaciones.

Los inconvenientes que se pudieran producir por el uso de estos inmovilizadores son artefactos o pérdida de calidad de imagen y la magnificación que se produce al separar al paciente del detector.

Método:

Se utiliza un equipo Digital Diagnost de Philips y como inmovilizador un colchón de vacío de la marca Blue Bag.

Para realizar el estudio, se utiliza el maniquí de calidad de imagen CIRS Modelo 903.

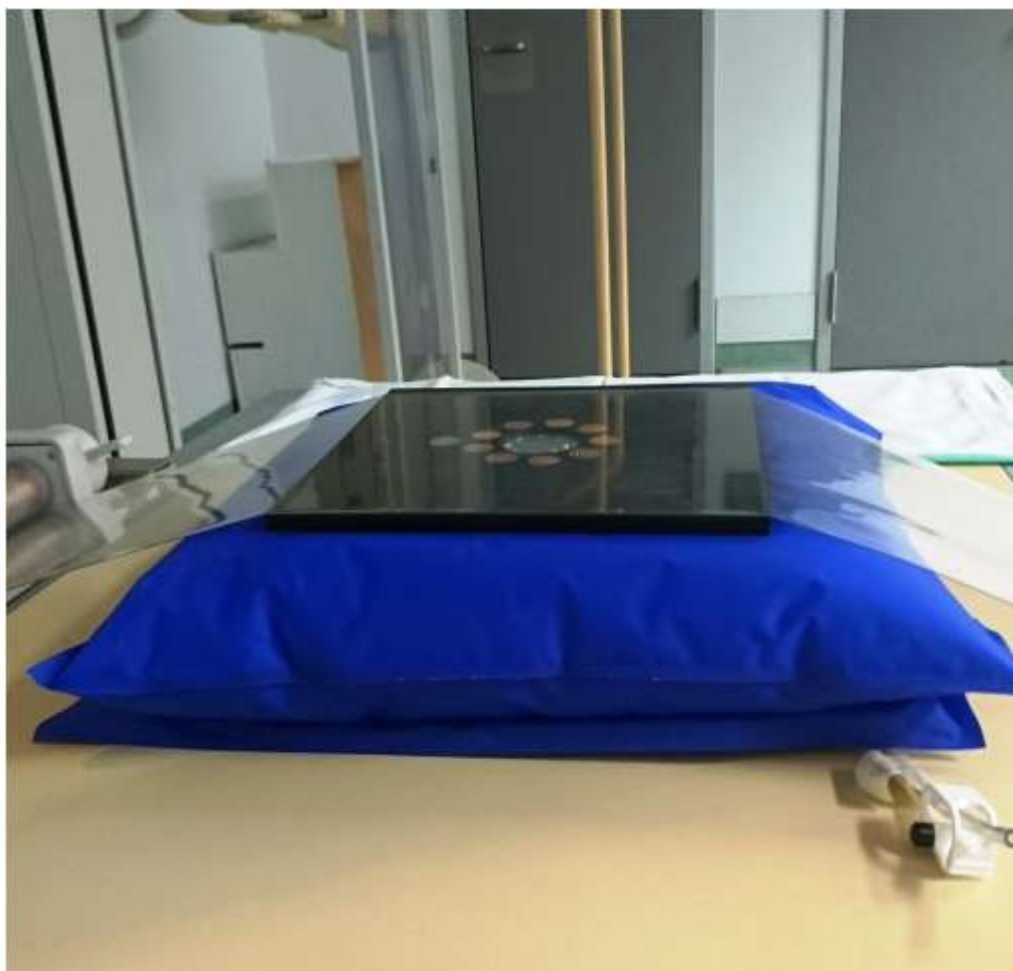


Figure 809: Inmovilizador

Se realiza el estudio utilizando el rango de kV utilizado con pacientes pediátricos que va de 90kV a 40kV y utilizando el sistema CAE del equipo con una sensibilidad de 800, una DO de 0, filtración de 1mmAl+0.1mmCu y no se usa rejilla antidifusora.

Se realizan tres disposiciones del maniquí:

En la disposición 1, se estudia el caso más desfavorable en cuanto a la realización de una imagen, es decir, se usa el espesor máximo de material del que dispone el inmovilizador y se coloca el maniquí de calidad de imagen lo más separado del detector que permite el inmovilizador, quedando este a 10cm tal y como se muestra en la imagen.

En la disposición 2 se coloca el maniquí a 10cm sobre el detector pero sin que se interponga el inmovilizador entre medias, para evaluar la pérdida de calidad de imagen debido al material del que está hecho el inmovilizador.

En la disposición 3 se coloca el maniquí directamente sobre la mesa de modo que está lo más cerca

posible del detector para evaluar la magnificación producida por la separación entre el paciente y el detector.

Resultados:

En la tabla 1 se observan los resultados obtenidos para las diferentes disposiciones. Se mide el valor medio de pixel, la desviación estándar y la relación señal ruido en uno de los insertos de alta densidad y en una zona de densidad media.

kV	Maniquí sobre inmovilizador (10cm)					Maniquí sobre aire (10cm)					Maniquí sobre tablero				
	mAs	RSR inserto alta densidad	RSR inserto baja densidad	Área inserto	Total insertos visibles	mAs	RSR inserto alta densidad	RSR inserto baja densidad	Área inserto	Total insertos visibles	mAs	RSR inserto alta densidad	RSR inserto baja densidad	Área inserto	Total insertos visibles
90	0,3	29	38	424	20	0,3	30	42	424	21	0,27	29	41	335	20
81	0,4	29	37	424	21	0,3	30	37	424	18	0,29	29	35	335	20
73	0,5	29	36	424	18	0,4	28	35	424	21	0,43	28	35	335	20
60	0,7	28	36	424	20	0,7	27	36	424	21	0,61	28	36	335	19
50	1,7	30	37	424	18	1,5	30	38	424	22	1,39	28	37	335	20
40	8,9	32	39	424	22	7,9	30	42	424	19	7,03	31	41	335	21
Promedio		30	37		20		29	38		20		29	37		20

Figure 810: Tabla 1

Se analizan los insertos de bajo contraste de los que dispone el maniquí para evaluar la calidad de imagen en los diferentes métodos.

Se mide el diámetro del inserto de alta densidad para evaluar la magnificación.

Conclusiones:

Con el inmovilizador no se observan artefactos en la imagen y la calidad de imagen es comparable.

Se observa magnificación en las imágenes realizadas a 10cm del detector, pero no es apreciable a simple vista.

Se observa un aumento de los mAs cuando se usa el inmovilizador.

Aunque la calidad de imagen prácticamente no se ve afectada por el uso del inmovilizador, sí se observa un ligero aumento de la dosis a paciente, por lo que se recomienda no introducir el inmovilizador dentro del campo directo o al menos se debe procurar que el espesor del inmovilizador que esté entre el paciente y el detector sea el menor posible.

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 203

Evaluación de parámetros en la verificación con Portal Vision (PV) como indicadores de calidad en tratamientos de Radioterapia Estereotáxica (SBRT)

Autores: JOSE LUIS MONROY ANTON¹ ; VANESSA AGUILAR PEREZ² ; MIGUEL SOLER TORTOSA²

¹ H.UNIVERSITARIO DE LA RIBERA

² H. UNIVERSITARIO DE LA RIBERA

Corresponding Author: jlgame46@gmail.com

INTRODUCCION

Los indicadores sanitarios sirven para objetivar el desarrollo de una técnica o procedimiento, con patrones o estándares, que sirven de modelo y fuente de comparación

En el tratamiento SBRT con acelerador lineal, las verificaciones con PV, son elementos necesarios.

El número de placas de verificación y el tiempo empleado en su estudio online antes de aplicar el tratamiento, puede orientar sobre la duración del procedimiento y su calidad
Nuestro objetivo es analizar ambos parámetros y establecer su posible interés como indicadores de dicho procedimiento

MATERIAL-METODOS

Estudio retrospectivo y descriptivo, consistente en el análisis de placas realizadas con el sistema Portal Vision durante la verificación inicial de tratamientos de SBRT con acelerador lineal

Establecimos comparativa entre dos períodos temporales: el de inicio de la técnica (años 2013 y 2014), frente a dos años naturales más avanzados (2016 y 2017)

Parámetros de estudio:

- Cómputo del número de placas de verificación realizadas el primer día de tratamiento: placas ortogonales y placas de campos específicos.
- Cómputo del tiempo empleado en cada verificación (tiempo total de verificación): tiempo de realización de la placa más el empleado en las modificaciones y placas sucesivas.

RESULTADOS

Casos totales:31

- Años 2013_14: 17

- Años 2016_17: 14

Número total de placas de verificación:251

- 2013_14:184. Media:10.8;mediana:12;rango:4-20

- 2016_17:67. Media:4.7;mediana:4;rango:2-10

Tiempo total de verificaciones:396minutos(min)

- 2013_14:333 min. Media:19.5min;mediana:22;rango:2-59

- 2016_17:63 min. Media:4.5min;mediana:4;rango:1-11

Relación entre el tiempo empleado en la verificación y el número de placas:1.57min/placa

- 2013_14:1.8 min/placa

- 2016_17:0.9 min/placa

DISCUSION

Con los resultados obtenidos podemos observar una diferencia acusada en el número de placas de verificación entre los dos períodos temporales:184 vs 67.Igualmente, el tiempo utilizado para estas verificaciones también descendió de manera importante:333 minutos vs 63 minutos. Ambos datos muestran una evolución interpretada como una mejora en el proceso de evaluación de las imágenes de PV, lo que se traduce en una curva de aprendizaje en la que se ha disminuido progresivamente tanto el número de placas como el tiempo empleado en su análisis.

Un indicador queda definido como toda medida simple que puede ser utilizada de forma directa para entender o representar un fenómeno

Desde este concepto, ambos parámetros podrían entenderse como indicadores de PROCESO: valoración de métodos o procedimientos empleados;y, dentro de estos, podríamos tomarlos como indicadores de RENDIMIENTO: muestran una interrelación entre el consumo de recursos y la actividad realizada (objetivar si consumimos de forma óptima los recursos disponibles para atender la demanda).

A la vista de nuestros resultados, ambos parámetros cumplirían requisitos iniciales para poder integrarse como indicadores de calidad del procedimiento de verificación de las técnicas de SBRT. Quedaría definir elementos y criterios como estándares, patrones, y otros necesarios para completar la integración como indicador

Su utilidad: marcarnos momentos temporales en los que la técnica pueda desarrollarse deficientemente, motivado por circunstancias: problemas de visualización de imágenes, efecto humano del intérprete, identificación del marcaje fiducial de referencia en localizaciones complicadas

CONCLUSIONES

El número de placas de verificación con PV y el tiempo de verificación disminuyeron de forma importante entre los dos períodos temporales analizados

Es evidente una mejora en el procedimiento, que interpretamos viene derivada de la curva de aprendizaje del mismo

Ambos parámetros podrían completarse con las características necesarias y ser implementados como indicadores de calidad en el procedimiento de SBRT

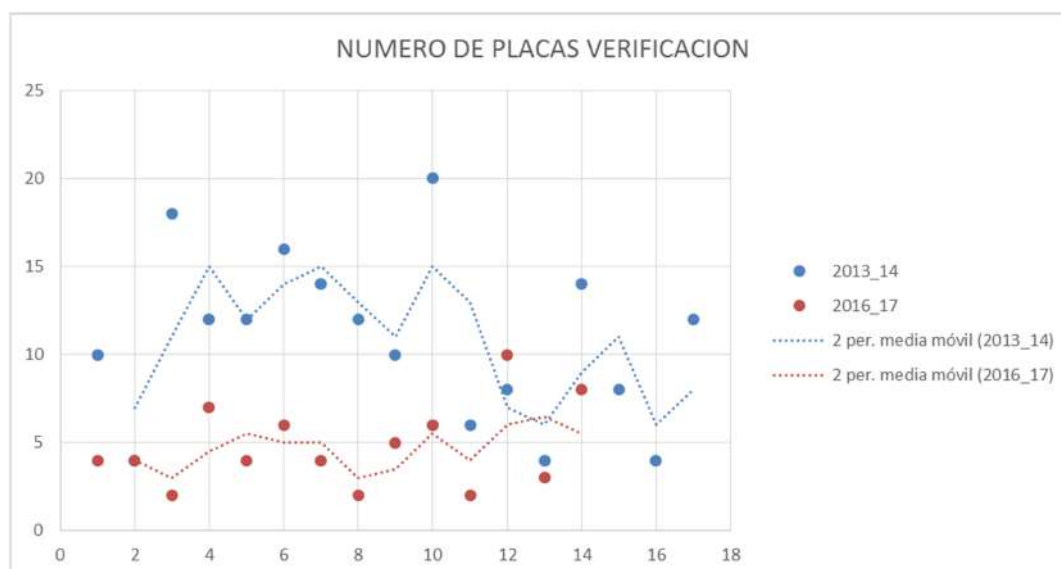


Figure 811: VERIFICACIONES PORTAL VISION

Pósteres Seguridad del paciente y PR en el medio sanitario / 48

Diseño de protección radiológica en quirófanos con equipos de RX con disparo remoto

Autores: Javier Sánchez Jiménez¹ ; Pedro David Delgado López¹ ; Lara Núñez Martínez¹ ; María Luisa Martín Albina¹ ; Juan Morillas Ruiz¹ ; Fernando Pizarro Trigo¹ ; Diego Bengoechea Álvaro¹ ; Teresa Cepas Arroyo¹ ; Susana Crespo Mesa¹ ; Ignacio Agustín Pérez Urbón¹ ; Sandra Zaballos Carrera¹

¹ Hospital Universitario de Burgos

Corresponding Author: jsanchezj@saludcastillayleon.es

1.- Introducción

Se propone un diseño de protección radiológica para quirófanos donde se utilizan equipos emisores de rayos X con disparo remoto que permita eliminar las medidas de protección individuales.

2.- Material y método

Se realiza una reforma estructural de un quirófano de neurocirugía a propósito de la adquisición de un equipo de CT intraoperatorio. Se ha instalado un blindaje estructural en forma de mampara blindada abatible con una amplia cobertura de espacio (2,05m x 2m) y alto blindaje (1,5mm de plomo). El esquema del diseño se muestra en la Figura 1.

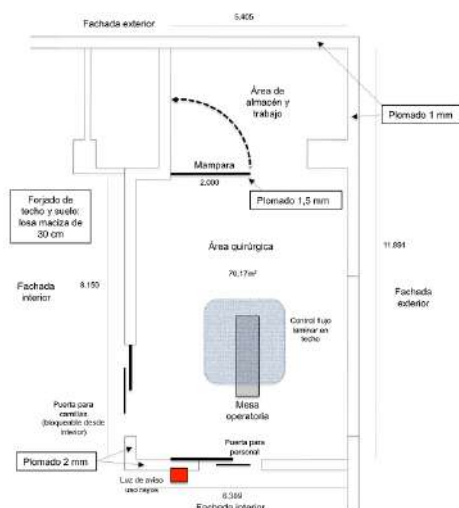


Figure 812: Esquema con el diseño de la mampara blindada abatible, disposición del equipo y blindajes estructurales de la sala

Se utiliza un equipo CT intraoperatorio modelo O-ARM, de la casa Medtronic que tiene capacidad de realizar imágenes 3D mediante técnica ConeBeam, y estudios 2D con radioscopia.

Se miden las tasas de dosis en diversas posiciones del quirófano para todas las técnicas utilizadas y se realizan estimaciones de la dosis anual recibida para el personal en todas las situaciones.

3.- Resultados

La mampara proporciona una radioprotección integral para todo el personal de quirófano. La dosis acumulada anual tras la mampara está por debajo del umbral de medida.

Los datos se representan en la Tabla 1.

Exploraciones en modo 3D	
Tasa de dosis a 1 m sin delantal ($\mu\text{Sv/h}$)	33.400
Tasa de dosis a 1 m con delantal ($\mu\text{Sv/h}$)	4.000
Tasa de dosis a 2 m sin delantal ($\mu\text{Sv/h}$)	1.290
Tasa de dosis a 2 m con delantal ($\mu\text{Sv/h}$)	909,9
Tasa de dosis tras la mampara ($\mu\text{Sv/h}$)	32,9
Dosis exploración 3D al personal de quirófano*	
Dosis personal quirófano a 1 m sin delantal (mSv/año)	63,56
Dosis personal quirófano a 1 m con delantal (mSv/año)	7,48
Dosis personal quirófano a 2 m sin delantal (mSv/año)	4,70
Dosis personal quirófano a 2 m con delantal (mSv/año)	1,73
Dosis personal quirófano tras la mampara (mSv/año)	0,06
Exploraciones 2D con arco de radioscopia	
Tasa de dosis a 1 m sin delantal ($\mu\text{Sv/h}$)	23.300
Tasa de dosis a 1 m con delantal ($\mu\text{Sv/h}$)	2.500
Tasa de dosis a 2 m sin delantal ($\mu\text{Sv/h}$)	5.800
Tasa de dosis a 1 m sin delantal ($\mu\text{Sv/h}$)	633
Tasa de dosis tras la mampara ($\mu\text{Sv/h}$)	6,4

Figure 813: Tasa de dosis y dosis efectiva recibidas delante de la mampara a diferentes distancias (con y sin delantal) y detrás de la misma con el equipo de CT intraoperatorio.

4.- Discusión

La utilización de la mampara obvia la necesidad de equipos de protección individual (EPI) plomados como delantales, protectores de tiroides o gafas. Garantiza la protección para todas las partes del cuerpo, incluso aquellas que no estarían cubiertas por los EPIs (brazos, piernas, cabeza).

Evita también los problemas derivados del uso de EPIs debido a su peso y largas horas de trabajo.

Esta medida permite así mismo prescindir de la dosimetría individual para el personal de quirófano.

El sistema de blindaje estructural dentro del quirófano evita que el personal tenga que salir del mismo durante el disparo lo que rompería su esterilidad. En algunas intervenciones y para cierto personal esta no es una alternativa viable.

5.- Conclusiones

En el diseño de quirófanos en los que se usa de forma habitual equipos emisores de radiaciones ionizantes con modos de disparo remoto, deberían instalarse blindajes estructurales abatibles que permitan la cobertura de todo el personal de quirófano evitando el uso de medidas de protección individuales y manteniendo la esterilidad en todo momento.

Esta medida no solo es efectiva desde el punto de vista de protección radiológica sino también desde el punto de vista sanitario, por la reducción de cargas de peso al personal, y desde el punto de vista económico, por el ahorro de costes de prendas y dosimetría individual.

Este estudio refuerza nuestro convencimiento de que el diseño de quirófanos hospitalarios donde se prevea el uso habitual de equipos de RX debería realizarse siempre en conjunto con el Servicio de Protección Radiológica.

Pósteres Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 727

Retos y oportunidades en PR y FM abiertos con los láseres ultraintensos.

Autores: Luis Roso Franco¹ ; José-Manuel Álvarez Pastor²

¹ CLPU

² Centro de Láseres - CLPU

Corresponding Authors: roso@clpu.es, jmalvarez@clpu.es

En los últimos años se ha producido un incremento notable del número de instalaciones de láseres ultraintensos. En la actualidad, hay alrededor de un centenar de laboratorios en todo el mundo que estudian la aceleración de partículas basada en láser. Una de las ventajas de la nueva aceleración láser es su capacidad única para alcanzar energías extremadamente altas en distancias extremadamente cortas que están muy por encima de cualquier otro método convencional de aceleración. En nuestro país, el Centro de Láseres Pulsados Ultracortos (CLPU) de Salamanca es la Infraestructura Científico Técnica Singular (ICTS), abierta a la comunidad científica e industrial, que proporciona acceso a los más sofisticados láseres de alta potencia (multi-Teravatio y Petavatio).

En lo referente a la Protección Radiológica, la característica clave de los aceleradores láser es la producción de intensos estallidos de fotones y partículas de duración extremadamente corta con cada pulso del láser (en la escala de pico- a femto-segundos). La medida de los campos de radiación con esta estructura temporal suponen un reto para la instrumentación usada habitualmente en PR. La ausencia de una instalación de referencia para este tipo de campos de radiación, capaz de proporcionar una cadena de trazabilidad, puede ser temporalmente mitigada mediante la realización de intercomparaciones en instalaciones como el CLPU (véase proyecto abierto por el CLPU en la Plataforma PEPRI). A través de esta herramienta es posible realizar una verificación cruzada de diferentes tipos de detectores, tanto pasivos (TLD, OSL, etc.) como activos, y obtener conclusiones acerca de su confiabilidad.

En el campo de la Física Médica, los aceleradores de partículas basados en láser están siendo considerados como la próxima generación de aceleradores para radioterapia. Recientes experimentos radiobiológicos in vivo han evidenciado que las irradiaciones con haces de electrones con dosis ultra altas por pulso pueden reducir drásticamente los efectos secundarios adversos en los tejidos sanos y ser igualmente eficientes, que las irradiaciones convencionales, para el control de tumores. Sin embargo, la medida y determinación de tasas de dosis por pulso, que son varios órdenes de magnitud superiores a la radioterapia convencional, presentan desafíos significativos que deben ser abordados para el desarrollo de una técnica avanzada de radioterapia.

Pósteres Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 721

Sistema eHealth para la evaluación de zonas de presión facial causada por máscara anestésica mediante termografía

Autores: Jaume Segura¹ ; Alberto Martínez Lorca² ; Miguel Garcia-Pineda¹ ; Cecili Macian Romero³ ; Gerardo Aguilar Aguilar⁴ ; Rosario Salvador Palmer⁵ ; F Javier Belda Nacher⁵ ; Rosa María Cibrián Ortiz de Anda³

¹ *Universitat de Valencia*

² *Hospital Ramón y Cajal*

³ *Universitat de València*

⁴ *Hospital Clínico Universitario de Valencia*

⁵ *Universidad de Valencia*

Corresponding Author: rosa.m.cibrian@uv.es

Introducción:

En los últimos años, el uso de sistemas basados en plataformas cloud y sistemas eHealth se ha extendido de manera muy considerable. En muchos casos, el sistema cloud que permite el procesado y almacenamiento de la información está basado en una “Infraestructura como Servicio” (IaaS) que permite una implementación más versátil a la hora del procesado, por ejemplo de imágenes.

Material y Método:

Máscaras faciales y Cámara termográfica FLIR E60

La arquitectura del sistema se divide en 3 zonas: la primera es donde el paciente se encuentra bajo supervisión médica mediante monitorización de la temperatura usando una cámara termográfica, la segunda es el propio cloud donde se codifica y procesa la imagen/video que se envía a través de la red y la tercera donde se evalúan los resultados y se toman decisiones.

Resultados:

En este trabajo se presenta el estudio de un sistema basado en cloud para proporcionar información de imagen/video termográfico sobre zonas de presión causada por máscara facial utilizada para proporcionar ventilación mecánica no-invasiva (VNI) en pacientes con fallo respiratorio, para evaluar su relación con la aparición de úlceras faciales por fricción en estas interfases para VNI. La arquitectura del sistema se dividió en 3 zonas: la primera es donde el paciente se encuentra bajo supervisión médica mediante monitorización de la temperatura usando una cámara termográfica, la segunda es el propio cloud donde se codifica y procesa la imagen/video que se envía a través de la red y la tercera donde se evalúan los resultados y se toman decisiones.

Finalmente, se concluye y evalúa la variación de temperatura en las zonas de mayor presión por fricción de la máscara facial de VNI.

En trabajos futuros, el sistema se evaluará en relación a otros sistemas de monitorización y medida de presiones superficiales.

Agradecimientos: Proyecto BIOCLINIC PresmonIoT, INCLIVA Univrsitat de València, 2018

Pósteres Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 692

Niveles de Radiación de un sincrociclotrón previos a la instalación.

Autores: Juan Castro¹ ; Joaquín Freire¹ ; Marta Cremades¹ ; Carme Ares¹ ; Raymond Miralbell¹ ; Alejandro Mazal¹

¹ *Centro de Protonterapia Quirónsalud*

Corresponding Author: juan.castro@quironsalud.es

INTRODUCCIÓN

Quirónsalud está instalando un centro de protonterapia en Madrid, siendo uno de los dos centros pioneros en España. El equipo es un Proteus One, fabricado e instalado por la empresa *Ion Beam*

Applications(IBA). El Proteus One cuenta un acelerador de tipo sincrociclotrón, llamado *Superconducting Synchrocyclotron*(S2C2, figura 1), y es capaz de acelerar protones hasta una energía máxima de 230 MeV. Una parte de los protones generados colisionan con partes metálicas del S2C2 generando pérdidas principalmente en la fuente de iones, la línea y la fase de extracción. Las pérdidas en la fase de extracción pueden activar algunas de las partes metálicas del sincrociclotrón, produciendo radioisótopos como ^{60}Co , ^{57}Co , ^{54}Mn , ^{65}Zn o ^{22}Na .

Antes del envío, los S2C2 se prueban y ajustan en fábrica. Esto puede producir la activación de las partes metálicas. Por este motivo, antes del envío y a la recepción del acelerador, se toman medidas de los niveles de radiación exteriores e interiores para conocer los posibles riesgos radiológicos durante la instalación y cableado del equipo.

El objetivo del trabajo es: presentar los niveles de radiación interiores-exteriores del acelerador de protones S2C2 en la llegada a la instalación y valorar el posible riesgo radiológico durante su montaje.

MATERIAL Y MÉTODO

Para la medida de los niveles de radiación se ha utilizado un monitor Saphymo, miniTrace γ , calibrado para medir $\text{H}^*(10)$ de radiación gamma-rayos X de energía 45 KeV-3 MeV y tasas de dosis entre 0.01 $\mu\text{Sv/h}$ -10 mSv/h. Se aplica la metodología descrita en la norma ISO11843 para la obtención del límite de detección. Se considera que este equipo solo puede detectar activaciones tales que produzcan una tasa de dosis superior al límite de detección sobre el valor del fondo.

Antes de la llegada del equipo se toman 50 medidas del fondo natural y se calcula el promedio. El valor obtenido se considera como el nivel de fondo.

A la llegada del sincrociclotrón a la instalación se toman 15 medidas de los niveles de radiación en los puntos del perímetro e interior, donde se considera que podría haber activación. En la figura 2 se muestra un esquema del acelerador indicando dichos puntos de medida.

Se calcula el riesgo radiológico considerando que un trabajador permanece en contacto un año con cualquiera de los puntos analizados durante su jornada laboral.

RESULTADOS

El límite de detección del monitor de radiación es: 0.16 $\mu\text{Sv/h}$ y el promedio de las medidas del fondo fueron: 0.17 $\mu\text{Sv/h}$.

No se ha detectado activación en ninguno de los puntos monitorizados. Debido a ello, para la estimación de dosis efectiva máxima que podría recibir un trabajador, se emplea el límite de detección, obteniendo que en ningún caso se superaría 1 mSv/año.

DISCUSIÓN

Los valores obtenidos del límite de detección y las medidas realizadas confirman la ausencia de riesgo radiológico para los trabajadores durante la recepción del equipo.

Debido a que el uso del S2C2 produce activación, cada vez que se requiera una intervención será necesario repetir este estudio de seguridad.

CONCLUSIONES

Las medidas de los niveles de radiación interiores-exteriores en la recepción del sincrociclotrón fueron compatibles con los niveles de radiación del fondo, de forma que no existe riesgo radiológico durante la instalación y cableado.

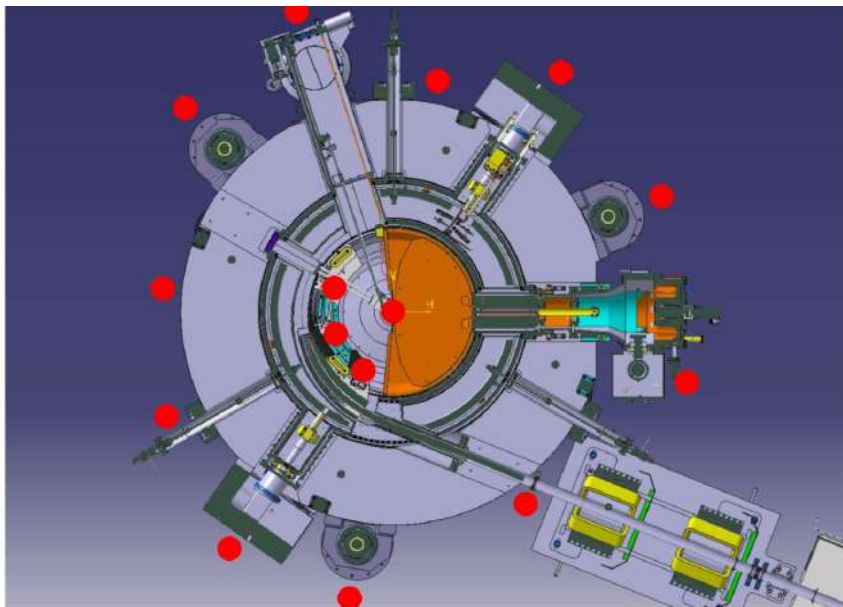


Fig. 2- Esquema aéreo del interior de un S2C2. Los círculos rojos indican los puntos de medida.

Figure 814: Instalación S2C2



Fig. 1 - Foto de archivo de una instalación con un S2C2.

Figure 815: Puntos de medida

Pósteres Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 488

APLICACIÓN DE LA TERMOGRAFÍA INFRARROJA A LA VALO-

RACIÓN DE LA CELULITIS DE CATÉTER DE DERIVACIÓN VENTRÍCULO-PERITONEAL

Autores: Olga Benavent Casanova¹ ; Francisco Núñez Gómez¹ ; Jose Ignacio Priego Quesada² ; Rosa María Cibrián Ortiz de Anda² ; Rolando González Peña³ ; Rafael Salvador Palmer⁴ ; Rosario Salvador Palmer⁵

¹ Servicio de Pediatría. Hospital Clínico Universitario de Valencia. Universitat de València. Valencia

² Universitat de València

³ Unidad de Biofísica y Física Médica. Departamento de Fisiología. Universitat de València. Valencia

⁴ Universidad Cardenal Herrera CEU. Valencia

⁵ Universidad de Valencia

Corresponding Author: rosario.salvador@uv.es

Introducción

La termografía infrarroja, que muestra el mapa de temperaturas de la piel, es totalmente inocua, evita el contacto con el paciente y, por tanto, resulta especialmente adecuada en pediatría, ya que evita la utilización de radiaciones ionizantes en estos pacientes más radiosensibles, o la necesidad de sedaciones cuando se precisa la inmovilización del paciente, y puede analizar las patologías asociadas con alteraciones de la vascularización periférica.

Material y Métodos

Presentamos el caso de una niña de 3 años con celulitis del trayecto de un catéter de derivación ventrículo-peritoneal (eritema y tumefacción piel suprayacente tramo torácico catéter, no fiebre ni alteraciones neurológicas). Se realizaron exploraciones complementarias rutinarias y, además, se completó el diagnóstico y el seguimiento con termografía infrarroja.

El registro de las imágenes termográficas se realizó con una cámara Flir E60, siguiendo el protocolo estándar, adaptado a población pediátrica. Los parámetros termográficos fueron: emisividad: 0.98, distancia: 1 metro, temperatura ambiente: 24°C y humedad ambiente: 50%. El análisis de las imágenes se realizó con el programa ThermoCAM Researcher Pro 2.10, determinando temperatura media (TM) de las regiones de interés (ROIs): zona afecta, sana y referencia (frente). Se calculó el Índice Térmico IT = (TM ROIafecta – TM ROI sana/TM frente) x 100.

Resultados

Pruebas complementarias: radiografía toraco-abdominal, anodina; ecografía, cambios inflamatorios; análisis sanguíneos, leucocitosis de 11620/mm³ con neutrofilia, PCR 35 mg/L, PCT negativa; hemocultivos negativos. Se inició antibioterapia de amplio espectro (Cefotaxima y Vancomicina). A los 8 días, ante buena evolución clínica, se dio alta hospitalaria completando antibioterapia oral (Linezolid) en domicilio.

Se realizaron termografías seriadas durante el ingreso y tras el alta, mostrando disminución progresiva del Índice Térmico tras la instauración del tratamiento: IT=2.2% al 5º día tras el diagnóstico e IT=0.2% al 33º día tras el diagnóstico (Figura 1).

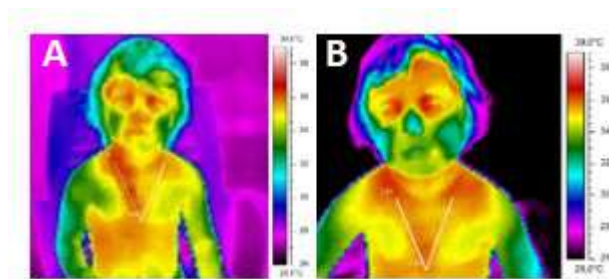


Figure 816: Termografías de una niña con celulitis del trayecto de un catéter de derivación ventrículo-peritoneal. A. Quinto día tras el diagnóstico. B. Trigésimo tercer día tras el diagnóstico.

Discusión

La celulitis del trayecto del catéter se presenta sólo en el 11% de las infecciones de la válvula de

derivación. Los signos clínicos pueden ser sutiles cuando la evolución es corta, y tras iniciar el tratamiento antibiótico. Las imágenes termográficas seriadas muestran adecuada correlación con la evolución clínica. Esto permite, un seguimiento estrecho del paciente y ayuda al médico a decidir la duración de los tratamientos (disminución asimetría térmica entre zona afectada y sana).

Conclusiones

La termografía infrarroja es de gran utilidad en los pacientes pediátricos, dada su inocuidad, accesibilidad y rapidez, para la valoración cualitativa de patologías que alteran la microcirculación cutánea, como son las celulitis. Establecer marcadores cuantitativos como el IT, permite cuantificar estos cambios cualitativos, lo cual disminuye el error intra e interobservador, y proporciona un parámetro de fácil utilización para la práctica clínica diaria.

Agradecimientos

Proyecto VLC-Bioclinic PEDIATERM: Aplicación de la termografía infrarroja en pediatría.

Pósteres Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 436

Definición de las regiones termográficas de interés en las plantas de los pies en la carrera: diferencias entre sexos

Autores: Irene Jimenez-Perez¹ ; Jose Ignacio Priego Quesada¹ ; Rosario Salvador Palmer¹ ; Rosa María Cibrián Ortiz de Anda¹ ; Pedro Pérez Soriano²

¹ *Universitat de València*

² *UNIVERSITAT DE VALENCIA*

Corresponding Author: rosa.m.cibrian@uv.es

Introducción:

El estudio del mapa de temperaturas de las plantas de los pies a través de la termografía infrarroja permite la prevención y detección de diversas afecciones. Trasladado al ejercicio, se sabe que existe cierta relación entre zonas de mayor fricción y presión, y variaciones de temperatura, que pueden conducir a una lesión. Sin embargo, metodológicamente aún existen aspectos, como la definición de las regiones de interés (ROIs), que necesitan ser investigados para poder homogeneizar estudios. Así, el objetivo del estudio fue definir las ROIs en la planta del pie mediante termografía, en la carrera, según el sexo.

Metodología:

En este estudio participaron 28 corredores populares (14 hombres y 14 mujeres, edad: 31±7años, masa corporal: 62,7±10,1kg y altura: 168,8±8,1cm). Todos ellos realizaron una carrera de 30 minutos en cinta al 70-75% del VO2max. Se tomaron imágenes termográficas de la planta del pie dominante desnuda antes de comenzar la carrera, tras 10 minutos de aclimatación a la sala (PRE); y al finalizar la carrera (POST). La cámara (FLIR E60bx) fue posicionada a un metro y perpendicular a las ROIs. Se analizaron las temperaturas absolutas de ambos momentos en 9 ROIs (Figura 1). Un análisis factorial fue empleado para identificar grupos de ROIs altamente correlacionados, según el sexo y el momento de medida. En dicho análisis se buscó que los componentes obtenidos explicasen más del 90% de la varianza.



Figure 817: Definición de las 9 ROIs iniciales.

Resultados:

Con el análisis factorial se definieron 2 componentes principales en el momento PRE, y 3 componentes principales en el momento POST, para ambos sexos (Figura 2).

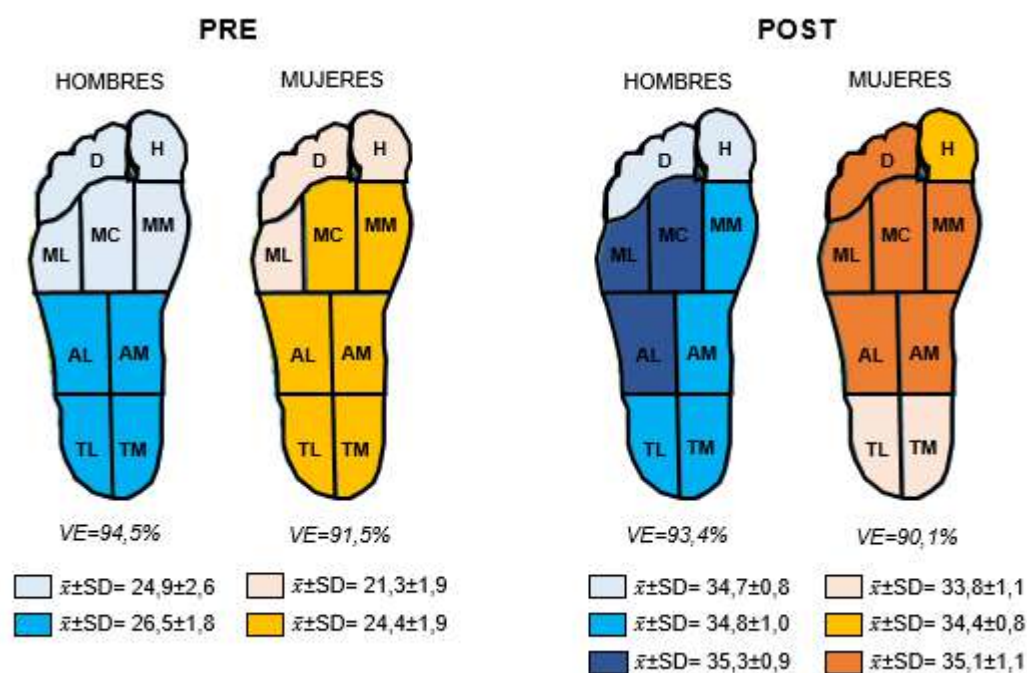


Figure 818: Representación de los grupos de ROIs en cada momento, separado por sexo, como resultado del análisis factorial. (VE) Porcentaje de varianza explicada por modelo.

Discusión:

En el momento pre ejercicio se definieron dos componentes para ambos sexos, con menores temperaturas en el que agrupó los dedos y el *hallux*, por tratarse de zonas más distales, con menor riego sanguíneo. Además, las mujeres presentaron menores temperaturas posiblemente por su reducción de circulación sanguínea en las zonas periféricas. Después de la carrera, se identificaron tres componentes, distintos entre sexos. Se observaron menores temperaturas en el talón, posiblemente por la presencia de mayor tejido graso; y en el *hallux*, y los dedos solo en hombres, al seguir siendo las partes más distales. La mayor temperatura en la zona media podría deberse a la falta de amortiguación del calzado en esta zona, así como a una mayor fricción y presión propias del gesto de apoyo de la carrera.

Conclusiones:

La agrupación de ROIs obtenida puede ser de utilidad para futuros estudios a la hora de definir las ROIs para el análisis termográfico. Como aplicaciones prácticas de los resultados, parece que no es necesario segmentar en muchas ROIs el pie, ya que considerando un máximo de 3 ROIs se explica más del 90% de la varianza; y que es importante tener en cuenta en la definición tanto el sexo como el momento de medida.

Agradecimientos: Al MCIU por una ayuda FPU.

Pósteres Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 273

Impresora 3D multimaterial en Física Médica

Autor: Luis Alejo Luque¹

Co-autores: Carlos Huerga Cabrerizo ; Eva Corredoira Silva ¹ ; José Bayón ¹ ; Alba Obesso de Diego ¹ ; Ana Morcillo García ¹

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author:

El desarrollo de tecnologías de impresión 3D (i3D) está creciendo en los últimos años en el sector sanitario, con aplicaciones en planificación quirúrgica de intervenciones complejas, dispositivos médicos a medida y maniqués docentes (Rankin et al., 2018; Ganguli et al., 2018). Sin embargo, la aplicación de esta tecnología en Física Médica es más reciente, existiendo ejemplos en la literatura del radiodiagnóstico de la mama y la fabricación de maniqués antropomórficos o genéricos de control de calidad (Qiu et al., 2018; Ikejimba et al., 2017). Las principales limitaciones del uso de la i3D en la fabricación de maniqués son el coste en tiempo de elaboración del producto y el material empleado, que además de ser equivalente a tejido debe presentar diferentes densidades electrónicas. Estas limitaciones son la causa principal de que la i3D multimaterial paciente-específica aún no sea una realidad de uso común en Física Médica.

Durante la realización de un procedimiento de optimización en una sala de Radiología Digital pediátrica (Alejo et al., 2018) se hizo evidente la necesidad de utilizar maniqués antropomórficos para ajustar los protocolos de adquisición, pues en caso contrario se verifican en estudios con pacientes reales —lo que por otra parte constituye el procedimiento habitual—. Esto conlleva el riesgo intrínseco de realizar estudios con exposiciones incorrectas que pueden provocar una mala calidad de imagen o una dosis a paciente inadecuada —o incluso la repetición del estudio—. Debido a que los maniqués antropomórficos pediátricos existentes en el mercado son relativamente caros y no son lo suficientemente versátiles como para cumplir de manera eficaz con las demandas requeridas, se consideró la utilización de maniqués paciente-específicos contruidos con tecnología i3D. Además, se estudió la posibilidad de que la impresión de regiones anatómicas específicas permita una mayor exactitud en la verificación de los tratamientos de Radioterapia (Michiels et al., 2018; Meyer et al., 2018), así como una mejor simulación de la irradiación de pacientes y profesionales expuestos en intervencionismo (Hazelaar et al., 2018).

Por estos motivos, nuestro Servicio entró en contacto con la empresa tecnológica española Abax Innovation Technologies (www.abax3dtech.com) en febrero de 2017, y firmó en septiembre del mismo año en nombre de IdiPAZ un convenio de colaboración para la realización de un proyecto de investigación. El proyecto tiene como objetivo el desarrollo de una impresora multimaterial 3D paciente-específica dedicada a la dosimetría de radiaciones en Física Médica, e incluye también el desarrollo de materiales con densidades equivalentes a los tejidos irradiados.

Desde entonces se han analizando las densidades másicas y electrónicas de diferentes materiales por medio del estudio de sus Unidades Hounsfield, se han diseñado e imprimido diferentes maniqués pediátricos de control de calidad de imagen para Radiodiagnóstico, así como maniqués para control de calidad de TC simuladores de Radioterapia, y se ha colaborado con el Servicio de Maxilofacial imprimiendo varios maniqués paciente-específicos que han facilitado algunas de las intervenciones

quirúrgicas realizadas (ver Figuras). Dada la formación de los físicos médicos en España, que son especialistas en imagen médica, con conocimientos de física de materiales, electrónica y programación, siendo además facultativos que acceden a la especialidad desde cualquier licenciatura técnica (incluyendo físicos, químicos, ingenieros, etc.), es posible considerar que son ellos los profesionales sanitarios mejor situados para liderar la aplicación de la i3D en Medicina.

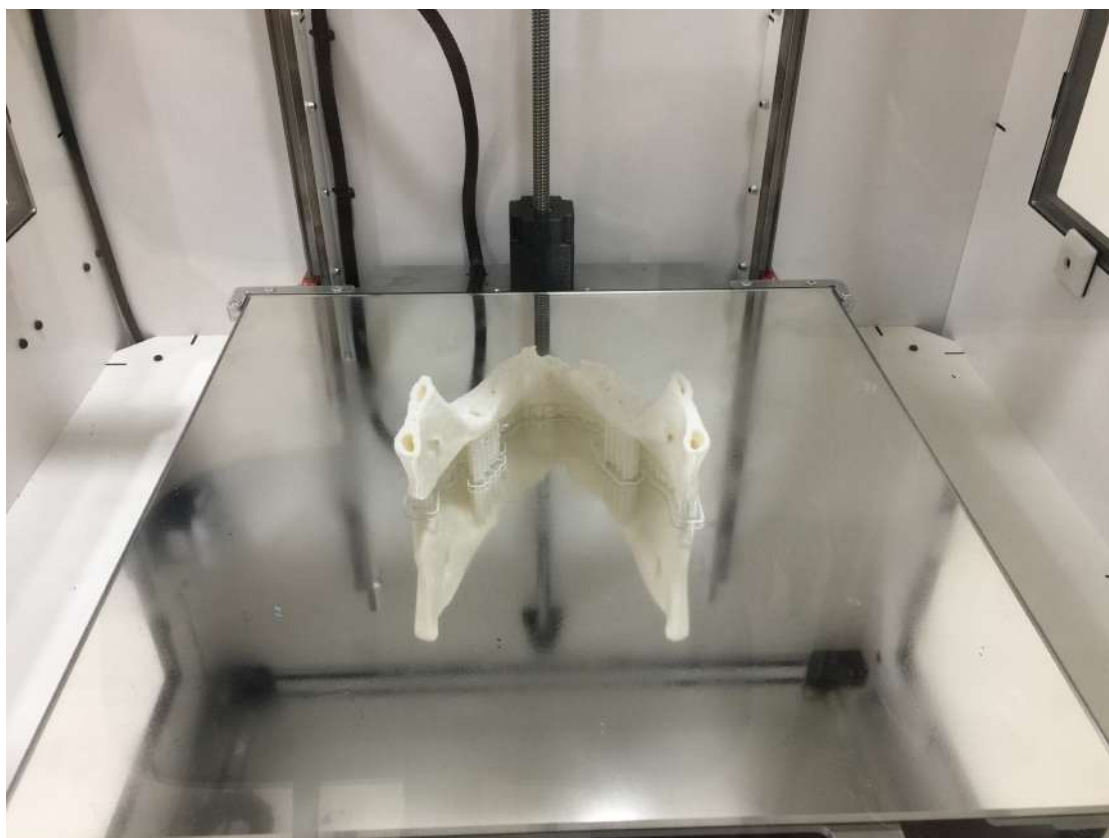


Figure 819: Impresión 3D de maxilar inferior paciente-específico.

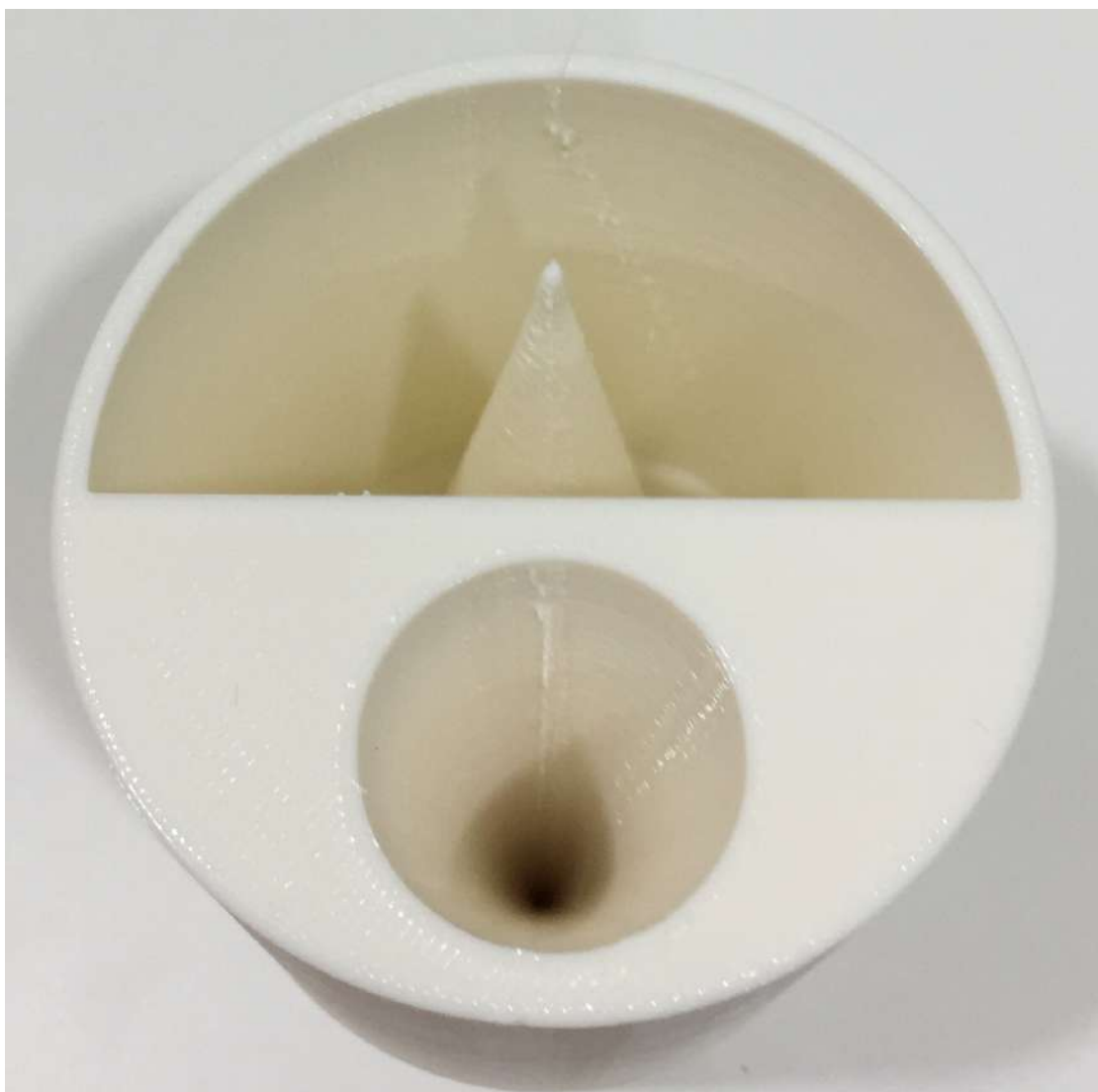


Figure 820: Prototipo de maniquí genérico para Radiología Digital neonatal.

Pósteres Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 35

Oportunidad y viabilidad de un detector para monitorizar el potencial sangrado durante la radioterapia intraoperatoria con electrones

Autores: Enrique Sanchis-Peris¹ ; José Pérez-Calatayud² ; Silvia Casans³ ; Rafael García-Gil³ ; Enrique Sanchis-Sánchez³ ; Ignacio Pérez-Calatayud³ ; María José Pérez-Calatayud⁴

¹ *Universidad de Valencia. IRIMED, Unidad Mixta de Investigación en Radiofísica e Instrumentación Nuclear en Medicina. IIS Hospital La Fe - Universitat de Valencia.*

² *Hospital La Fe. IRIMED, Unidad Mixta de Investigación en Radiofísica e Instrumentación Nuclear en Medicina. IIS Hospital La Fe - Universitat de Valencia.*

³ *Universidad de Valencia*

⁴ *Hospital La Fe Valencia*

Corresponding Author: joseperezcalatayud@gmail.com

1. Introducción

La radioterapia intraoperatoria con aceleradores lineales móviles es una modalidad bien establecida que está ganando popularidad porque, gracias a la mejora significativa en la tecnología, puede operar en una sala de cirugía convencional sin condiciones de blindaje específicas.

Una de las posibles incertidumbres en esta técnica es la posibilidad de aparición de fluido tras la resección. Puede ser especialmente crítico en intervenciones con escenarios de alta vascularización. La energía de electrones para el tratamiento se selecciona de acuerdo con la profundidad específica del objetivo. Debido a la alta dosis empleada, si existe sangrado en el momento de la irradiación, se puede producir una subdosificación no deseada.

El objetivo de este trabajo es desarrollar y demostrar la viabilidad de un detector de sangrado integrado en los aplicadores circulares acrílicos para linacs móviles específicos. De acuerdo con el impacto clínico, se ha seleccionado 0,5 cm como la altura mínima de fluido que debe detectarse.

2. Materiales y métodos

Se ha desarrollado un detector de sangrado basado en un sensor capacitivo (Figura 1) para ser usado con aplicadores de plástico, como en el caso de LIAC HWL de Sordina IORT Technologies SpA.

Se desarrolló un experimento usando agua simulando sangre. Se consideraron dos configuraciones: aplicadores no biselados con 7 cm y 10 cm de diámetro. Las mediciones se realizaron para los aplicadores inclinados a 0° y 45°, ambos con respecto a la superficie horizontal, para simular el peor escenario clínico. Se analizó el comportamiento del detector bajo irradiación así como el impacto en la radiación periférica dispersa debido al detector.

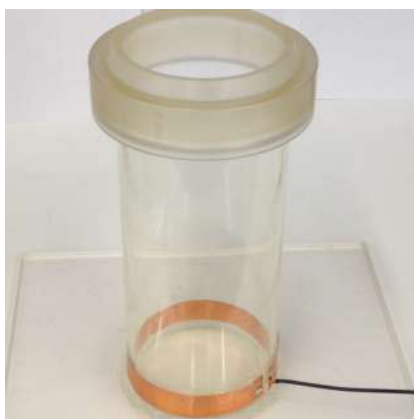


Figure 821: Sensor capacitivo ubicado en la parte inferior del aplicador.

3. Resultados

Los datos que representan la variación de la capacidad del sensor en función de líquido acumulado, caracterizados como variación de tiempo porcentual de descarga de ese condensador respecto a la posición de cero, se han medido para las dos configuraciones antes mencionadas. El resultado se muestra en la Figura 2. El detector distingue la presencia de líquido a una altura mínima de 0,5 cm. Se obtuvo un comportamiento lineal para ambas configuraciones. También se ha verificado que la radiación LIAC HWL no afecta las mediciones, ni que el detector aumenta la radiación periférica dispersa.

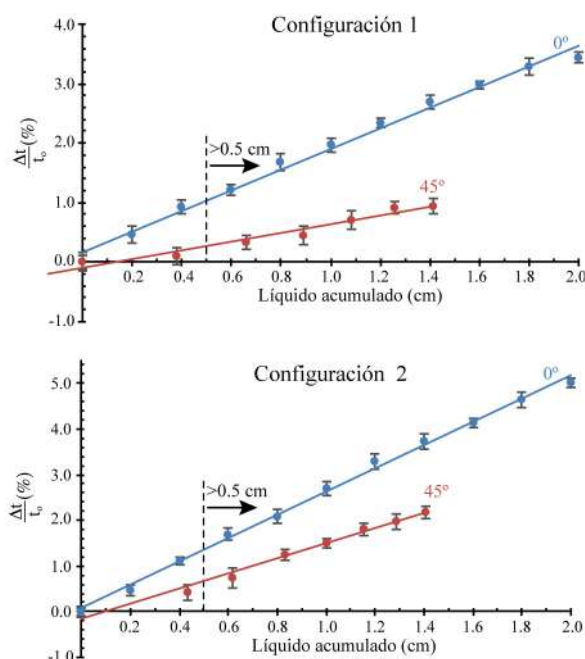


Figure 822: Respuesta del sensor frente a variaciones en la cantidad de líquido.

4. Discusión

En nuestra opinión, los resultados son bastante prometedores para la detección de líquidos incluso en el peor escenario clínico, es decir, con un aplicador de diámetro mínimo e inclinación de 45°. Como se ve en la Figura 2, ambas configuraciones detectan claramente una profundidad de 0,5 cm de líquido acumulado.

5. Conclusiones

El detector de sangrado es un sensor capacitivo cuasi digital de bajo coste, bajo consumo de energía, alta linealidad y es fácil de instalar. Es posible realizar una evaluación continua de la presencia de líquidos incluso durante la fase de irradiación.

Pósteres Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 79

Análisis de optimización en procedimientos de electrofisiología guiados por cartografía electroanatómica

Autores: Alfredo Serna¹ ; Ignacio Gil¹ ; David Ramos^{None} ; Vicente Puchades¹ ; Fernando Mata-Colodro¹ ; Javier Trujillo¹

¹ Hospital G.U Santa Lucia.

Corresponding Author: asernaberna@gmail.com

Introducción

En el manejo diagnóstico y del tratamiento de las estructuras involucradas en la génesis de distintas arritmias, está indicada la realización de un estudio electrofisiológico, usándose control fluoroscópico para el guiado de los catéteres. El uso del sistema de cartografía electroanatómica como única herramienta para visualizar los catéteres podría disminuir, hasta prácticamente hacer desaparecer, el uso de fluoroscopia.

El objetivo de nuestro estudio fue el análisis riesgo-beneficio en el uso del sistema de navegación en la Unidad de Arritmias.

Material y método

Seleccionamos tres procedimientos de electrofisiología: Taquicardia por reentrada nodal (TRIN), Flutter común y Vía accesoria izquierda. El equipo de electrofisiología fue Philips Allura FD20, y el equipo de navegación es el CARTO3®.

Los procedimientos se clasifican a su vez en dos grupos: CON intención de escopia (sin uso de navegador) y SIN intención de escopia (con uso de navegador)

Según ICRP, el beneficio neto, $B = V - (P + X + Y)$, siendo V el beneficio bruto (asociado al paciente), X el coste de la protección radiológica e Y el detrimento radiológico (del paciente y de los profesionales), calculado $Y = \alpha (\text{€ mSv}^{-1}) \times E(\text{mSv})$; siendo la dosis efectiva del paciente $E(\text{mSv}) = 0.2 \times \text{PKA}(\text{Gy cm}^2)$. El valor de $\alpha (\text{€ mSv}^{-1})$ para exposiciones de miembros del público varía entre 446 € mSv⁻¹ y 5000 € mSv⁻¹ por persona expuesta, correspondiendo el valor más alto a España. Puesto que nuestro caso tomamos como hipótesis que ambos procedimientos son igualmente efectivos (V es constante en ecuación), consideramos que la disposición frente a las radiaciones del paciente es similar a la del resto de miembros del público. De forma conservadora tomamos $\alpha = 1200 \text{ € mSv}^{-1}$ por persona expuesta.

Resultados y Discusión

El total de 294 pacientes analizados se distribuyen: ablación de flutter (144 pacientes), TRIN (127 pacientes) y vía accesoria izquierda (23 pacientes).

Los procedimientos SIN intención de escopia reducen la dosis de radiación al paciente en un 90%, pasando de un valor medio de 14.7 Gy cm² a 1.6 Gy cm² ($p < 0.001$). Hemos obtenido un valor de la mediana igual a cero, como consecuencia de que en el 87% de los casos SIN intención de escopia no se empleara radiación.

En los tres procedimientos evaluados existe un beneficio neto en los procedimientos SIN intención de escopia (ver tabla 1), siendo: 1308 € para TRIN, 3306 € para Flutter y 10238 € vía accesoria izquierda. El procedimiento más rentable para emplear la estrategia SIN escopia es la vía izquierda, a pesar de que la diferencia de coste material es más elevada. Esto es debido a que la dosis de radiación empleada es mucho mayor (8.5 mSv CON intención vs 1.4 mSv SIN intención).

Procedimiento	Intención de escopia	Número de casos	Coste Material, €	Coste Radiológico promedio			Total, €
				PKA, Gy cm ²	Dosis efectiva, mSv	Detrimento Radiológico, €	
TRIN	SIN	79	2265	0.4	0.08	99	2364
	CON	48	1645	8.5	1.7	2027	3672
	Diferencia de coste (CON-SIN)	--	- 620	8.1	1.6	1928	1308
Flutter	SIN	120	2805	0.3	0.06	67	2872
	CON	24	2720	14.4	2.9	3458	6178
	Diferencia de coste (CON-SIN)	--	- 85	14.1	2.8	3391	3306
Vía Izquierda	SIN	12	2040	7.1	1.4	1720	3760
	CON	11	320	42.7	8.5	10238	10558
	Diferencia de coste (CON-SIN)	--	1720	35.6	7.1	8518	10238

Figure 823: Tabla 1

Conclusiones

La evaluación de nuevas técnicas de reducción de la exposición a la radiación se debe llevar a cabo no solamente en términos económicos directos asociados al coste de la tecnología, sino también al coste relacionado con el detrimento radiológico tanto de profesionales como de pacientes. Este tipo de análisis permite proporcionar objetividad y transparencia en la toma de decisiones

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 703

Estudio comparativo de output factors de campos pequeños con cámara de ionización microLion

Autores: Diego Bruzos López¹ ; Daniel Rodríguez Latorre¹ ; José Manuel González Sancho² ; Alfonso Villacé Gallego¹ ; Silvia Fernández Cerezo¹ ; Jesús Herrero Rojas¹ ; Daniel San José Olmedo¹ ; Teresa Monserrat Fuertes¹ ; Natalia Montenegro Iglesias¹ ; Diego Crelgo Alonso¹

¹ *Hospital Universitario Central de Asturias*

² *Complejo Asistencial Universitario de León*

Corresponding Author:

Introducción

Para la puesta en marcha de la SBRT y la SRS en el Hospital Universitario Central de Asturias se han medido los output factors para campos pequeños. Además de los detectores recomendados por el fabricante, se han medido también los output factors con la micro cámara de ionización líquida de PTW, conocida como microLion. El objetivo del trabajo es comprobar la idoneidad de esta cámara para la dosimetría de campos pequeños.

Material y métodos

Las medidas se han realizado en un acelerador lineal Novalis TX de Varian con MLC HD120. Previamente a la toma de datos con la microLion se procede a medir con los detectores Semiflex 31010 y el Diodo E 60017 sin compensar, mediante el método “daisy-chain” con el campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$ definido por el MLC como campo de cruce. Con la microLion el campo de referencia para el cálculo de los output factors es siempre el $10 \times 10 \text{ cm}^2$. El maniquí utilizado es el “MP3 Phantom Tank” de PTW a SSD fija de 100 cm y con el detector a 10 cm de profundidad. Para el alto voltaje y la lectura de las cámaras se ha usado el electrómetro Unidos Weblin 557, también de PTW.

Resultados

En la siguiente tabla se presentan las diferencias relativas de los valores de los output factors obtenidos por ambos métodos:

TABLA DE DIFERENCIAS EN OUTPUT FACTOR

6MV STANDARD MODE HD120

Semiflex & Diodo E vs. Semiflex & MicroLion

Cruce con el campo 30x30 mm2 MLC aparcado

		Jaw Field Size [mm]										
		8	12	22	32	42	60	80	100	140	220	254 (300x220)
MLC Field Size [mm]	5	-5.75	-5.85	-5.89	-5.96	-5.89	-5.71	-5.90	-5.99	-5.99	-4.66	-4.42
	10	-1.97	-1.05	-0.74	-0.72	-0.84	-0.83	-0.94	-0.92	-0.86	-1.21	-1.26
	20		-0.83	0.17	0.09	0.09	0.00	0.00	0.12	0.07	-0.07	-0.08
	30			0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	40				0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	60					0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	80						0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	100							0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	140								0.00	0.00	0.00	0.00
	220									0.00	0.00	0.00
254											0.00	

Figure 824: Diferencias relativas

Discusión

Para campos de tamaño 1x1 cm² se puede observar que la diferencia promedio respecto al método “daisy-chain” es de un 1%. Para campos del orden de 0’5x0’5 cm² la diferencia promedio asciende a un 5%.

Conclusiones

La conclusión que podemos sacar de este estudio es que la microLion no es adecuada para la dosimetría de campos por debajo del 1x1 cm². Una diferencia promedio de un 5% respecto al método recomendado por Brainlab es un valor muy elevado para procedimientos tan precisos como la SRS y la SBRT.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 691

Prueba de control de sincronía para la exactitud espacial y respuesta temporal de sistemas de tracking con gating. Verificación en RPM y Calypso® de Varian Inc.

Autor: IAGO JOSE GONZALEZ VECIN¹

Co-autores: JUAN GODOY CAZORLA²; ALBA DIAZ MARTIN²; MARGARITA MELIAN JIMENEZ²; EUGENIO RUIZ EGEA²

¹ HOSPITAL UNIVERTARIO DE GRAN CANARIA DR. NEGRIN

² HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GRAN CANARIA DR NEGRIN

Corresponding Author: iagojgv@gmail.com

Introducción

Actualmente radioterapia permite realizar tratamientos con distribuciones de dosis más complejas en tumores minúsculos, como en SBRT.

El tracking/gating son técnicas de radioterapia guiada que favorecen la precisión y reproducibilidad de tratamientos de tumores en movimiento.

El comisionado de los sistemas de seguimiento se puede resumir 3 puntos: exactitud de la posición, respuesta temporal y reproducibilidad de la dosis administrada.

En este trabajo presentamos un test poco costoso en recursos en el que se verifica la exactitud en la posición y la respuesta temporal simultáneamente. De este modo hemos analizado la sincronía del sistema de tracking junto con el gating del acelerador.

Se analiza cada una de las imágenes KV que se obtiene durante la irradiación de un maniquí en movimiento, obteniendo la posición y la respuesta temporal del gating/tracking a través del análisis, simultáneo, del ruido de la imagen y la posición del maniquí+marcadores.

Se realizó esta prueba para el sistema RPM (Real Time Position Management) y el Calypso® de Varian Inc.

Material y Método

Utilizamos un acelerador TrueBeam® de Varian que permite el gating del haz con los sistemas de tracking RPM y Calypso.

Utilizamos un maniquí con movimiento sinusoidal al cual hemos colocado el marcador de seguimiento del sistema de tracking.

Hemos planificado un campo estático a Gantry=0°, de tal manera que el detector KV quede perpendicular y obtenga imágenes del movimiento vertical del maniquí.

Establecemos los límites inferior y superior de la ventana de gating de tal manera que el movimiento del maniquí salga y entre de ella.

Durante la irradiación el detector KV recogió las imágenes del maniquí en movimiento. (Fig1)

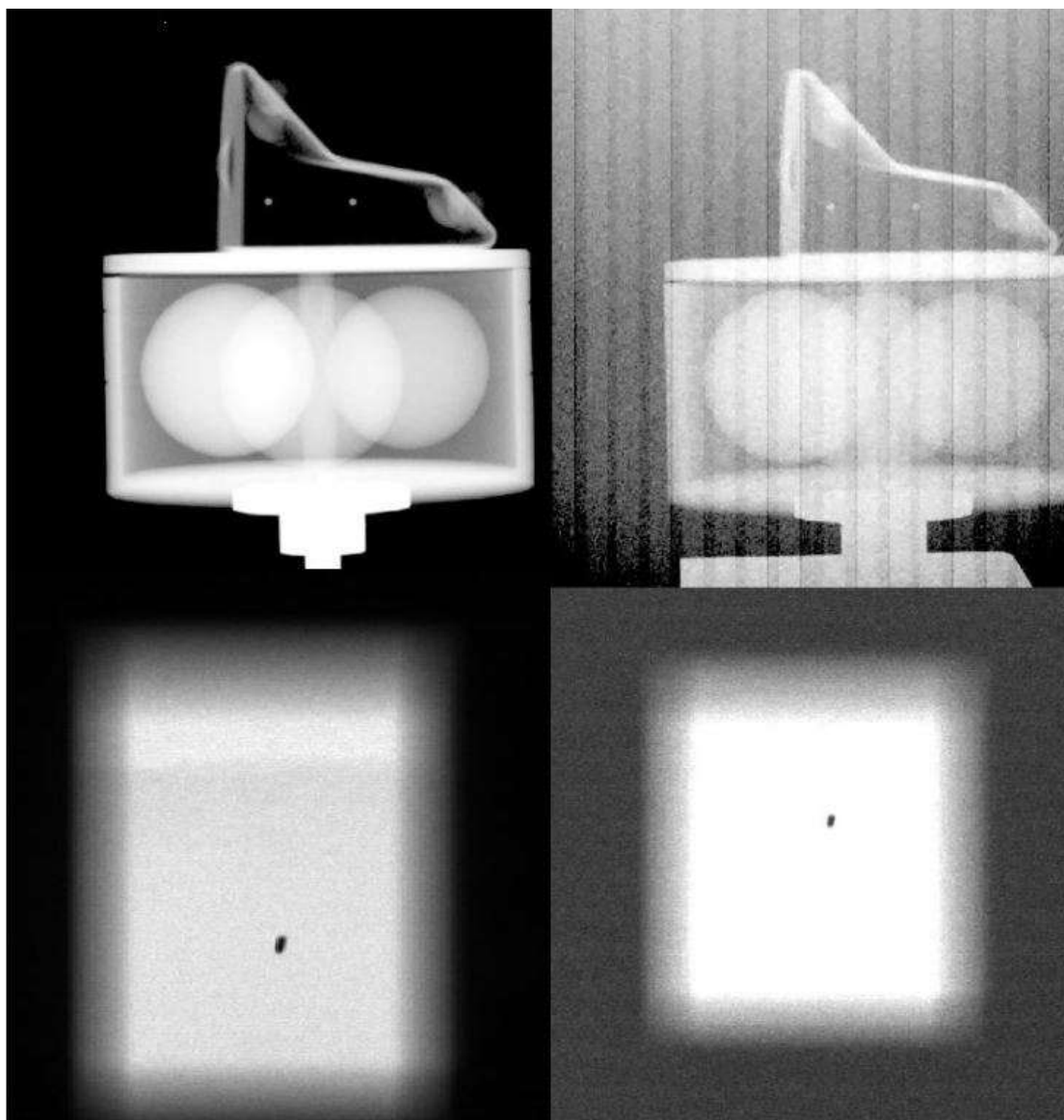


Fig1-Imágenes KV del sistema RPM y Calypso con sendos maniqués de movimiento durante la realización de la prueba. En la izquierda el haz está apagado y encendido en la derecha con ruido de fondo debido al haz.

Figure 825:

Hemos obtenido y procesado las imágenes a 50 Hz durante la prueba. El análisis se realizó mediante una serie de programas en Matlab® 2017. Hemos correlacionado el encendido y el apagado del haz con el ruido del fondo de las imágenes y la posición del maniquí con los marcadores.

Resultados

Obtuvimos el desfase temporal del encendido y del apagado del haz respecto a la posición del maniquí. También hemos analizado la posición del maniquí en las imágenes respecto a los archivos log del acelerador y del RPM/Calypso. (Fig2)

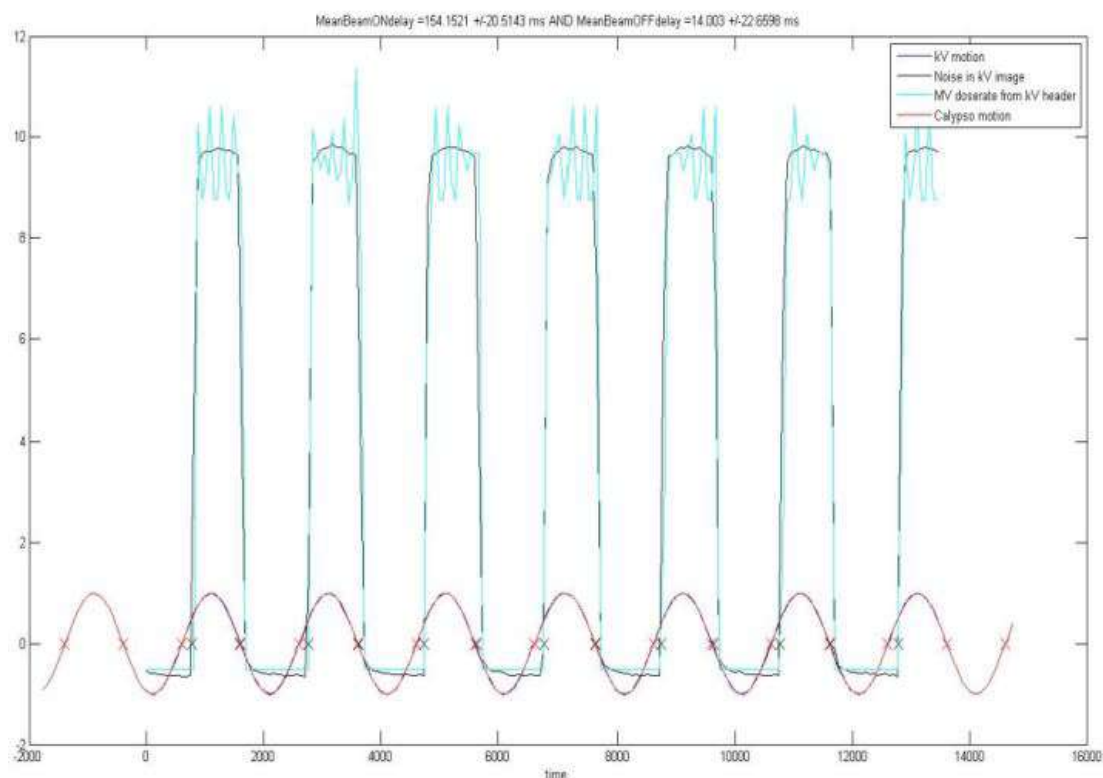


Fig2-Representación del ruido y posición del maniquí en las imágenes KV comparada con el log de ON/OFF del TrueBeam y los log del Calypso.

Figure 826:

Para ambos sistemas la exactitud espacial es $< 1\text{ mm}$ y la respuesta temporal para el Calypso es de $154 \pm 20\text{ ms}$ BeamON y $14 \pm 22\text{ ms}$ BeamOFF. El RPM: $172 \pm 37\text{ ms}$ BeamON y $73 \pm 30\text{ ms}$ BeamOFF.

Evaluación

Hemos obtenido una exactitud de la posición dentro de 1 mm del tracking y una respuesta temporal del gating $< 200\text{ ms}$ en ambos sistemas, lo cual cumple con muchas de las tolerancias en documentos de referencia.

Conclusión

Hemos desarrollado una prueba versátil que permite evaluar la sincronía, la respuesta temporal y la exactitud espacial de sistemas de tracking como el RPM y Calypso con el TrueBeam. Este test nos permite comisionar y establecer controles periodicos de nuestros sistemas de tracking+gating.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 674

Un nuevo procedimiento para la dosimetría con películas radiocrómicas basado en promedios no locales

Autores: César Rodríguez Rodríguez¹ ; Diego García Pinto² ; Alfonso López Fernández³

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Fuenlabrada

² Universidad Complutense de Madrid

³ Hospital Universitario de Fuenlabrada, 28942, Fuenlabrada

Corresponding Author: cesar.rodriguez@salud.madrid.org

Introducción: Las películas radiocrómicas junto con un escáner de sobremesa se emplean frecuentemente en la dosimetría de técnicas avanzadas en radioterapia. Entre sus puntos fuertes se encuentran su composición basada en elementos ligeros, su baja dependencia energética, su práctica equivalencia a la del tejido biológico y su alta resolución espacial. Entre sus debilidades están la falta de uniformidad, o el ruido y los artefactos debidos a la digitalización. Se han propuesto protocolos de procesado que buscan corregir las perturbaciones que estas debilidades producen, normalmente mediante correcciones adicionales que complican hasta cierto punto su utilización. Nuestro objetivo es proponer un nuevo procedimiento basado en un algoritmo de promedios no locales que produzca resultados de calidad similar a la de otros procedimientos comúnmente aceptados pero de forma más simple.

Material y métodos: los algoritmos de promedios no locales se utilizan en el procesado de imágenes desde que fueron propuestos hace algo más de diez años. Buscan eliminar ruido u otros artefactos de la imagen realizando promedios, pero en lugar de utilizar sucesivas imágenes emplean píxeles equivalentes en la propia imagen. El grado de equivalencia entre píxeles se determina mediante una métrica que tiene en cuenta el valor del propio pixel y el de su entorno sin requerir proximidad espacial.

Las etapas de nuestro procesado son: digitalizar una única vez la película irradiada, aplicar el algoritmo de promedios no locales sobre las señales digitales de la imagen en color, separar los tres canales de color, aplicar la calibración dosis señal digital a cada uno de los canales y obtener tres imágenes de la distribución espacial de la dosis, realizar un promedio pesado de las tres imágenes de dosis.

Para validar el procedimiento, tres distribuciones de dosis correspondientes a tres campos cuadrados abiertos y una combinación de estos campos que emplea diferentes ángulos de incidencia y diferentes unidades monitor se han medido mediante cámara de ionización y se han comparado con las medidas de las películas. Además partiendo de una distribución de dosis absorbida de tratamiento real se han simulado señales digitales en las que se ha introducido ruido y falta de uniformidad para estudiar cómo se comporta el procedimiento bajo estas perturbaciones. Los mismos datos brutos se han procesado mediante un protocolo multicanal estándar.

Resultados: En la validación del procedimiento mediante las medidas de campos cuadrados abiertos, Figura 1, se ha obtenido un porcentaje global de puntos con un índice gamma (3%, 3mm) mayor de uno del 98.6%.

Además se ha encontrado, Figura 2, que nuestro procedimiento mejora los resultados que proporciona el algoritmo multicanal estándar cuando ambos emplean los mismos datos de partida.

Conclusiones: El procedimiento propuesto simplifica el procesado de las películas radiocrómicas, facilitando su utilización como dosímetros en las verificaciones de las técnicas avanzadas de radioterapia, al hacer innecesarias otras correcciones adicionales.

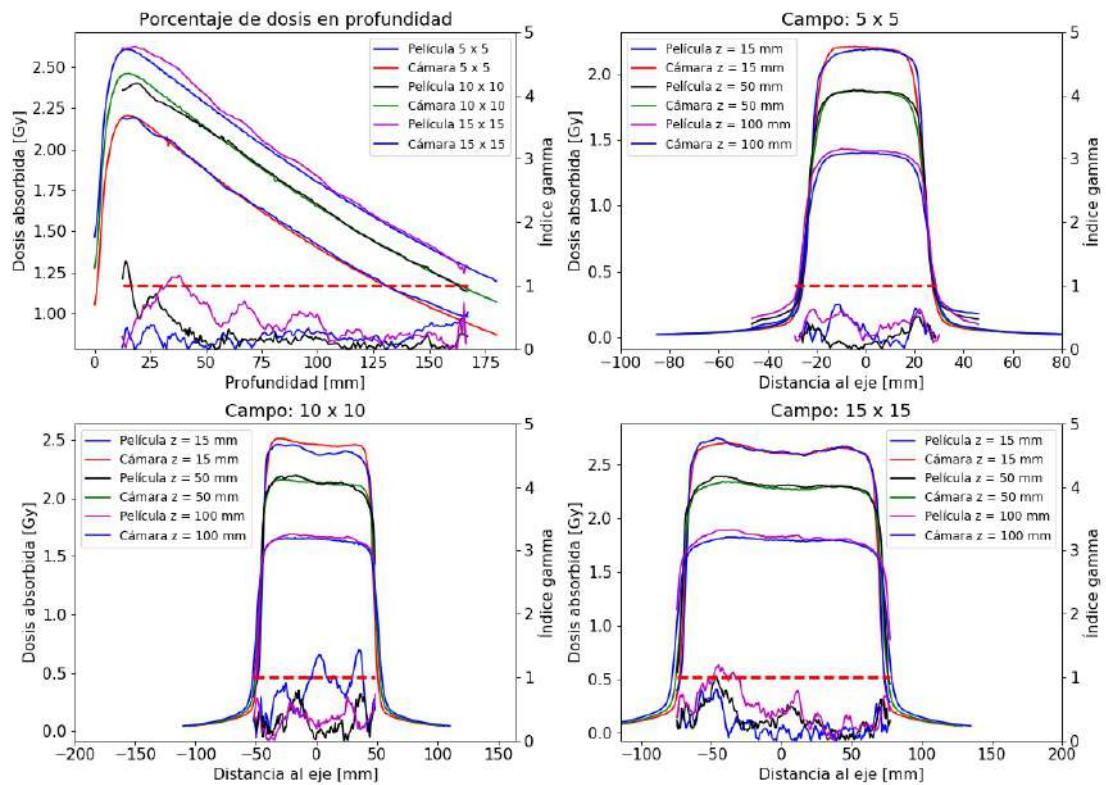


Figure 827: Validación del procedimiento mediante medidas de campos cuadrados abiertos

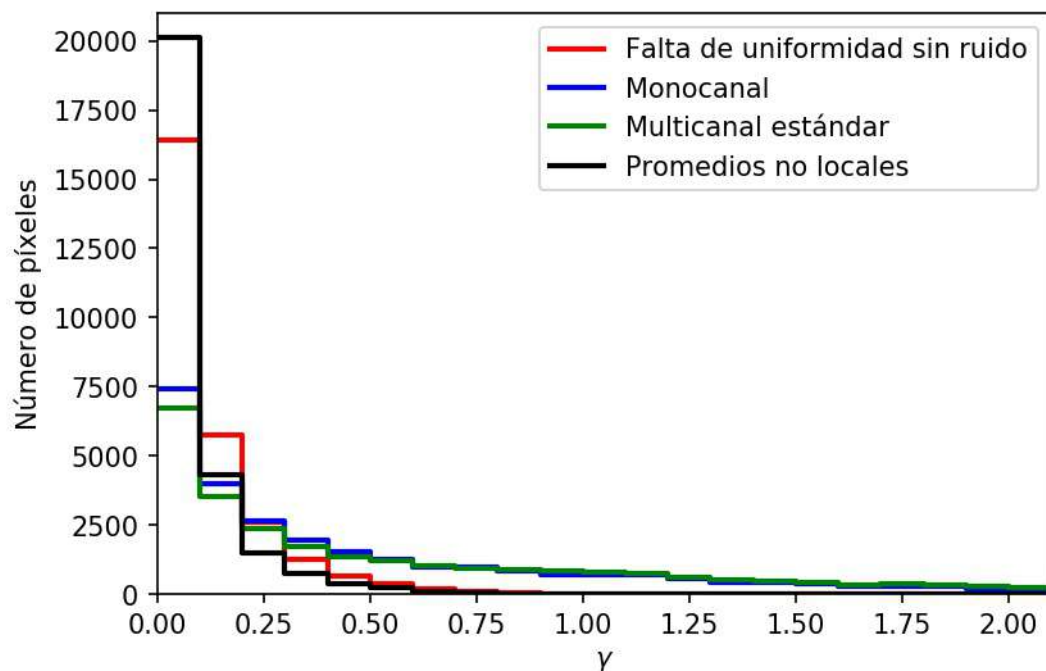


Figure 828: Comparación de los histogramas del índice gamma obtenidos a partir de los datos simulados tratados mediante diferentes procedimientos.

Factores de corrección para estimar la dosis equivalente en cristalino a partir de la dosimetría de delantal

Autores: María Gracia Ochoa¹ ; Cristian Candela-Juan² ; Juan Diego Palma Copete¹ ; María del Carmen Pujades Claumarchirant¹ ; Juan Carlos Ruiz Rodríguez¹ ; Jorge Vilar Palop¹ ; Ángela Soriano Cruz¹ ; Juan Carlos Sánchez Relucio³ ; Luis Alejo Luque⁴ ; María Luisa Chapel Gómez⁵ ; Jose María Chimeno Hernández⁶ ; Vicente Crispín Contreras⁷ ; Rafael Fernández Cano⁸ ; Paula García Castañón⁹ ; Daniel Prieto Morán¹⁰ ; Víctor Raposo Furelos¹¹ ; Matías Riera Sendra¹² ; Pedro Ruiz Manzano¹³ ; Bonifacio Tobarra González¹⁴ ; Nieves Llorca Domaica¹

¹ Centro Nacional de Dosimetría

² Centro Nacional de Dosimetría (CND)

³ Centro Nacional de Dosimetría / Fundación IVO

⁴ Servicio de Radiofísica y Radioprotección, H. U. La Paz

⁵ Hospital Univ Ntra. Sra de Candelaria

⁶ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

⁷ Fundación Instituto Valenciano de Oncología

⁸ Complejo Hospitalario de Toledo

⁹ Hospital Universitario La Princesa

¹⁰ Hospital Universitario Ramón y Cajal

¹¹ Complejo Hospitalario de Navarra

¹² Hospital Universitario Dr. Peset

¹³ HCU Lozano Blesa Zaragoza

¹⁴ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca.

Corresponding Author: ccanjuan@gmail.com

Introducción

La Directiva 2013/59/EURATOM establece una reducción sustancial en el límite de dosis equivalente en cristalino para trabajadores expuestos, lo cual exige en algunos casos un mayor control y protección. El diseño de dosímetros específicos para estimar la dosis equivalente en cristalino puede ayudar a cumplir con los requisitos de la Directiva en aquellos casos en los que se requiera mayor exactitud en la medida. Sin embargo, sigue siendo una práctica aceptada a nivel internacional una estimación a partir de un dosímetro colocado sobre el protector de tiroides o a la altura del bolsillo del delantal plomado, aplicando los factores de corrección adecuados. El objetivo de este estudio es establecer, a partir de medidas realizadas en distintos servicios y hospitales, un factor de corrección que permita, junto al factor de atenuación de las gafas plomadas, estimar la dosis en cristalino a partir del $H_p(0.07)$ medido por el dosímetro de delantal del Centro Nacional de Dosimetría (CND).

Materiales y métodos

En el estudio participaron 61 usuarios procedentes de 11 instituciones distintas. Cada usuario llevó simultáneamente durante uno, dos o tres meses los siguientes tres dosímetros: el prototipo de dosímetro de cristalino del CND (calibrado en términos de $H_p(3)$ y colocado junto al ojo más expuesto, fuera de las gafas plomadas) y dos dosímetros de delantal del CND, colocado uno de ellos sobre el protector de tiroides y el otro sobre el delantal plomado. Estos últimos estaban calibrados en la magnitud $H_p(0.07)$ y teniendo en cuenta la diferencia de retrodispersión entre el delantal plomado y el maniquí ISO de agua en el que se calibran. Transcurrido el periodo de uso, se evaluaron en el CND, donde se realizó un ajuste con métodos robustos entre $H_p(3)_{\text{cristalino}}$ y $H_p(0.07)_{\text{delantal o tiroides}}$ para aquellos pares de datos con $H_p(d) \geq 0.1$ mSv.

Resultados

En la tabla 1 se muestra, para cada especialidad, la pendiente del ajuste $H_p(3)_{\text{cristalino}} = m \times H_p(0.07)_{\text{delantal o tiroides}}$ y su desviación típica. Para cada grupo de lecturas se analizó el cociente entre las lecturas del dosímetro de cristalino y las del dosímetro de delantal o tiroides, lo cual se muestra en la figura 1.

Figura 1 Distribución del cociente de las lecturas obtenidas de $H_p(3)$ para el dosímetro de cristalino y $H_p(0.07)$ del dosímetro de delantal o tiroides para las distintas especialidades. Los extremos inferiores y superiores del rectángulo representan el primer y tercer cuartil de la distribución de datos de frecuencia. Las barras representan los límites superior e inferior de la distribución de valores, quedando fuera de éstas los valores atípicos y extremos.

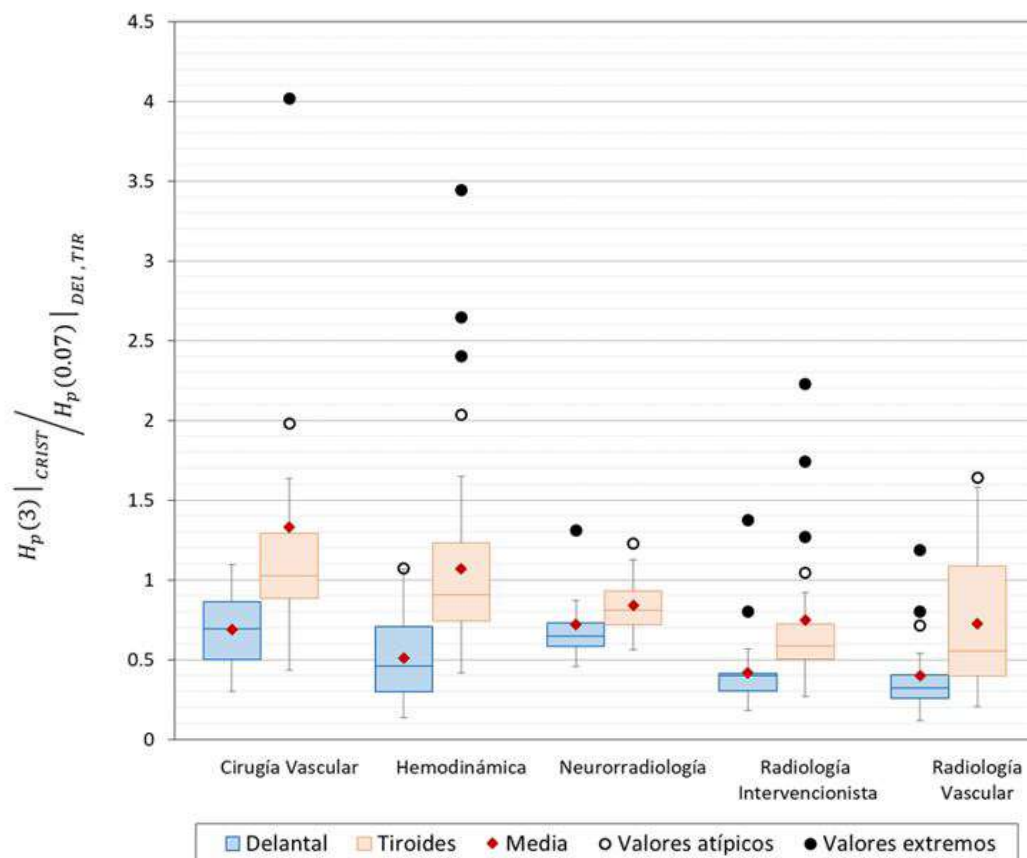


Figure 829:

Tabla 1 Resultados de los ajustes realizados: $H_p(3)_{\text{cristalino}} = m \times H_p(0.07)_{\text{delantal o tiroides}}$. Se muestra el número de datos (N), la pendiente (m) y la desviación típica (σ) para la pendiente, obtenidos para cada especialidad a partir de un análisis por métodos robustos.

Especialidad	DELANTAL			TIROIDES		
	N	m	σ	N	m	σ
Cirugía Vascular	10	0.67	0.04	11	1.01	0.12
Hemodinámica	45	0.33	0.02	41	0.79	0.06
Neurorradiología	7	0.67	0.03	7	0.75	0.02
Radiología Intervencionista	21	0.35	0.07	22	0.60	0.03
Radiología Vascular	19	0.35	0.03	18	0.63	0.15

Figure 830:

Discusión

Las pendientes mostradas en la tabla 1 se corresponden con los factores de corrección buscados. Para obtener el equivalente de dosis en cristalino, adicionalmente, se debe incluir el factor de atenuación de las gafas plomadas.

La diferencia entre los factores correctivos mostrados en la tabla 1 para las distintas especialidades es debida a que la relación entre una lectura y otra depende de factores geométricos, como la distancia al paciente o combinación de orientaciones del tubo de rayos X, así como a diferencias en los elementos de protección de la sala.

Conclusiones

Si no se disponen ya de datos particularizados en la instalación, los resultados de este estudio multicéntrico pueden ser de ayuda para estimar, junto con los factores de atenuación de las gafas plomadas, la dosis equivalente en cristalino a partir de la dosimetría de delantal del CND.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 671

Sensitometría de las películas radiocrómicas EBT2 y EBT3 basado en el crecimiento de dos fases del polímero

Autores: César Rodríguez Rodríguez¹ ; Luis Carlos Martínez Gómez² ; Alfonso López Fernández³ ; Diego García Pinto⁴

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.Hospital Universitario de Fuenlabrada

² Hospital Universitario 12 de Octubre

³ Hospital Universitario de Fuenlabrada, 28942, Fuenlabrada

⁴ Universidad Complutense de Madrid

Corresponding Author: cesar.rodriguez@salud.madrid.org

Introducción: El objetivo de este trabajo es desarrollar un modelo sensitométrico de las películas radiocrómicas EBT2 y EBT3 basado en la observación de que la radiación induce el crecimiento de un polímero según dos configuraciones diferentes, las así llamadas fases roja y azul.

Materiales y métodos. Empleando datos previamente publicados del espectro de absorción en el

visible de la capa activa de las películas EBT2 y EBT3, se han separado las contribuciones de las dos fases de color del polímero a la absorción total. La absorbancia integral AI en el espectro visible de cada fase p así calculada se ha parametrizado como una función de la dosis absorbida.

$\begin{equation}$

$$AI_p(D) = AI_{p,s} + (AI_{p,0} - AI_{p,s}) e^{-k_p D}$$

$\end{equation}$

siendo $AI_{p,0}$, $AI_{p,s}$ las absorbancias integrales en ausencia de dosis y en la saturación respectivamente, y k_p el parámetro que regula el cambio de la absorbancia integral con la dosis.

Se ha investigado un modelo sensitométrico que emplea relaciones lineales con las absorbancias integrales y se ha propuesto que la relación entre los coeficientes lineales de cada fase para cada canal de color sea constante.

$\begin{equation}$

$$d(D) = \phi_r[(1 - e^{-k_r D}) + \rho(1 - e^{-k_b D})]$$

$\end{equation}$

donde $d = \log_{10} B/S$ siendo B y S las señales digitales correspondientes a una película no irradiada y a una película que ha recibido una dosis absorbida D respectivamente. Los parámetros k_r , k_b y ρ se pueden determinar mediante el análisis del espectro de absorción de los materiales de la capa activa y son por tanto independientes del lote de fabricación.

Películas pertenecientes a seis lotes de fabricación diferentes, tres EBT2 y tres EBT3, se han usado para verificar este modelo.

Resultados: La absorbancia integral en el espectro visible de cada fase de color se puede expresar como una simple función de saturación con la dosis absorbida en la película. Los datos obtenidos de los seis lotes de fabricación diferentes se han ajustado al modelo sensitométrico propuesto. El modelo predice la variación de la atenuación de la luz en la capa activa con la dosis hasta fluctuaciones atribuibles a las incertidumbres.

Tanto para el canal verde como para el azul la contribución de la fase azul se puede considerar despreciable frente a la de la fase roja.

Conclusiones: La curva de calibración se puede escribir como una combinación lineal de funciones simples que describen la dependencia con la dosis de la absorbancia integral de cada fase de color del polímero. Estas funciones son características del material de la capa activa, e independientes del modelo o el lote de fabricación. La calibración de un lote en términos de la atenuación en la capa activa se realiza por tanto determinando un único coeficiente lineal.

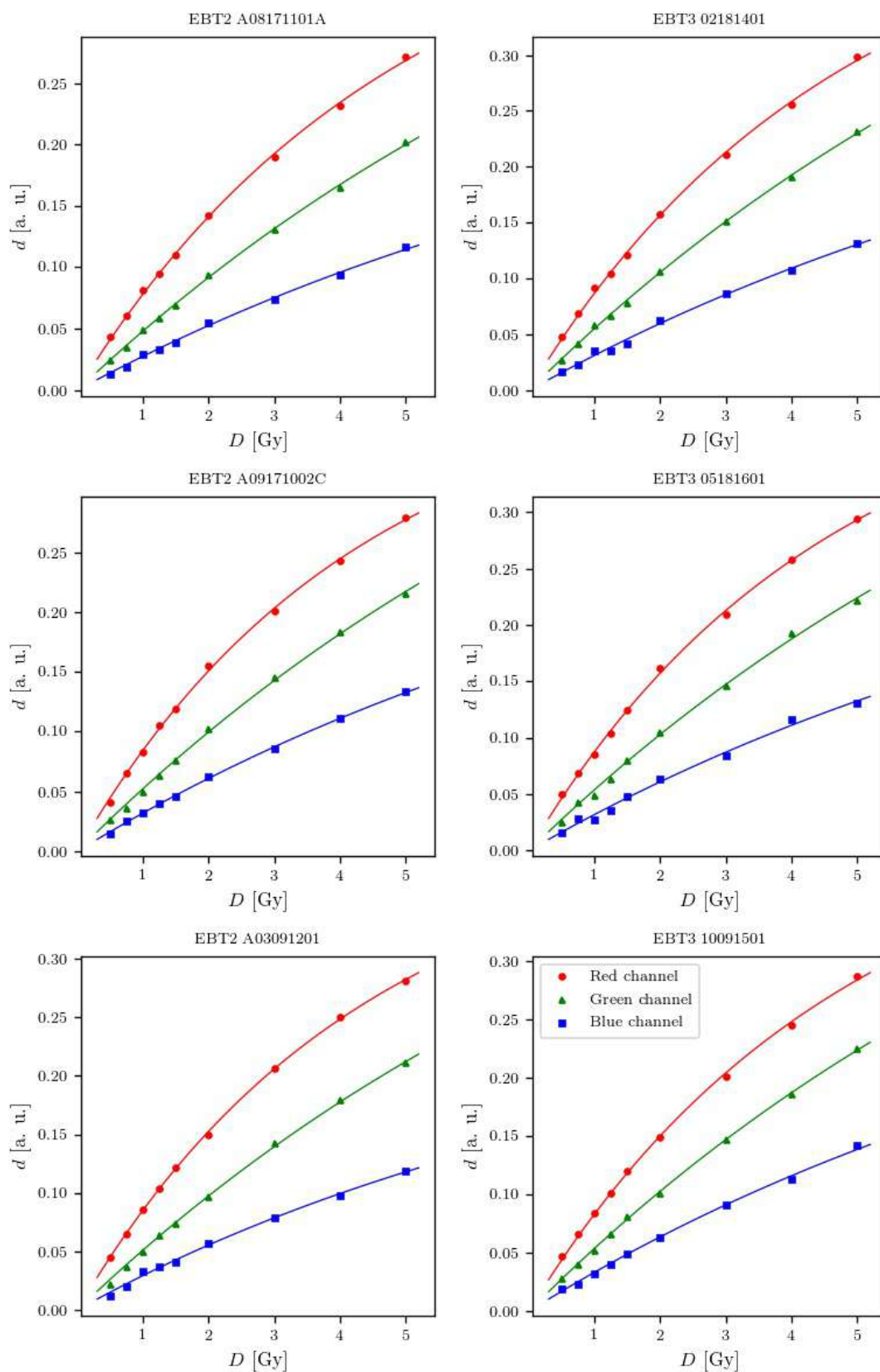


Figure 831: Curvas de calibración según el modelo propuesto para seis lotes de fabricación diferentes.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 654**Resultados de un sistema TLD en dos intercomparaciones EURADOS (2014-2018) de dosímetros pasivos para vigilancia ambiental**

Autores: Rafael Rodríguez Jiménez¹ ; Ana María Romero Gutiérrez¹ ; José Francisco Benavente Cuevas¹ ; José Luis López Moyano¹

¹ CIEMAT

Corresponding Authors: rafael.rodriguez@ciemat.es, ana.romero@ciemat.es, jf.benavente@ciemat.es

Introducción:

El Laboratorio de Dosimetría Ambiental del Ciemat tiene implantado un sistema de calidad basado en la norma ISO-17025, lo cual exige un plan de participación en intercomparaciones. El grupo de trabajo EURADOS WG3-SG2 “Passive dosimetry in Environmental Radiation Monitoring” ha organizado desde 2014 dos ejercicios internacionales de intercomparación (IC2014env e IC2017prep) de dosímetros pasivos de área en términos de $H^*(10)$, utilizando para ello instalaciones de referencia para dosimetría ambiental que tiene el instituto nacional alemán de metrología PTB “Physikalisch-Technische Bundesanstalt”. En este contexto se ha dispuesto de cuatro referencias en ambos ejercicios de intercomparación: campo libre, radiación cósmica, radiación terrestre e irradiación gamma (Cs-137). A estas cuatro referencias se añade una quinta de irradiación gamma a 90° sólo efectuada en la segunda intercomparación IC2017prep. Los resultados que ahora se presentan han permitido por un lado mostrar la estabilidad de la respuesta del sistema de dosimetría ambiental termoluminiscente utilizado a lo largo de estos años (2014-2018), y por otro confirma la respuesta adecuada del dosímetro a las componentes terrestre y cósmica de la radiación ambiental, así como su buen comportamiento a dosis gamma de 30 mSv en ángulos críticos (90°).

Material y métodos:

El laboratorio dispone de un diseño propio de dosímetro ambiental con detectores de termoluminiscencia de un material hipersensible de fluoruro de litio (LiF:Mg,Cu,P). La calibración se realiza anualmente mediante fuente de radiación gamma (Cs-137) en un laboratorio acreditado de metrología. La evaluación de los dosímetros se efectúa con corrección de sensibilidad individual de los detectores y con resta de la dosis de tránsito, de acuerdo con el procedimiento establecido en el laboratorio para la determinación de la dosis equivalente ambiental $H^*(10)$. El laboratorio utiliza los criterios de las curvas trompeta para evaluar los resultados obtenidos en intercomparaciones.

Resultados:

Los resultados obtenidos en ambas intercomparaciones han sido satisfactorios (Figura 1.); dentro del rango aceptable de respuesta recomendado por el organizador de las intercomparaciones (0,77-1,43), y cumpliendo a su vez el criterio del laboratorio de encaje en las curvas trompeta. El resultado obtenido para cada componente de radiación ha sido el mismo, dentro de la incertidumbre ($k=1$) correspondiente (inferior al 10%), en las dos intercomparaciones consideradas. Sin embargo, la respuesta del dosímetro a la radiación cósmica (1,21-1,23) difiere significativamente de la respuesta del dosímetro a las otras componentes de radiación (0,95-1,09).

Los resultados de las calibraciones realizadas a lo largo de estos años muestran a su vez la estabilidad del sistema TLD (Figura 2.)

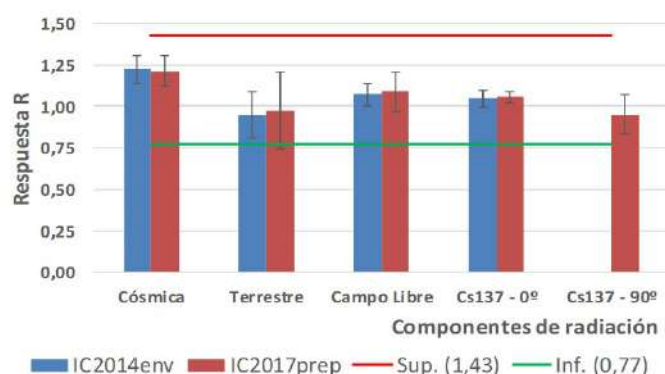


Figure 832: Resultados TLD ambiental CIEMAT en las ICs EURADOS (2014-2018)

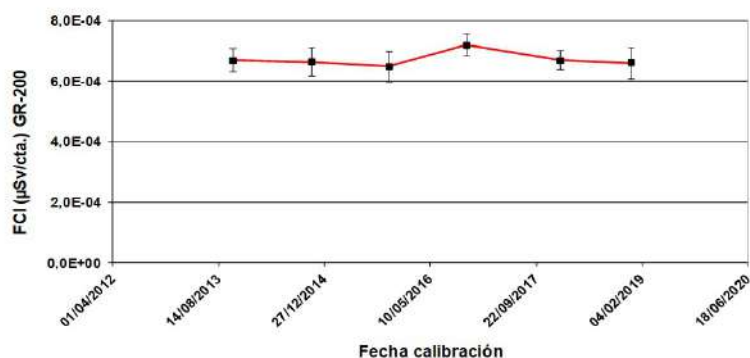


Figure 833: Estabilidad de la calibración de lector Thermo 5500 (2014-2018)

Conclusiones:

La participación en estas intercomparaciones de EURADOS (2014-2018) ha permitido contrastar el buen funcionamiento del dosímetro para todas las componentes de radiación consideradas. Estos buenos resultados obtenidos en las intercomparaciones de EURADOS junto con la estabilidad de los resultados de la calibración del sistema garantizan su fiabilidad a lo largo de estos años.

de Bruggmoser

Autores: Jaime Gordillo Cerezo¹ ; Pedro Antonio García Higuera¹ ; Fernando Ruiz Marín¹

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Authors: jaime.gordillo.sspa@juntadeandalucia.es, garciaahiguera@gmail.com, ferruimar12@gmail.com

Resumen

Se han medido los factores de corrección por recombinación (k_s) para dos cámaras de ionización mediante dos métodos independientes: el método de las dos tensiones y el método de Bruggmoser; comparándose después los resultados obtenidos.

Materiales y método

Se han utilizado dos cámaras cilíndricas tipo Farmer (PTW) modelos TM30013 y TM30006 en un maniquí de agua. Las cámaras han sido conectadas a un electrómetro (PTW) UNIDOS 10001.

Las medidas han sido realizadas con haces de energía de 6 MV de un acelerador Clinac 2100 (Varian) en un campo de 10x10 cm, a profundidades de 5 cm y 10 cm y distancia fuente superficie (SSD) de 100 cm.

Los procedimientos seguidos para la obtención de k_s han sido el método de las dos tensiones, especificado en el TRS-398, y el método de Bruggmoser (1), donde k_s depende de la geometría de la cámara, la tensión aplicada a la misma y la dosis por pulso medida.

Resultados

Los resultados obtenidos para las dos cámaras estudiadas se representan en las figuras 1 y 2.

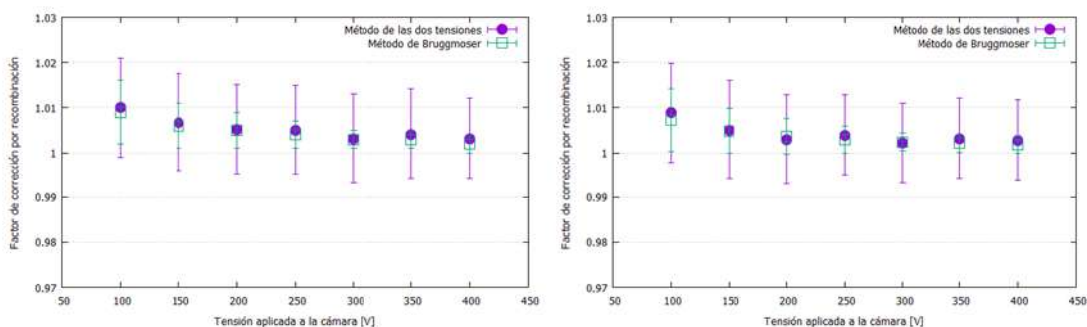


Figure 834: Factor k_s de la cámara TM30013 en función de la tensión aplicada, según los métodos de las dos tensiones y Bruggmoser. Se representan los factores a 5 cm (izquierda) y a 10 cm (derecha) de profundidad. Las incertidumbres se representan con un factor de cobertura $k=2$.

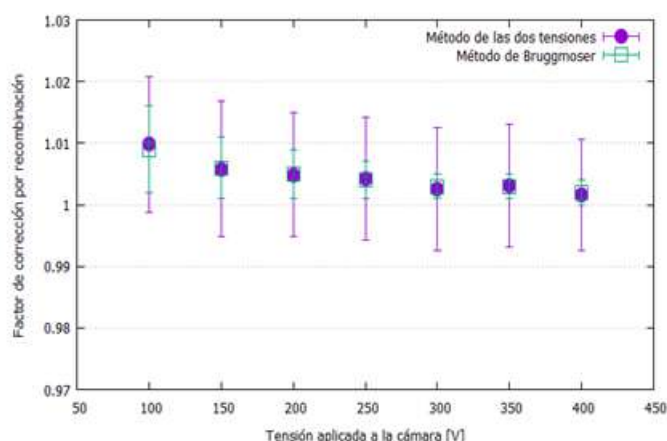


Figure 835: Factor k_s de la cámara TM30006 a 5 cm de profundidad en función de la tensión aplicada, según los métodos de las dos tensiones y Bruggmoser. Las incertidumbres se representan con un factor de cobertura $k=2$.

Para la estimación de incertidumbres en el método de las dos tensiones se han tenido en cuenta incertidumbres de tipo A (desviación estándar de medidas) y tipo B (incertidumbre de medida del conjunto cámara-electrómetro).

Para la estimación de incertidumbres en el método de Bruggmoser se han tenido en cuenta las incertidumbres en la dosis por pulso, la tensión aplicada por el electrómetro y la de los parámetros dependientes de la geometría del detector (1).

Conclusiones

El método de Bruggmoser proporciona resultados coincidentes al método de las dos tensiones de una manera más directa (no requiere tantas medidas) y con una menor incertidumbre al depender únicamente de la tensión aplicada a la cámara mediante el electrómetro y la estructura de la propia cámara utilizada.

Referencia:

(1) G. Bruggmoser, R. Saum, A. Schmachtenberg, F. Schmid and E. Schuele. Determination of the recombination correction factor k_s for some specific plane-parallel and cylindrical ionization chambers in pulsed photon and electron beams. (2007) Phys. Med. Biol. 52 N35–N50

Pósteres Detección y medida radiaciones / 630

VALORACION DE LA RESPUESTA DEL DOSIMETRO AMBIENTAL DE CD CON EL PORTADOSIMETRO RADPRO GAMMA-SPHERE

Autores: Silvia Pastor Antolín¹ ; Julia Muñoz Blasco² ; Jordi Llansana Arnalot³

¹ centro de dosimetría, s.l.

² centro de dosimetría, s.l.

³ centro de dosimetría, s.l.

Corresponding Author: silvia.pastor@dosimetria.com

Introducción

El trabajo estudia la configuración del dosímetro para estimación de dosis equivalente ambiental en términos $H^*(10)$ y su respuesta en la intercomparación organizada por EMPIR-EURAMET en 2017, para su inclusión en el alcance de la acreditación ENAC.

Material y Métodos

Sistema dosimétrico: Lectores TL RADOS RE2000, irradiador RADOS DOSACUS IR-1, Detectores TLD-2000C (GR200), LiF:Mg,Cu,P , ($\varnothing 4.5 \times 0.8$)mm, Conqueror Electronics Technology y TLD-100, LiF:Mg,Ti ($3.2 \times 3.2 \times 0.9$)mm, Harshaw, Portadosímetros esféricos de PMMA, RadPro Ambient Gamma-Sphere de $\varnothing 35$ mm con espacio central hueco para ubicar los detectores. En la configuración inicial del dosímetro (cd-AMB2) se utilizaron 3 detectores, 2 GR200 y un TLD-100 (ver figura-1).

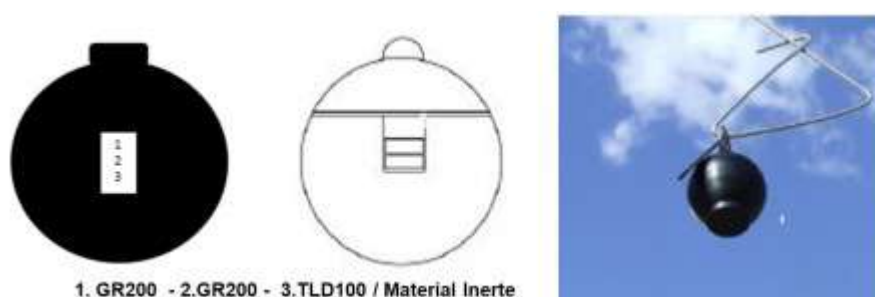


Figure 836:

Calibración(1) : Se realiza en magnitud de dosis equivalente ambiental $H^*(10)$ en el LCSD del INTE(2) en las calidades: N40, N100 y ^{137}Cs , y se elabora la tabla de calibración para el dosímetro ambiental cd-AMB2.

Verificación: Se participa en la intercomparación para dosímetros ambientales pasivos para fotones de EURAMET 2017 de 6 meses de duración. Los dosímetros fueron expuestos a:

- Radiación terrestre y cósmica secundaria en lugar de referencia de PTB(3) para radiación ambiental (aire libre)
- Radiación cósmica secundaria en lugar de referencia de PTB(3) para radiación 'exclusivamente' cósmica (plataforma flotante en un lago)
- Campo de fotones de ^{137}Cs a 0° y 90° .

El detector TLD100 introducido para obtener por comparación con los GR200 un indicador de calidad de radiación, no aportó un refinamiento suficiente para compensar la dificultad en la lectura de distintos materiales TL, por lo se decidió contar únicamente con la respuesta de los detectores GR200, y en la configuración actual se ha substituido el detector TLD-100 por un material inerte. Todas las irradiaciones se han evaluado utilizando el factor de calibración para ^{137}Cs .

Resultados

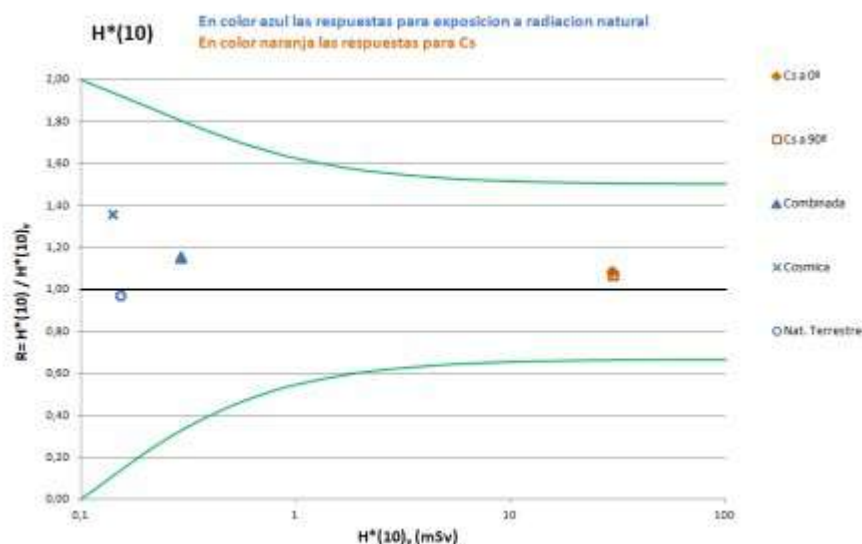


Figure 837:

1- El dosímetro cd-AMB2 cumple para todas las calidades de la intercomparación, considerando su respuesta satisfactoria bajo el criterio de las curvas trompeta (ver fig.2).

2- La respuesta (R) del dosímetro para el ^{137}Cs a 0° y 90° fue de 1.07 y 1.09, sin diferencia angular por su geometría, siendo $R = 1.08$.

3- Corrigiendo la respuesta para todas las calidades por la desviación 1.08 correspondiente a ^{137}Cs , obtenemos unas desviaciones corregidas de 1.07 para irradiación combinada, 0.90 para terrestre y 1.26 para cósmica.

4- Sin considerar la exposición exclusiva a radiación cósmica obtenemos un intervalo de respuestas de $\pm 10\%$. Mientras que en la configuración recomendada por el fabricante con detectores MTS-700 (7LiF: Mg;Ti) es de $\pm 20\%$.

Conclusiones

- Se confirma que el dosímetro cd-AMB2 es adecuado para la estimación de $H^*(10)$ utilizando el factor de calibración establecido para el ^{137}Cs .
- En caso que el lugar de medida tuviera condiciones similares a la exposición exclusiva a radiación cósmica se aplicaría un factor de corrección adicional de 0.8.

Referencias

- (1) ISO4037-3:1999 Part 3: Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence
- (2) Laboratorio de Calibración (LCSD) del Instituto de Técnicas Energéticas (INTE) - Barcelona
- (3) National Metrology Institute, Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB)

Pósteres Detección y medida radiaciones / 581

EVOLUCIÓN TEMPORAL DE LA DEPENDENCIA CON LA ORIENTACIÓN DEL BRAZO DE LA DOSIS, ENERGÍA, UNIFORMIDAD Y SIMETRÍA DE FOTONES DE 6 MV Y 18 MV

Autores: Dolores Muñoz Romero^{None}; Laura Laredo Rico¹; Juan Angel Zurita Arrebola¹; Jonathan Suarez Arteaga¹; Jose Miguel García Madueño¹; Rebeca Hernández Rodríguez²

¹ SAS² SAS**Corresponding Authors:** jonathan.suarez.artega@gmail.com, jmgmadu@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El objetivo de esta comunicación es describir la evolución durante los últimos ocho años de la dependencia de los parámetros dosis absorbida, energía, uniformidad del haz y simetría del haz con las distintas orientaciones del gantry en haces de fotones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han utilizado:

- Acelerador lineal de electrones Siemens PRIMUS
- Medidor de radiación Quickcheck
- SC Holding Device T41021.1.010 para Siemens Mevatron
- SC Mounting Plate T41021.1.140 para QC6Plus (Quickcheck)

Tras atornillar el Quickcheck en la base (SC Mounting Plate T41021.1.140 para QC6Plus-Quickcheck), enganchar el SC Holding Device T41021.1.010 para Siemens Mevatron al cabezal del acelerador, con el brazo girado a 180°.

Se comprueba que los láseres coinciden con las líneas blancas de posicionado del Quickcheck. Si no es así se deben ajustar los pilares del SC Holding Device.

Seleccionar la "Worklist" correspondiente, que ha sido generada con el programa "WorklistGenerator" y transmitida al Quickcheck desde el ordenador. Se crean los haces a analizar y se establecen las tolerancias de los parámetros en estudio.

Seleccionar un tamaño de campo de 20x20 cm² en el ALE para comprobar si la luz de campo se ajusta al tamaño de campo. Finalmente disparamos desde la consola con este tamaño de campo 50UM para las angulaciones 225, 270, 315, 0, 45, 90, 135, 180 con fotones de 6MV y 18MV.

Las medidas resultantes de dosis, energía, simetría y uniformidad para cada ángulo de gantry se comparan con las obtenidas con el gantry a 0°. La realización de la prueba es mensual.

RESULTADOS

Se expone en la siguiente tabla la media de SymmetryGT del control de la dependencia del brazo con fotones realizados entre el año 2011 y 2018. La grafica muestra las medidas de todos estos años, diferenciando entre los ángulos del 225, 270, 315 y los de 45, 90, 135.

Imagen 1

Imagen2

DISCUSIÓN

No hay diferencias significativas en las tasas de dosis ni en la energía. la simetría en LR a veces defiere en los mismos ángulos (pero esto podría tener varias explicaciones lógicas, como que pueda ser debido a la caída de las láminas).

Realizando siempre el mismo procedimiento, y tras comprobar que las diferencias no se debe a problemas de colocación entendemos que deben ser debidas al acelerador.

CONCLUSIONES

La variación de la tasa de dosis, energía, simetría y homogeneidad no dependen significativamente del giro de gantry y se han mantenido en tolerancia durante el periodo analizado. Hemos detectado que nuestro acelerador tiene una pequeña desviación para determinadas angulaciones en la simetría TG sobre todo, siendo mayor para fotones de 18MV que para x6Mv y que se mantiene en el tiempo desde la instalación del Acelerador.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 575

Comparación de dos tipos de detectores para la medida de niveles de radiación en haces pulsados de radiología intervencionista

Autores: Raúl Sánchez López¹ ; Jorge Hernández Rodríguez¹ ; Enrique Tenllado Baena¹ ; Alvaro Antonio Fernandez Lara² ; Sofia García Repiso¹ ; Noelia Suárez Álvarez¹ ; Pablo L. Gómez Llorente¹ ; Carlos Montes Fuentes¹ ; Enrique de Sena Espinel¹

¹ Complejo Asistencial Universitario de Salamanca² Hospital Universitario de Salamanca

Corresponding Author: rslopez@saludcastillayleon.es

Introducción

La verificación de los niveles de radiación en puestos de trabajo y lugares accesibles al público en instalaciones de radiodiagnóstico se basa en la medida de tasas de equivalente de dosis ambiental. Los equipos de radiología intervencionista plantean dificultades en esta medida al emitir haces pulsados con tasa variable, en fluoroscopia y fluorografía. En este trabajo se comparan una cámara de ionización con un detector de estado sólido para determinar las condiciones óptimas de medida en este tipo de haces.

Material y métodos

Se utiliza un angiógrafo digital Allura FD20 (Philips), y se seleccionan tasas de imágenes en modo grafía pulsada de 25, 15, 7.5 y 3.75img/s con pulsos de 4ms. Se emplean dos detectores: una sonda de estado sólido X2 Survey Sensor (Raysafe), con resolución temporal de 10ms, que proporciona la tasa máxima y la “forma de onda”, y una cámara de ionización presurizada, Inovision-451P (Fluke Biomedical), que proporciona sólo la tasa máxima. Como material dispersor se emplean 20cm de PMMA. Los detectores se colocan a 1m en un plano perpendicular al eje del haz.

Resultados

En la tabla se muestra, para cada tasa de imágenes, la tasa máxima de equivalente de dosis obtenida con cámara de ionización y con semiconductor, y su diferencia relativa. Además se calcula la tasa promedio para este último detector a partir de la forma de onda.

Tasa de imágenes	VALORES NOMINALES Técnica de adquisición	Tasa máxima Inovision 451P (mSv/h)	Tasa máxima sonda Survey Sensor (mSv/h)	Diferencia relativa entre tasas	Promedio sonda Survey Sensor (mSv/h)
3.75 img/s	65 kV 351 mA 4 ms / pulso	1.1	2.17	107%	1.01
7.5 img/s	65 kV 348 mA 4 ms / pulso	2.1	2.80	36.6%	2.00
15 img/s	63 kV 229 mA 4 ms / pulso	6.0	8.42	40.4%	7.74
25 img/s	64 kV 274 mA 4 ms / pulso	9.5	11.6	21.9%	11.1
Continuo	71 kV 2 mA	0.5	0.57	14.0%	0.57

Figure 838: Comparativa de las medidas

Discusión

En todos los casos, la tasa máxima medida por el semiconductor es mayor que para la cámara de ionización debido a su mejor resolución temporal (tiempos de subida y bajada de señal muy rápidos que le permiten alcanzar una altura de pico mayor durante el pulso).

Al aumentar la tasa de pulsos, la diferencia relativa entre las tasas máximas disminuye. En estas condiciones, el intervalo entre pulsos de radiación es muy corto y el tiempo de bajada de la señal detectada se interrumpe por la llegada del pulso siguiente, arrancando con un offset y alcanzando un valor mayor que en el pulso anterior. Si la sucesión es suficientemente larga, los dos detectores miden máximos similares. En el caso de 3.75img/s la diferencia supera el 100% (mayor porcentaje del total de tiempo sin emisión de radiación).

Para el límite de fluoroscopia continua, la diferencia alcanza un mínimo del 14%, atribuible a la calibración de los detectores, diferente respuesta en energía y efecto de la geometría, y no a la tasa de pulsos.

El promedio de tasa medida por la sonda Survey Sensor reproduce el comportamiento de la cámara de ionización para tasas de imágenes bajas, proporcionando valores muy similares.

Conclusiones

En este trabajo se demuestra que los detectores de semiconductor son más adecuados para medir tasas de equivalente de dosis ambiental en haces pulsados, cuando las tasas de imágenes son bajas, ya que debido a su mejor resolución temporal proporcionan medidas más exactas. En caso de disponer de cámara de ionización, resulta más adecuado seleccionar la mayor tasa de imágenes por segundo disponible para estimar de los niveles de radiación.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 573

Comprobación de los factores de corrección para campos pequeños para el detector IBA RAZOR

Autores: Andrés Cid Galache¹ ; José Manuel Richarte Reina¹ ; Jonathan Suarez Arteaga¹ ; José Miguel M Garcia Madueño¹ ; Rebeca Hernández Rodríguez¹ ; José Manuel Reinoso Cobo¹

¹ Hospital Universitario de Jaén

Corresponding Authors: andrescidg@yahoo.es, jmricharte@gmail.com, jonathan.suarez.arteaga@gmail.com, jmg-madu@gmail.com

Introducción

La determinación de los factores de campo en dosimetría de campos pequeños es fundamental en el modelado de los aceleradores actuales. Es muy importante medir bien este tipo de campos por ser muy utilizados en las nuevas técnicas de radioterapia.

Disponemos de un detector semiconductor IBA RAZOR. Este detector es una nueva versión del detector IBA SFD del que disponemos de los factores de corrección de campos pequeños proporcionados por el IAEA-AAPM TRS 483. Nuestro objetivo es comprobar que estos factores son también válidos para nuestro detector IBA RAZOR.

Para ello compararemos los factores de distintos campos pequeños determinados con nuestro detector IBA RAZOR y los determinados con otros detectores adecuados para cada tamaño de campo.

Material y métodos

Las medidas de los factores de campo se realizarán para las energías con filtro aplanador (6MV y 10MV) y las energías sin filtro (6FFFMV y 10FFFMV) de un acelerador Elekta Versa.

Se realizarán en un maniquí de agua 3D con el detector a una profundidad $d=10\text{cm}$ y a $\text{SSD}=90\text{cm}$. Se determina la posición del eje central medida para el campo más pequeño que sea posible medir con cada detector.

Los detectores utilizados para la comparación y los tamaños de campo medidos son diodo de fotones IBA PFD3G (desde 1cm de lado), diodo de electrones IBA EFD3G (desde 0.5cm), diodo IBA RAZOR (desde 0.5cm), cámara pinpoint PTW31014 (desde 2cm) y cámara IBA CC13 (desde 3cm).

Los factores de campo son normalizados a 1.0 para el campo de 10cm de lado. También se corrigen por los factores de corrección proporcionados para cada detector por el TRS 483.

Resultados

Comparamos los factores de campo corregidos del detector IBA RAZOR con los factores obtenidos para el detector disponible más adecuado para cada tamaño de campo.

Las diferencias son pequeñas para campos a partir de 1cm de tamaño. Estas diferencias son en torno al 0.5% o incluso menores.

Sí encontramos diferencias grandes (entre 3% y 5%) para el campo de 0.5cm de lado al comparar los factores medidos del detector IBA RAZOR con los medidos con el detector IBA EFD3G.

Se observan diferencias de 1.5% al comparar con los factores medidos con la pinpoint PTW31014 para el campo de 2cm y energías 10MV y 10FFFMV.

Tabla 1. Factores de campo para energías con filtro aplanador. Se remarcan los factores medidos con el detector disponible más adecuado para cada tamaño de campo

Tamaño de campo	IBA RAZOR	IBA PFD3G	IBA EFD3G	PTW 31014PP	IBA CC13	Diferencia entre IBA RAZOR y detector más adecuado para cada tamaño de campo
Energía 6MV						
0,5x0,5	0,418	---	0,435	---	---	-3,98 %
1x1	0,674	0,659	0,670	---	---	0,65 %
2x2	0,807	0,792	0,791	0,810	---	-0,38 %
3x3	0,846	0,841	0,837	0,846	0,844	-0,06 %
4x4	0,881	0,876	0,870	0,878	0,878	0,30 %
5x5	0,908	0,904	0,899	0,904	0,905	0,30 %
10x10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	---
Energía 10MV						
0,5x0,5	0,377	---	0,396	---	---	-4,85 %
1x1	0,635	0,629	0,638	---	---	-0,53 %
2x2	0,809	0,802	0,800	0,820	---	-1,41 %
3x3	0,867	0,860	0,857	0,867	0,860	-0,04 %
4x4	0,898	0,895	0,890	0,897	0,896	0,18 %
5x5	0,923	0,920	0,916	0,921	0,921	0,17 %
10x10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	---

Figure 839: enter image description here

Tabla 2. Factores de campo para energías sin filtro aplanador. Se remarcan los factores medidos con el detector disponible más adecuado para cada tamaño de campo

Tamaño de campo	IBA RAZOR	IBA PFD3G	IBA EFD3G	PTW 31014PP	IBA CC13	Diferencia entre IBA RAZOR y detector más adecuado para cada tamaño de campo
Energía 6FFFMV						
0,5x0,5	0,413	---	0,429	---	---	-3,74 %
1x1	0,683	0,673	0,680	---	---	0,52 %
2x2	0,834	0,820	0,820	0,838	---	-0,54 %
3x3	0,879	0,869	0,868	0,875	0,874	0,45 %
4x4	0,908	0,900	0,897	0,902	0,905	0,33 %
5x5	0,930	0,923	0,921	0,924	0,928	0,25 %
10x10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	---
Energía 10FFFMV						
0,5x0,5	0,430	---	0,428	---	---	0,49 %
1x1	0,672	0,671	0,667	---	---	0,73 %
2x2	0,838	0,831	0,830	0,851	---	-1,47 %
3x3	0,896	0,891	0,889	0,898	0,893	-0,16 %
4x4	0,926	0,923	0,919	0,925	0,926	0,00 %
5x5	0,946	0,943	0,941	0,944	0,947	-0,11 %
10x10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	---

Figure 840: enter image description here

Discusión

Las diferencias medidas para el tamaño de 0.5cm son debidas a que el detector EFD3G no es el más idóneo para campos tan pequeños por presentar dependencia energética y por equilibrio electrónico.

Sería conveniente comparar con un detector tipo microdiamante.

No damos mucha importancia a las diferencias encontradas con respecto a la pinpoint PTW31014 pues si comparamos con los factores medidos con el diodo IBA PFD3G y el diodo IBA EFD3G las diferencias son mucho menores para el campo de 2cm de lado.

Conclusiones

Consideramos por tanto que los factores de corrección para campos pequeños proporcionados por el IAEA-AAPM TRS 483 para el detector IBA SFD son perfectamente válidos para el detector IBA RAZOR.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 547

Metodología para la determinación de la dosis periférica debida a los neutrones en protonterapia mediante detectores de trazas (PADC)

Autores: Carles Domingo¹ ; Maite Romero Expósito² ; Imma Martínez-Rovira³ ; Miguel Ángel Caballero-Pacheco³

¹ *Universitat Autònoma de Barcelona*

² *Departamento de Física, Universitat Autònoma de Barcelona*

³ *Departament de Física. Universitat Autònoma de Barcelona*

Corresponding Author: carles.domingo@uab.cat

Introducción

La protonterapia representa, para ciertas patologías, uno de los procedimientos que mejor puede conseguir el control tumoral con la menor toxicidad de los órganos sanos circundantes. Sin embargo, al igual que en radioterapia con fotones, la dosis entregada fuera del campo de tratamiento (dosis periférica de fotones y neutrones secundarios) representa un problema ya que puede dar lugar, a medio y largo plazo, a procesos carcinogénicos secundarios.

En general, la determinación de esta dosis periférica resulta compleja, especialmente en el caso de los neutrones. Para los fotones, existen detectores que, mediante una calibración y un uso adecuados, permiten determinar las dosis periféricas en maniquíes sometidos a irradiación. Sin embargo, la detección de neutrones y el proceso de asignación de dosis es un problema abierto en el rango de energías de interés en protonterapia. En este trabajo se presenta un resumen de la labor realizada utilizando detectores de trazas por el Grupo de Radiaciones Ionizantes de la Universidad Autònoma de Barcelona (GRII-UAB) en distintos proyectos en colaboración con otros grupos.

Material y métodos

El GRII-UAB ha desarrollado un dosímetro de neutrones basado en un detector de trazas de PADC (siglas de su composición química, en inglés, *Poly-Allyl-Diglycol Carbonate*) que registra las partículas cargadas originadas en la interacción del campo de neutrones incidente con convertidores de materiales adecuados 1. La respuesta de este dosímetro tiene una marcada dependencia con la energía y ángulo de incidencia de los neutrones [2-5]. Además, en el caso de la determinación de dosis periféricas en pacientes, se deben tener en cuenta las particularidades en la asignación de la dosis equivalente debida a los neutrones 6.

Se han efectuado irradiaciones en maniquí de agua 7 y maniquí pediátrico 8 en instalaciones de haz escaneado de protones, donde la fuente principal de producción de neutrones son los propios maniquíes. Estas irradiaciones han tenido lugar en el marco del *Working Group* 9 de EURADOS (*The European Dosimetry Group*).

Resultados y conclusiones

Se presentará la metodología que permite determinar las dosis periféricas de neutrones en cada punto de los maniquíes, teniendo en cuenta el espectro de neutrones presente en cada caso, obtenido mediante simulaciones y verificado con mediciones espectrométricas, y la respuesta energética y

angular del dosímetro obtenida a partir de calibraciones adecuadas. Se comparan los resultados con los obtenidos en irradiaciones con haz extenso de protones y en radioterapia de fotones. Las dosis obtenidas en haz escaneado son un orden de magnitud inferiores.

Agradecimientos

Agradecemos a todo el personal involucrado en las irradiaciones y el desarrollo del trabajo: los experimentos han tenido lugar en las instalaciones de protonterapia de de iThembaLabs (Sudáfrica), Trento (Italia) y Cracovia (Polonia), las dos últimas como parte de los trabajos desarrollados por el WG9 de EURADOS.

Referencias

1. Radiat. Meas., 40(2005), 607.
2. Radiat. Meas., 50(2013), 82.
3. Radiat. Meas., 50(2013), 78.
4. Radiat. Prot. Dosim., 161(2014) 78
5. Radiat. Meas., 119(2018), 204.
6. Med. Phys., 43(2016), 360.
7. Phys. Med. Biol., 63(2018), 85017.
8. Radiat. Prot. Dosim., 180(2018), 256.

Pósteres Detección y medida radiaciones / 511

AUTORIZACIÓN DE LA DOSIMETRÍA DE EXTREMIDADES EN EL SERVICIO DE DOSIMETRÍA PERSONAL EXTERNA DEL CIEMAT (DPE)

Autores: Ana María Romero Gutiérrez¹ ; Rafael Rodríguez Jiménez² ; Miguel Embid Segura³ ; José Francisco Benavente Cuevas⁴ ; Jose Luis Lopez Moyano⁴

¹ CIEMAT - Servicio Dosimetría Radiaciones

² Ciemat -Servicio Dosimetría Radiaciones

³ CIEMAT - Lab. Metrología Radiaciones Ionizantes

⁴ Ciemat - Servicio Dosimetría Radiaciones

Corresponding Author: ana.romero@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

El DPE suministra dosimetría de extremidades mediante dosímetros termoluminiscentes de anillo desde el año 1993. En el año 2014, el CSN requirió a los servicios de dosimetría personal información acerca de la caracterización y calibración de sus sistemas dosimétricos de extremidades y adoptó el "Protocolo para la caracterización y calibración de dosímetros de extremidades" (2010), basado en la norma ISO-12794: "Individual thermoluminescence dosimeters for extremity and eyes"(2000). El DPE había realizado ya la mayoría de los ensayos publicados en la citada norma pero, para cumplir con el protocolo enviado por el CSN, hubo de realizar ensayos complementarios: fundamentalmente, respuesta en función de la exposición a la luz y respuesta angular para radiación fotónica.

Este trabajo presenta la metodología y los resultados de los ensayos que concluyeron con la autorización por el CSN del sistema dosimétrico de extremidades del DPE en julio de 2018.

MATERIAL Y MÉTODOS

El sistema de dosimetría de extremidades del DPE está basado en detectores Panasonic de 7Li211B4O7:Cu. Los detectores se introducen en dos tipos de chasis de anillo:

- Chasis amarillo (filtración de 82 mg.cm⁻²), para radiación fotónica y beta de alta energía
- Chasis blanco (filtración de 15 mg.cm⁻²), para radiación beta de baja energía.

Los detectores se procesan en lectores Panasonic y se calibran en laboratorios metrológicos con la calidad N-250 de la serie ISO de espectro estrecho, sobre maniquí ISO de dedo, en términos de Hp(0.07). Las irradiaciones se realizaron en los Laboratorios de Referencia gamma, rayos-X y beta del Ciemat (LMRI) y en el irradiador panorámico gamma del DPE, que contiene dos fuentes de ¹³⁷Cs, y que es utilizado en rutina para irradiaciones controladas.

Para los ensayos de respuesta angular a la radiación fotónica en el plano sagital, el LMRI diseñó un maniquí compuesto por 3 varillas de metacrilato en el que podían irradiarse simultáneamente 3 dosímetros con inclinaciones respectivas de 20°, 40° y 60° respecto de la normal (Figura1).



Figure 841: Geometría de irradiación angular en el plano sagital

Para los ensayos de respuesta en función de las condiciones ambientales de temperatura y humedad, los dosímetros se mantuvieron en un laboratorio climatizado para reproducir las condiciones de ensayo. Las condiciones de T=40° y HR=90% se reprodujeron en un horno de tratamiento que permite el control de la temperatura interior y en el que se introdujo agua en un recipiente graduado en volumen para poder calcular el volumen de agua evaporada en el proceso.

Para el ensayo de exposición a la luz, las condiciones de iluminación del laboratorio del DPE se midieron con un luxómetro digital.

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

La Figura2 recoge los ensayos realizados, los criterios aplicados y los resultados obtenidos por el DPE.

Aunque se detectan tres incumplimientos, están justificados en las condiciones de realización de los ensayos de estabilidad y exposición a la luz, y la insignificancia de su alcance permite concluir que el sistema de dosimetría de anillo del DPE es adecuado para su empleo en actividades de dosimetría individual de extremidades.

Ensayo	Criterio Protocolo ^[CSN,2010]	Resultados DPE CIEMAT
Homogeneidad	$V \leq \pm 15 \%$	$V=3 \%$
Reproducibilidad	$RD \leq 10$	$RD \leq 4,3$
Linealidad	$0,90 \leq R \leq 1,10$	$0,90 \leq R \leq 1,09$
Estabilidad climática	30 d, Condiciones ambientales $0,95 \leq R \leq 1,05$ 2 d, $T=40 \pm 2^{\circ}\text{C}$, HR=90% $0,90 \leq R \leq 1,10$	$0,87 \leq R \leq 1,03$ $0,95 \leq R \leq 1,03$
Umbral de detección	$\leq 1 \text{ mSv}$	$\leq 0,08 \text{ mSv}$
Fondo Intrínseco	$\leq 2 \text{ mSv}$	$= 0,22 \text{ mSv}$
Señal Residual	Dosis cero tras 100 mSv $H_p(0,07) \leq 1 \text{ mSv}$ Respuesta tras 2 mSv $0,90 \leq R \leq 1,10$	Dosis cero tras 100 mSv $H_p(0,07) \leq 1,19 \text{ mSv}$ Respuesta tras 2 mSv $1,05 \leq R \leq 1,11$
Exposición a la luz	Dosímetros no irradiados $H_p(0,07)_{\text{luz}} - H_p(0,07)_{\text{osc}} \leq 1 \text{ mSv}$ Dosímetros irradiados 10 mSv $0,90 \leq \frac{H_p(0,07)_{\text{luz}}}{H_p(0,07)_{\text{osc}}} \leq 1,10$	Dosímetros no irradiados $H_p(0,07)_{\text{luz}} - H_p(0,07)_{\text{osc}} = 0,32 \text{ mSv}$ Dosímetros irradiados 10 mSv $0,43 \leq \frac{H_p(0,07)_{\text{luz}}}{H_p(0,07)_{\text{osc}}} \leq 0,48$
Respuesta angular (fotones, plano horizontal)	$0,85 \leq R \leq 1,15$	$0,92 \leq R \leq 1,08$
Respuesta angular (fotones, plano sagital)	$0,85 \leq R \leq 1,15$	$1,01 \leq R \leq 1,07$
Respuesta energética (fotones)	$0,50 \leq R \leq 1,50$	$0,90 \leq R \leq 1,20$
Respuesta energética (rad. beta)	$0,50 \leq R \leq 1,50$	Chasis amarillo $^{90}\text{Sr}: 1,25 \leq R \leq 1,31$ Chasis blanco: $^{90}\text{Sr}: 1,41 \leq R \leq 1,48$ $^{85}\text{Kr}: 0,79 \leq R \leq 0,85$

Figure 842: Resumen de resultados

Pósteres Detección y medida radiaciones / 510

VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE CAMPOS PEQUEÑOS CON PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS EN EL A.L. CYBERKNIFE

Autores: Juan I. Godoy Cazorla¹ ; Iago J. González Vecín¹ ; Gema Martín Cale¹ ; Alberto Lago Alonso¹ ; Margarita P. Melián Jiménez¹ ; Alba Díaz Martín¹ ; Celia Madam Rodríguez¹ ; Eugenio Ruíz Egea¹

¹ Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín

Corresponding Author: juangodoycazorla@gmail.com

1. Introducción.

CyberKnife es un acelerador lineal movido por un brazo robótico. Los tratamientos son conformados por colimadores (Fijos o Iris) de 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50 y 60 mm de diámetro. Debido a las características de los tratamientos, dosis altas y campos pequeños, es necesario disponer de una gran resolución espacial en la medida, lo que nos obliga al uso de películas radiocrómicas para su verificación. Para cada lote de radiocrómicas es necesario obtener la curva de calibración y seguir el mismo procedimiento tanto en las películas calibradas como en las de tratamientos.

2. Materiales y procedimientos.

1. Calibración dosimétrica de películas. Se crean planes de tratamiento de distintos valores de dosis en un rango de 1 a 20 Gy, todos ellos de energía 6 MV. Las películas (EBT3-GAFCHROMIC) son irradiadas dentro un maniquí de “agua sólida” en un acelerador “CLINAC 2100”. El escaneado de las películas se realizó 25 horas después de la irradiación. El escáner empleado es un EPSON 11000XL, en modo transmisión, con resolución de 72 ppp y una profundidad de escaneo de 48 bits. La curva de calibración fue implementada con el programa “PTW-FilmCal” .
2. Escaneo de la película del paciente. Transcurridas 25 horas después de la irradiación, se escanea la película en las mismas condiciones que en el proceso de obtención de la curva de calibración.
3. Transformación a dosis de la película escaneada. Con el programa “PTW-FilmScan” y empleando la curva de calibración, se convierten los valores de pixel a dosis (Gy).
4. Análisis gamma de la dosis planificada y medida. En esta etapa es necesario centrar, girar y ajustar la película medida para correlacionarla con la planificada. El análisis se realizó con el programa “VeriSoft” de PTW calculando la gamma (3%, 3mm) en un ROI seleccionado entorno a las dosis más significativas. El resultado de este proceso se observa en la Figura 1.

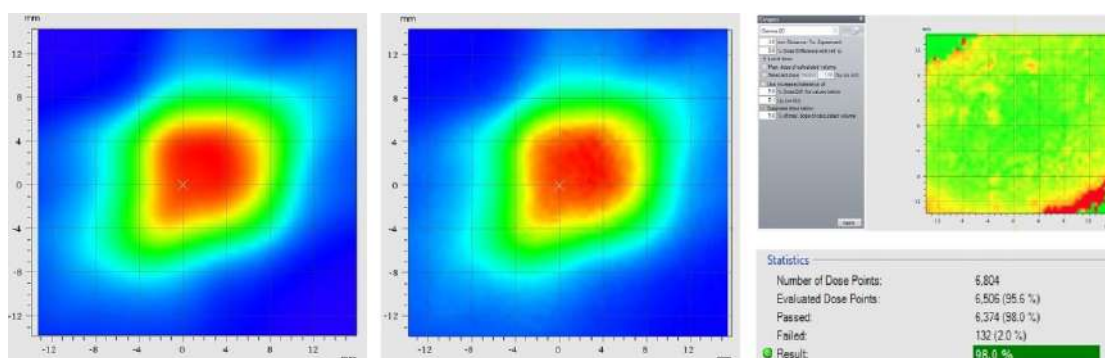


Figure 843: Figura 1: Plano de dosis calculado por el planificador, plano de dosis medido y el análisis gamma

3. Resultados y análisis.

Los resultados obtenidos en el análisis gamma (3mm,3%) local de nueve tratamientos están recogidos en la siguiente tabla:

	Número de puntos	Gamma(3mm,3%)
1	6560	98,4
2	7350	95,3
3	14337	95,6
4	5767	96,2
5	3400	98,9
6	6804	98,0
7	5544	96,5
8	3480	97,8
9	237194	93,6

Figure 844: enter image description here

Analizando la tabla vemos que hay un único tratamiento que incumple el criterio gamma (inferior al 95%). Éste último tratamiento registrado no pasa la gamma, pero analizan treinta veces más puntos que los otros, es decir, hemos utilizado un ROI más grande, por tanto, tenemos un mejor estudio estadístico y la gamma ronda el 94%.

4. Conclusiones.

El procedimiento de verificación de tratamientos con películas consta de la obtención de la “curva de calibración”, escaneado, transformación a dosis de la película y el análisis gamma. Es importante mantener el protocolo de escaneo y seleccionar un ROI en torno a las dosis relevantes. Concluimos que los resultados obtenidos son satisfactorios y nos proporcionan una fiabilidad en la verificación en lesiones < 1cm3 para la correcta distribución de la dosis frente a la cámara “Pin Point”.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 506

Análisis de la evolución temporal de la dosis absoluta como sistema de comprobación pre-calibración de dosis en un acelerador TrueBeam.

Autores: Álvaro Seguro¹ ; Laura Díaz Gómez¹ ; María Gil Conde² ; Fátima Campos¹ ; María José Albertos¹ ; Javier Lupiani Castellanos³ ; María Amparo Iborra Oquendo⁴

¹ Hospital de Jerez

² Hospital de jerez

³ Hospital de Jérez, Cádiz

⁴ Hospital Universitario Puerta del Mar

Corresponding Author: seguro.alvaro@gmail.com

Introducción:

La no hermeticidad de las cámaras monitores en los aceleradores TrueBeam provoca una pérdida mínima, pero no despreciable, del gas contenido en su interior. Esto hace que la presión interna disminuya progresivamente y por tanto, que se obtenga una lectura de dosis superior con el paso del tiempo.

Materiales y Métodos:

Se ha analizado un acelerador TrueBeam multienergético con energías de fotones de X6, X10 y X6-FFF, instalado en el servicio de radioterapia desde diciembre de 2016. Para la medida de la dosis absoluta se utilizó una cámara tipo Farmer, T30013, de V=0.6 cm3 y otra tipo Semiflex T31021 de

$V = 0.07 \text{ cm}^3$. En todas ellas, se siguió el protocolo Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy - TRS-398 de la IAEA.

Las medidas se realizaron mensualmente durante casi 2 años y, en ocasiones, tras intervenciones por parte del servicio técnico y fueron registradas en una hoja de datos.

Resultados:

Durante casi dos años se obtuvieron medidas de dosis absolutas de 3 energías de fotones – X6, X10 y X6-FFF – y se observó una tendencia siempre positiva en dichos valores. Las pendientes calculadas fueron prácticamente iguales para todas las energías, con lo que se confirmó que dicha desviación era provocada por una lectura cada vez mayor, e igual entre ellas, en las cámaras monitoras.

Discusión:

La desviación fue superior en los primeros meses puesto que en esos momentos no había equilibrio entre las presiones de fuera y dentro de las cámaras. Con el paso del tiempo, las calibraciones fueron siendo necesarias menos frecuentemente. Después de casi 2 años desde la primera medida, aún encontramos ciertas pérdidas de gas y sigue siendo necesario su estudio y control.

Conclusiones:

El estudio de la curva de evolución temporal de la dosis absoluta nos proporciona una información muy útil y segura cuando se hace necesario el ajuste de esta pues nos garantiza una desviación que se explica con el escape del gas de las cámaras monitoras y no debido a otras causas.

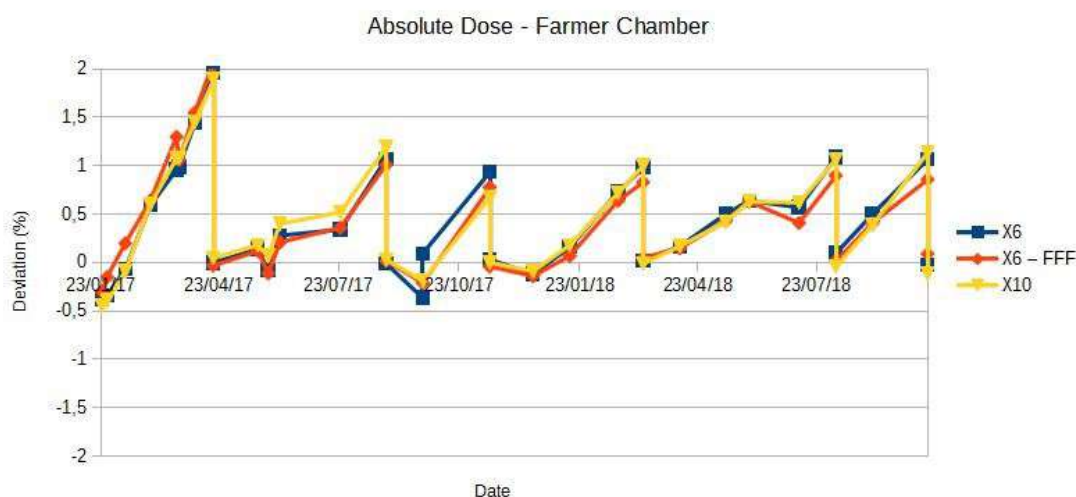


Figure 845: Evolución lectura cámaras monitoras de un TrueBeam con el tiempo

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 455

Modificación de parámetros del PDD de fotones para campos pequeños con cámara de transmisión como referencia

Autores: Roberto Martínez Cobo¹ ; Esperanza Macarena Benítez Villegas¹ ; Fernando Simancas Ortiz de Zárate¹ ; Rafael Jesús Martínez Luna¹ ; Jorge Ordóñez Márquez¹

¹ Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba

Corresponding Author: melquiadesroberto@gmail.com

Introducción

Para medir el rendimiento en profundidad (PDD) de un haz de fotones se utiliza una cámara de referencia colocada dentro del campo, para que su señal sea apreciable y con poco ruido, pero cerca

de cualquiera de los límites de campo para interferir lo mínimo posible en el haz original. Estas dos premisas no se pueden cumplir en el caso de campos pequeños. Para estos campos, se puede optar por no utilizar cámara de referencia al medir el PDD, aumentando el ruido en la señal que genera la curva, o utilizar una cámara de referencia distinta a la utilizada para campos grandes, como, por ejemplo, una cámara de transmisión. Este último caso puede implicar un cambio en los parámetros que definen el PDD medido por la cámara de señal que realiza el desplazamiento vertical en el agua para obtener la citada curva.

En este trabajo, se presenta una comparación de PDD de fotones en campos pequeños sin utilizar cámara de referencia y utilizando una cámara de transmisión como cámara de referencia. Se analiza la magnitud de cambio de los parámetros que definen un PDD como consecuencia de interponer en el mismo una cámara de transmisión para minimizar el ruido en la curva medida.

Material y métodos

Para el medir los PDD se han utilizado una cámara tipo diamante modelo TM60019 (PTW) y tipo Pin-Point 3D modelo TM31016 (PTW) con un analizador automático de haces modelo MP1 (PTW). Estos rendimientos en profundidad son analizados por el programa informático Mephysto v3.4 (PTW). La cámara de transmisión a estudiar es el modelo TM34091, T_REF, (PTW).

Los campos pequeños estudiados han sido 1x1, 2x2 y 3x3 (cm x cm). Para cada uno de ellos se han realizado dos PDD. Uno sin utilizar cámara de referencia y otro utilizando como cámara de referencia la de transmisión. Las medidas se han realizado para energías nominales de fotones de 6 MV, 6 MV FFF, 10 MV y 10 MV FFF en un acelerador modelo Versa (Elekta).

Las características de los PDD a comparar son la profundidad del máximo (R100), la dosis en superficie (Ds) y el cociente de rendimiento en profundidad a 20 cm y a 10 cm (QI). Para ello se utiliza la prueba de contraste de hipótesis T de Wilcoxon suponiendo como hipótesis nula que el PDD no se modifica como consecuencia de introducir una cámara de transmisión como referencia.

Resultados

La tabla 1 muestra los p-valores correspondientes a la prueba T de Wilcoxon.

Discusión

Para los tres parámetros que caracterizan el PDD, el p-valor es superior al valor de significación (alfa = 0.05), aceptándose, por tanto, la hipótesis nula como verdadera.

Conclusiones

La utilización de la cámara de transmisión estudiada, de la forma indicada por su fabricante, como cámara de referencia, en la medida de los PDD de campos pequeños de fotones, es recomendable. Disminuye el ruido de la curva sin modificar de forma significativa las características intrínsecas de esta.

	R100	Ds	QI
p-valor	0.210	0.102	0.103

Tabla 1

Figure 846: enter image description here

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 432

Análisis de los $k_{f_{clin}, f_{msr}}^{Q_{clin}, Q_{msr}}$ con la variación de la transmisión a través del MLC en haces de 6 MV FFF y 10MV FFF con dos detectores de estado sólido.

Autores: Jaime Gordillo Cerezo¹ ; Francisco Javier Casado Villalón² ; Salvador García Pareja^{None}

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

² UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: jaime.gordillo.sspa@juntadeandalucia.es

Objetivo

Estudiar y comparar la respuesta de dos detectores de estado sólido en dosimetría relativa de campos pequeños, en haces de 6 MV y 10 MV sin filtro aplanador (FFF) variando la posición de las mandíbulas a igual conformación de MLC, valorando las correcciones propuestas por el TRS 4831.

Método

Se estudia la desviación entre los factores de campo respecto a una conformación de 10x10cm² con multilámina (MLC) y mordazas en un haz de 6 MV FFF y en un haz de 10 MV FFF, de campos desde 1x1 cm² hasta 6x6 cm², medidos en un maniquí de agua, a una distancia fuente-superficie de 900 mm y 100 mm de profundidad en un acelerador TrueBeam de Varian.

Los campos se conforman con el MLC, abriendo progresivamente las mordazas para aumentar la radiación transmitida a través del MLC.

El método empleado para la obtención de los factores ha sido a través de un campo intermedio de conformación con MLC 6x6 cm² y mordazas 10x10 cm².

Para los campos clínicos se han utilizado dos detectores de PTW: 60019 CVD diamond y 60017 unshielded diode. Como detector de referencia se ha empleado una cámara de ionización Farmer 30013. El electrómetro utilizado es el modelo UNIDOS 10001 de PTW.

Resultados

En las figura 1 y 2 se muestran los resultados para ambos haces.

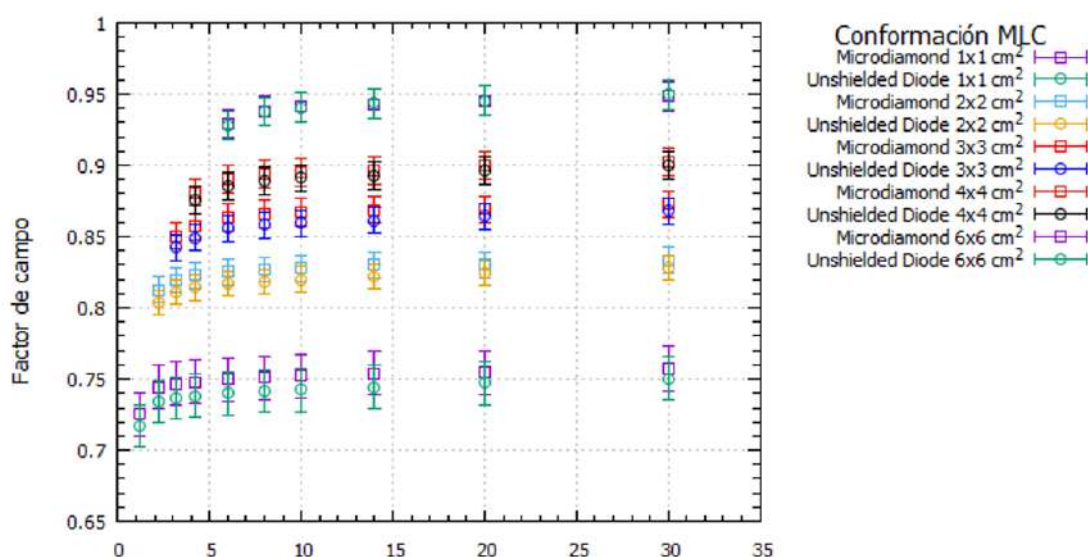


Figure 847: Representación de los factores de campo para un haz 6 MV FFF frente a la superficie equivalente de los campos definidos por las mordazas.

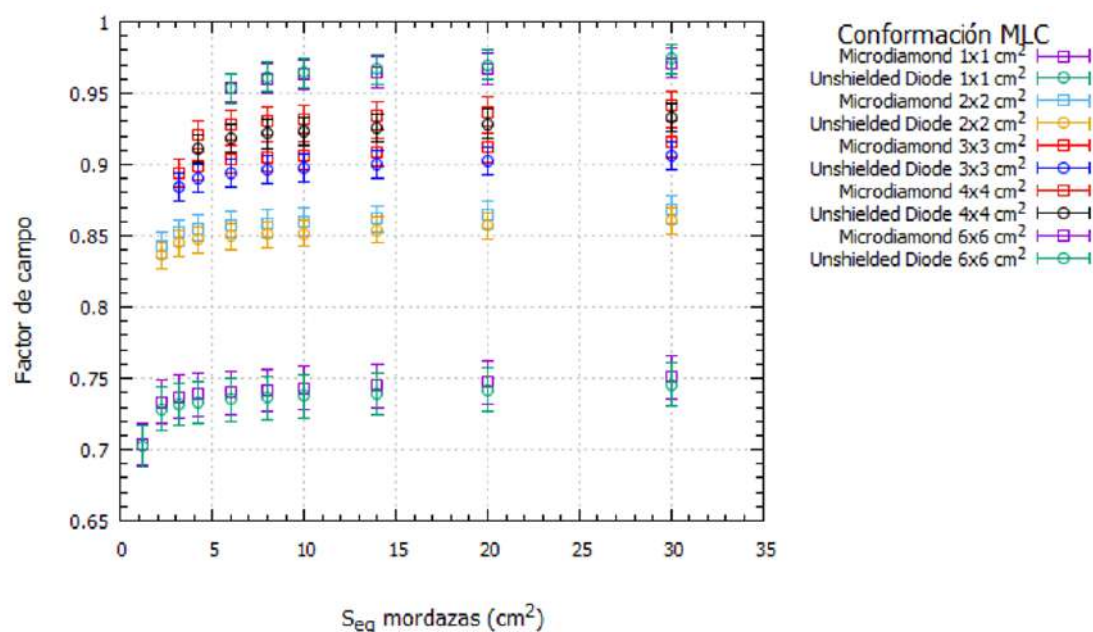


Figure 848: Representación de los factores de campo para un haz 10 MV FFF frente a la superficie equivalente de los campos definidos por las mordazas.

Para la estimación de la incertidumbre, además de la tipo A, se ha tenido en cuenta la asociada a los factores $k_{f_{clin}, Q_{msr}}^{Q_{clin}, Q_{msr}}$, junto con las variaciones en la estabilidad del acelerador, configuración de medida y variaciones en la presión y la temperatura.

Discusión

La influencia de la apertura de las mordazas en todos los campos clínicos es poco relevante a partir de la configuración 8 x 8 cm² de mordazas.

La diferencia que se produce en configuraciones de mandíbula cercanas a la del MLC es significativa sólo en el campo clínico 1x1 cm², consistente con la influencia de la radiación dispersa por las mandíbulas.

Conclusiones

Se observa una diferencia en la respuesta de los detectores en haces no filtrados, dentro de la incertidumbre correspondiente, pero sistemática con la variación de la transmisión, teniendo mayor repercusión en el resultado la elección del detector que en un haz filtrado.

Bibliografía

1 IAEA, AAPM (2017). TECHNICAL REPORTS SERIES no. 483: Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 429

Aplicación del protocolo TRS-483 a factores de campo para haces de energía 6 MV WFF, 6 MV FFF y 10 MV FFF.

Autores: Jaime Gordillo Cerezo¹ ; Cristina Moreno Saiz^{None} ; Francisco Javier Casado Villalón²

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

² UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: jaime.gordillo.sspa@juntadeandalucia.es

Objetivo

En 2017 es publicado el protocolo TRS 483 para dosimetría en campos pequeños. Con este trabajo se comparan los factores de campo obtenidos tras aplicar las correcciones propuestas en el nuevo protocolo, para dos detectores, frente a los que se obtendrían sin aplicarlas.

Método

Se estudian los factores de campo relativos a un campo de referencia 10x10 cm², conformado con colimador multiláminas y mordazas, para campos desde 1x1 cm² hasta 6x6 cm² y haces 6 MV con filtro aplanador (WFF) y 6 y 10 MV sin filtro aplanador (FFF) en un maniquí de agua. Las condiciones de referencia son a distancia fuente-superficie 900 mm, a 100 mm de profundidad en un acelerador TrueBeam de Varian con colimador Millennium 120.

El método empleado para la obtención de los factores ha sido a través de un campo intermedio de conformación con multiláminas 6x6 cm² y mordazas 10x10 cm²

Para los campos clínicos se han utilizado dos detectores de PTW: 60019 CVD diamond y 60017 unshielded diode. Como detector de referencia se ha empleado una cámara de ionización Farmer 30013. El electrómetro utilizado es el modelo UNIDOS 10001 de PTW.

Resultados

En las tablas 1 y 2 se muestran los resultados los haces de 6 MV WFF y 6 y 10 MV FFF respectivamente.

6 MV WFF (% 10x10 cm ²)				
cm ²	Corregidos		Sin corregir	
	60019 CVD	60017	60019 CVD	60017
1x1	70,6±1,4	70,4±1,4	71,7±0,6	71,4±0,2
2x2	79,7±1,6	79,5±1,6	79,9±0,7	79,1±0,2
3x3	83,6±1,7	83,5±1,7	83,6±0,7	82,9±0,2
4x4	86,8±1,8	86,8±1,8	86,8±0,7	86,3±0,2
6x6	92,0±1,9	92,0±1,9	92,0±0,8	92,0±0,3

Figure 849: Representación de los factores de campo para un haz 6 MV FFF frente a la superficie equivalente de los campos definidos por las mordazas.

cm ²	6 MV FFF (% 10x10 cm ²)				10MV FFF (% 10x10 cm ²)			
	Corregidos		Sin corregir		Corregidos		Sin corregir	
	60019 CVD	60017	60019 CVD	60017	60019 CVD	60017	60019 CVD	60017
1x1	72,5±1,5	71,7±1,5	73,7±0,6	72,8±0,6	70,4±1,4	70,2±1,4	71,5±0,6	71,7±0,6
2x2	81,3±1,7	80,4±1,6	81,5±0,7	79,9±0,7	84,3±1,7	83,6±1,7	84,5±0,7	83,4±0,7
3x3	85,0±1,7	84,3±1,7	85,0±0,7	83,7±0,7	89,4±1,8	88,4±1,8	89,4±0,7	88,1±0,7
4x4	88,1±1,8	87,6±1,8	88,1±0,8	87,1±0,7	92,1±1,9	91,1±1,9	92,1±0,8	90,8±0,7
6x6	92,9±1,9	92,8±1,9	92,9±0,8	92,8±0,8	95,4±1,9	95,4±1,9	95,4±0,8	95,4±0,8

Figure 850: Representación de los factores de campo para un haz 10 MV WFF frente a la superficie equivalente de los campos definidos por las mordazas.

Para la estimación de la incertidumbre, además de la tipo A, se ha tenido en cuenta la asociada a los factores $k_{f_{clin}, f_{msr}}^{Q_{clin}, Q_{msr}}$, junto con las variaciones en la estabilidad del acelerador, configuración de medida y variaciones en la presión y la temperatura.

Conclusiones

Para campos menores o iguales a 2x2 cm² la aplicación de la corrección propuesta por el TRS 4831 es apreciable para los haces estudiados, si bien la incertidumbre asociada al factor $k_{f_{clin}, f_{msr}}^{Q_{clin}, Q_{msr}}$ expande el valor corregido, superponiéndose con el valor sin corregir. Estas modificaciones son más notables sobre el detector 60017.

Los valores corregidos de ambos detectores son muy similares en el haz filtrado, en cambio, hay pequeñas diferencias en haces no filtrados.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 426

Desarrollo y validación de un programa informático para el tratamiento de espectros alfa

Autores: Carolina Hernández González¹ ; Inmaculada Sierra Bercedo¹ ; Carlos Pérez Jiménez²

¹ CIEMAT

² TECNASA Tecnologías Asociadas S.A.

Corresponding Author: carolina.hernandez@ciemat.es

1.INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Bioeliminación del Servicio de Dosimetría Interna del CIEMAT dispone de tres equipos de Espectrometría Alfa que pueden albergar hasta 36 detectores. Este elevado número de detectores hace necesaria la automatización de los procesos rutinarios y las medidas de control de calidad que se realizan manualmente.

El laboratorio está acreditado por la norma ISO17025 desde 2012. La utilización de cualquier programa informático desarrollado hace imprescindible su exhaustiva validación, el desarrollo documental asociado y actividades de formación a los usuarios, antes de su inclusión en el sistema de calidad.

En este trabajo se describe el funcionamiento del programa desarrollado así como las actividades de validación y puesta en funcionamiento realizadas.

2.DESCRIPCIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL PROGRAMA

Una vez obtenidos los espectros de medida con el software GENIE2K (Canberra), el programa "TRATAMIENTO DE ESPECTROS ALFAS", desarrollado en Visual Basic, permite realizar el tratamiento de espectros de medida de muestras y el procesado y generación del registro mensual de fondos de todas las cámaras como medida de control de calidad.

Para realizar ambos procesos se dispone de una única interfaz (Figura 1). El programa lee un fichero de inicio con parámetros necesarios: isótopos de referencia y energías, y rango establecido del fondo (4750-5550 keV). Para seleccionar los espectros se utiliza el archivo "CamDlg.DLL" de Canberra. Para obtener la información necesaria de dichos espectros se emplean diversos parámetros (STITLE, DETID, ASTIME, ELIVE, etc). Además, el programa determina la relación Energía/Canal mediante las funciones ECOFFSET, ECSLOPE y ECQUAD.

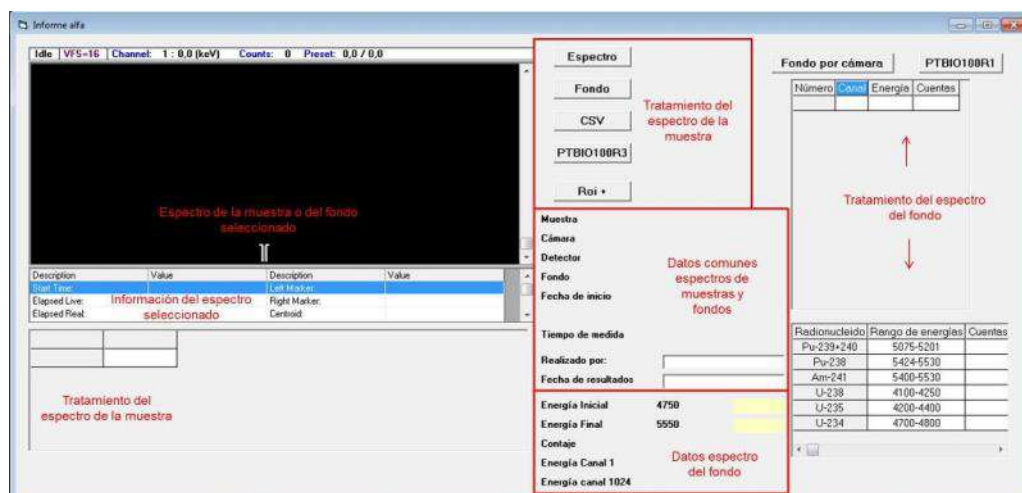


Figure 851: Interfaz del programa “Tratamiento de espectros alfas” y breve descripción del mismo.

Tratamiento del espectro de medida de muestras

Una vez seleccionado el espectro se leen las regiones de interés (ROI) de cada isótopo. El programa convierte los canales en valores de energía (keV) y se presentan en pantalla junto con el centroeide, área y su integral. Al seleccionar el fondo correspondiente, el programa presenta las cuentas de fondo asociadas a los ROIs definidos en el espectro de la muestra. Por último, traspone la información de la muestra y fondo seleccionados a una hoja de cálculo.

Tratamiento del espectro de medida del fondo

Al seleccionar un espectro de fondo el programa suma y enumera las cuentas totales en el intervalo 4750-5550 keV y calcula las energías del canal 1 y 1024, y las cuentas presentes en las regiones de los isótopos habitualmente cuantificados en el laboratorio. Por último, genera el registro de fondos mensuales transfiriendo los datos a una hoja de cálculo.

3. VALIDACIÓN DEL PROGRAMA INFORMÁTICO

La validación se realizó comparando registros generados automáticamente con el programa, con espectros y registros de muestras y fondos ya procesados y obtenidos manualmente. Se utilizaron un mínimo de 5 muestras por isótopo (Am, Cm, Pu, Th, U) y un total de 78 medidas de fondo.

4. CONCLUSIONES

Las únicas diferencias encontradas son debidas al redondeo en los valores de energía, considerándose despreciables. En algún caso se han detectado errores en los valores obtenidos manualmente debido a redondeos incorrectos y errores de transcripción.

El programa informático desarrollado es una importante herramienta de control de calidad que asegura la trazabilidad, evita la ocurrencia de errores humanos en la realización de estas actividades y disminuye considerablemente los plazos de ejecución de estas actividades.

Comparación de los resultados obtenidos a partir de distintos métodos para el cálculo de la dosis efectiva en procedimientos de intervencionismo

Autores: María Gracia Ochoa¹; Ángela Soriano Cruz¹; Cristian Candela-Juan²; Jorge Vilar Palop¹; Juanjo Rovira Escutia¹; Irene Más Muñoz¹; Diego Abad Mocholí¹; Juan Diego Palma Copete¹; María del Carmen Pujades¹; Jose Manuel Martínez Masmano¹; Victoria Mestre de Juan¹; Nieves Llorca Domaica¹

¹ Centro Nacional de Dosimetría² Centro Nacional de Dosimetría (CND)**Corresponding Author:** mgo.maria@gmail.com

Introducción

La Publicación 139 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, 2018¹) pone de manifiesto la falta de acuerdo en el cálculo de la dosis efectiva en intervencionismo, ya que no existe un método que sea adecuado para todas las situaciones de exposición. Presenta distintos métodos aceptables para el cálculo de dicha magnitud, basándose en distintas combinaciones de las lecturas obtenidas por el dosímetro de solapa y el de delantal. El objetivo de este estudio es comparar los resultados obtenidos para la dosis efectiva utilizando lecturas reales de nuestros usuarios en función del método de estimación de dosis efectiva empleado.

Material y métodos

Se analizaron 880 pares de datos correspondientes a usuarios que utilizaron simultáneamente dosímetros de delantal y de solapa con lecturas de $H_p(10) > 0.1mSv$. Con ellos, la dosis efectiva ha sido estimada de acuerdo a la ecuación:

$$E = \alpha H_U + \beta H_O$$

donde E representa la dosis efectiva, H_U y H_O corresponden al equivalente de dosis personal $H_p(10)$ medido debajo y encima del delantal plomado respectivamente, y los coeficientes α y β dependen del método de estimación empleado y se pueden observar en la figura 1.

Modelo	Descripción	α	β
1A	<i>Von Boetticher et al. (2010)</i> – con protector de tiroides	0.79	0.051
1B	<i>Von Boetticher et al. (2010)</i> – sin protector de tiroides	0.84	0.1
2A	<i>Swiss Ordinance (2008)</i> – con protector de tiroides	1	0.05
2B	<i>Swiss Ordinance (2008)</i> – sin protector de tiroides	1	0.1
3	<i>Martin and Magee (2013)</i> – solo con dosímetro de delantal	0	0.1
4	<i>Práctica habitual</i> – solo con dosímetro de solapa	1	0

Figure 852: Métodos empleados para la estimación de la dosis efectiva. La tabla muestra los parámetros α y β según la ecuación $E = \alpha H_U + \beta H_O$, donde H_U y H_O corresponden al equivalente de dosis personal $H_p(10)$ medido debajo y encima del delantal plomado respectivamente.

Resultados

Se toma como referencia la dosis efectiva del modelo 1A (E_{1A}) y se comparan los distintos resultados respecto de éste. En la Figura 2 Izquierda se representa la diferencia relativa entre la dosis efectiva de los distintos métodos (E_i). En la Figura 2 Derecha se representa la distribución de los cocientes E_i/E_{1A} .

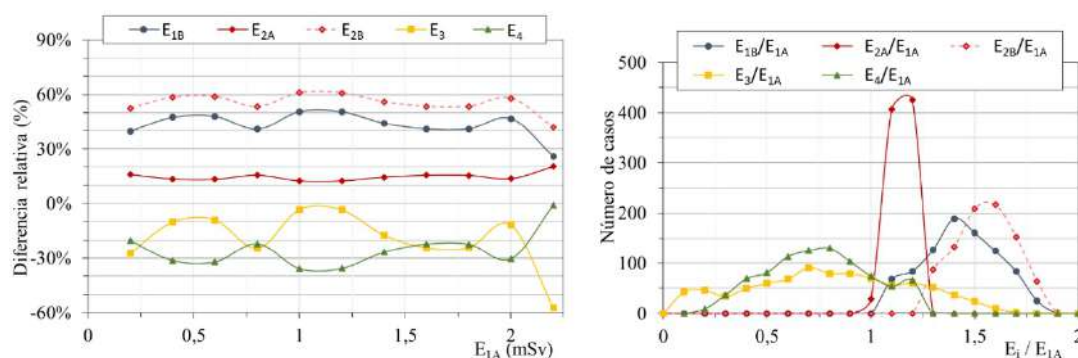


Figure 853: Izquierda: Diferencia relativa de la estimación de la dosis efectiva (E_i) respecto del modelo de referencia (E_{1A}). Derecha: Distribución de los cocientes E_i/E_{1A} .

Discusión

Este estudio muestra la elevada dispersión que existe en la estimación de la dosis efectiva a partir de los distintos métodos utilizando datos pertenecientes a usuarios reales, lo cual sugiere la necesidad de llegar a un consenso.

Conclusiones

Aunque la dosis efectiva depende significativamente del método de cálculo empleado, es necesario llegar a un consenso para la estimación de esta magnitud. En la mayoría de los casos, el uso de un dosímetro único (ya sea encima o debajo del delantal) subestimaría la dosis efectiva en comparación con el enfoque de dosimetría doble.

Referencias

- [1] ICRP, 2018. Occupational radiological protection in interventional procedures. ICRP Publication 139. Ann. ICRP 47(2).

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 372

Comparativa respuesta neutrónica CN Vandellós II

Autor: Adria Sanchez Gabriel¹

Co-autor: Joaquim Carmona Martinez ¹

¹ ANAV (CN Vandellós II)

Corresponding Author: asanchezga@anacnv.com

Introducción

Actualmente, en C.N.Vandellós-II; la contribución de la radiación neutrónica a la dosis individual del personal profesionalmente expuesto se estima mediante un monitor de área. Desde 2013 se dispone de los dosímetros personales de lectura directa DMC-2000GN que se asignan de forma individual para los trabajos con riesgo de irradiación neutrónica.

El principal objetivo de este estudio ha sido comparar la respuesta de los dos modelos de monitores de área disponibles en C.N.Vandellós-II frente a las respuestas obtenidas mediante los dosímetros personales de lectura directa para la estimación de la dosis equivalente personal Hp(10). Se han comparado los datos obtenidos en la realización de trabajos y bajo condiciones de irradiación controladas.

Material y métodos

Los equipos evaluados han sido Dineutron, ALNOR 2222A y DMC-2000GN. Se han comparado los resultados obtenidos en campo y se han realizado irradiaciones controladas en la sala irradiación con una fuente de AmBe-241 y un medio termalizador de neutrones.

Para la evaluación de resultados en campo, se han comparado los datos en el periodo 2016-2019 en trabajos con radiación neutrónica en C.N.Vandellòs-II, con un total de 63 trabajos considerados.

En la sala de irradiación se han realizado 60 irradiaciones desde diferentes ángulos (0-90-180°), a 1m de la fuente y con un tiempo de irradiación de 3 horas. Asimismo, se han realizado ensayos colocando un medio termalizador de neutrones entre la fuente y el detector (agua).

Resultados

En campo, generalmente, la lectura obtenida mediante el monitor de área es mayor a la lectura del dosímetro (dosis máxima por trabajo un 25% superiores en los monitores de área en promedio).

Los resultados obtenidos en la sala de irradiación cabe destacar lo siguiente:

- Los equipos del mismo modelo presentan respuestas similares en las diferentes condiciones ensayadas (desviaciones <27%)

En las irradiaciones sin atenuación:

- Con ángulos de 0 y 180°, se obtienen resultados análogos en los 2 monitores de área, ligeramente mayores en el equipo ALNOR. A 90°, las respuestas siguen siendo similares.
- El dosímetro DMC-2000GN presenta una respuesta mayor enfocado al haz y muy inferior en irradiaciones a 90 y 180°

En las irradiaciones con atenuador:

- ALNOR muestra las mayores lecturas en todos los ángulos de irradiación.
- Dineutron presenta resultados muy inferiores a los registrados por ALNOR y constantes en todos los ángulos.
- Las lecturas de los DMC-2000GN colocados paralelamente al haz (0°) son similares a las lecturas obtenidas mediante el ALNOR.

Discusión

Según los resultados obtenidos, en campos homogéneos la respuesta del Dineutron y ALNOR es similar. Con neutrones termalizados, ALNOR presenta una mayor respuesta. Los dosímetros DMC-2000GN han demostrado ofrecer una respuesta adecuada en las condiciones ensayadas siempre que se coloquen de forma correcta. Los resultados obtenidos en campo corroboran esta conclusión.

Conclusiones

Tanto los equipos Dineutron y ALNOR se consideran adecuados para la asignación de dosis neutrónica, mientras que los dosímetros DMC-2000GN se han demostrado útiles a efectos de validación.

Pósteres Detección y medida radiaciones / 412

Aplicación de las Recomendaciones Técnicas Europeas de Dosimetría Interna (EC RP 188) en casos propuestos de exposición interna. Acción ICIDOSE2017 de EURADOS

Autores: M.A. López Ponte¹ ; Guillermo Sánchez León²

¹ Servicio Dosimetría Personal Interna. U.Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT

² Universidad de Salamanca

Corresponding Author: ma.lopez@ciemat.es

Introducción

Desde el grupo de trabajo WG7 de Dosimetría Interna de EURADOS (European Radiation Dosimetry Group) se ha elaborado el documento RP188 "Technical Recommendations for Monitoring Individuals for Occupational Intakes of Radionuclides", publicado en 2018 por la Comisión Europea. Para valorar el impacto de dichas recomendaciones, el WG7 propuso en 2017 cuatro escenarios de incorporación de radionucleidos al organismo a resolver para la estimación de la dosis efectiva comprometida E(50) a partir de la actividad medida en Contador de Radiactividad Corporal (CRC) y/o en excretas. Dosimetría Interna-CIEMAT ha sido el participante español en este ejercicio.

Material y Métodos

Se prepararon cuatro casos con fines de intercomparación: (1) incorporación de Co-60 a evaluar a partir de los datos de actividad medida en CRC y en orina, (2) medida de I-125 en tiroides en controles rutinarios con incorporaciones múltiples, (3) incorporación de uranio ocupacional y (4) inhalación accidental de Am-241 con administración de DTPA.

Resultados

El CIEMAT participó en la evaluación de 3 de los 4 casos propuestos, con resultados muy satisfactorios, dentro de los criterios de aceptación definidos por los organizadores. Las herramientas de cálculo utilizadas fueron los códigos IMBA y AIDE desarrollados por PHE (Public Health England) y Los Alamos National Laboratory respectivamente. Para la resolución del caso (1) con el nuevo modelo biocinético del cobalto de ICRP134 se utilizó el código Biokmod (Univ. de Salamanca <http://oed.usal.es/biokmod>). La nueva versión de este código está siendo desarrollada en el marco del proyecto MTM2016-80539-C2-2-R, con la colaboración de CIEMAT y de EURADOS e incluye los nuevos modelos del Cobalto, Cesio y Uranio de acuerdo a ICRP130, ICRP134 e ICRP137 (modelo respiratorio reemplaza ICRP66 y modelo alimentario de ICRP100). El caso (3) consistió en la evaluación dosimétrica por incorporación de uranio tras un control confirmativo de medida de actividad en orina por espectrometría alfa de un trabajador (para verificar incorporaciones < nivel de investigación 6 mSv/año), con una estimación dosimétrica final tras 6 controles especiales de $E(50) = 11.7$ mSv por inhalación aguda ocupacional de uranio tipo S. Este ejercicio permitió que CIEMAT validara su metodología de cálculo de dosis en personal expuesto a incorporación de uranio enriquecido en la planta de ENUSA en Juzbado (López et al, HEIR2018).

Discusión

Lo más destacable de este ejercicio es la aplicación de una evaluación dosimétrica estructurada “paso a paso” de acuerdo al documento RP188 (Fig. 1) que requiere el uso de incertidumbres en base a los “scattering factors” definidos por la norma ISO27048 y las Guías IDEAS v2, y la comprobación en el proceso de cálculo y de toma de decisiones si el nivel de referencia de 1 mSv/año y el límite anual de dosis de $E(50) = 20$ mSv son o no alcanzables en el escenario de incorporación propuesto.

Conclusión

Dosimetría Interna-CIEMAT está acreditado por ENAC según Norma ISO17025 para evaluación de dosis por exposición interna lo cual requiere participar en intercomparaciones regularmente que confirmen la competencia técnica en este campo.

Figura 1: Procedimiento Evaluación de dosis $E(50)$ según RP188

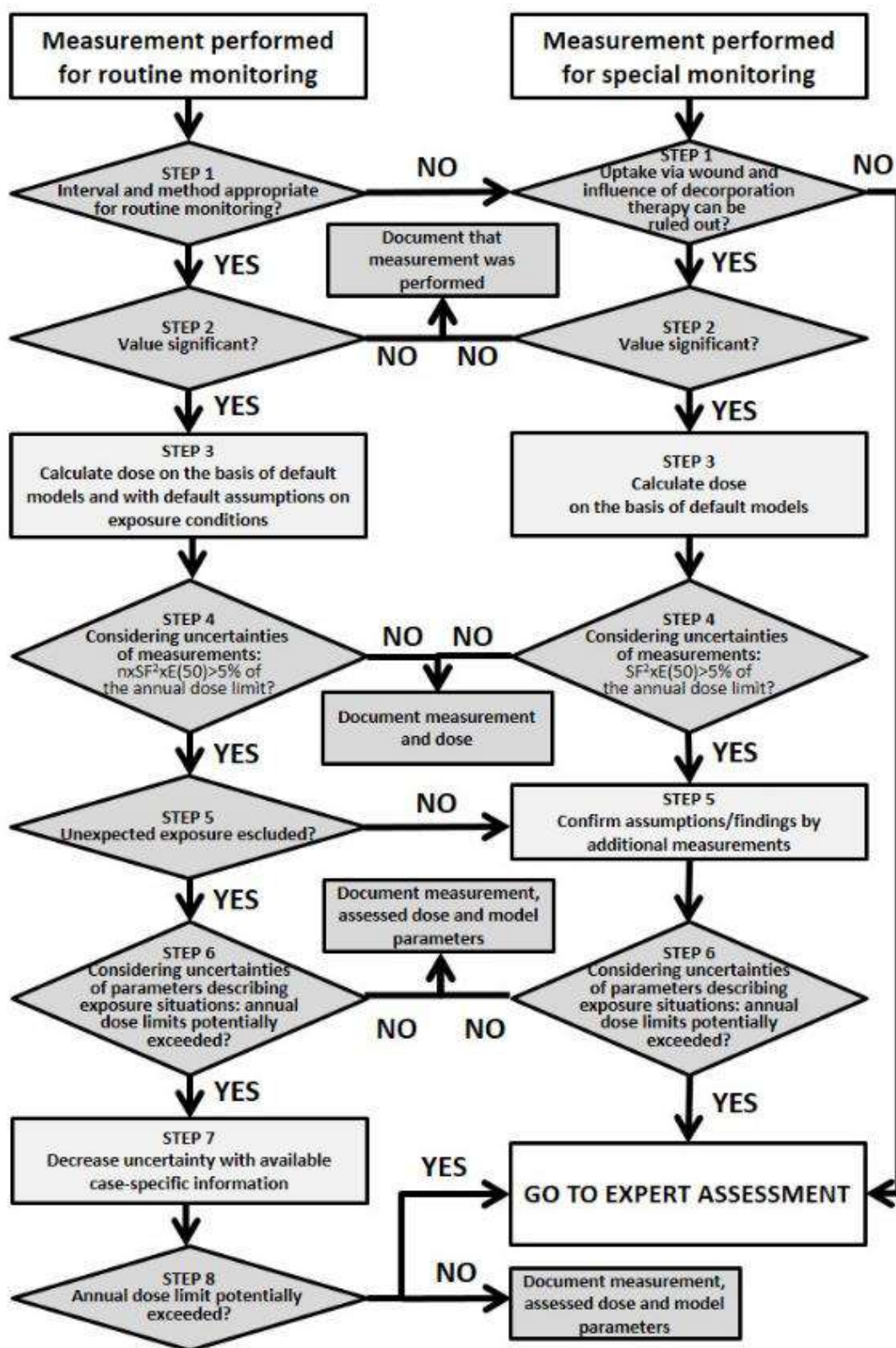


Figure 854: enter image description here

Atenuación de los haces de fotones por la mesa PerfectPitch de Varian

Autores: Fernando Ruiz Marín¹ ; CRISTINA MORENO SAIZ^{None} ; Salvador García Pareja^{None}

¹ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author:

Introducción

Según recomendaciones acerca de la necesidad de caracterizar las mesas de tratamiento (1), hemos medido la atenuación que sufren los haces de fotones con y sin filtro del TrueBeam al atravesar la mesa modelo PerfectPitch fabricada con fibra de carbono.

Materiales y Métodos

Para este trabajo se han empleado los haces de fotones generados por un acelerador TrueBeam de Varian (6MV, 15MV, 6MV FFF y 10MV FFF), una mesa modelo PerfectPitch con 6 grados de libertad, una cámara de ionización Semiflex TM31016 + PTW Unidos y un maniquí IMRT Phantom (sección cúbica).

Se ha introducido la cámara dentro de la cavidad del maniquí y se ha centrado con ayuda de los láseres y las marcas del maniquí en el isocentro del sistema.

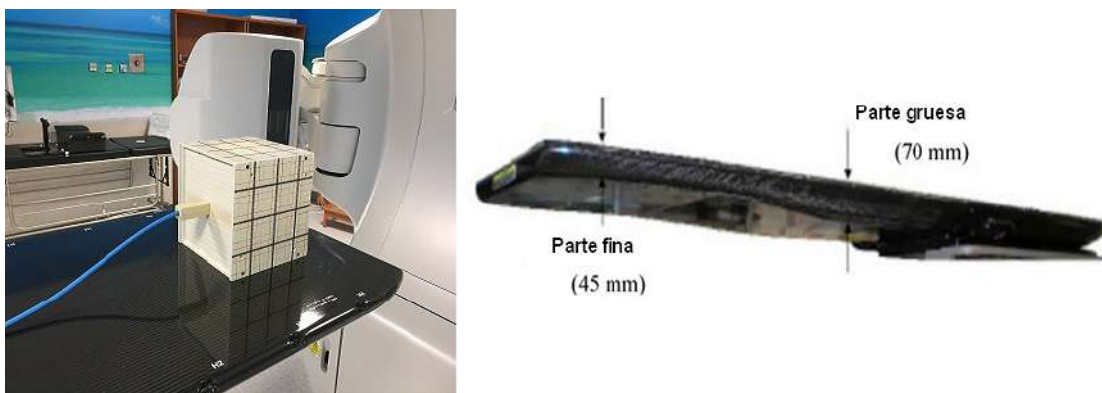


Figure 855: Izquierda: Disposición del equipo de medida. Derecha: Mesa modelo PerfectPitch de Varian.

La tasa empleada ha sido 400 UM/min y hemos medido durante 100 UM. El tamaño de campo utilizado ha sido de 10cm x 10cm en el isocentro.

Cada medida ha sido tomada con diferentes ángulos de gantry alrededor de la mesa de tratamiento. Los datos se han normalizado teniendo en cuenta el efecto espesor del maniquí, para obtener cómo influye exclusivamente la presencia de la mesa. Además, se ha adquirido las medidas con la mesa en dos posiciones diferentes en su longitudinal, para tener en cuenta los dos espesores.

Resultados

En la figura 2 se muestra la diferencia de dosis depositada en el isocentro por el haz de radiación debida a la atenuación por el material de la mesa de tratamiento.

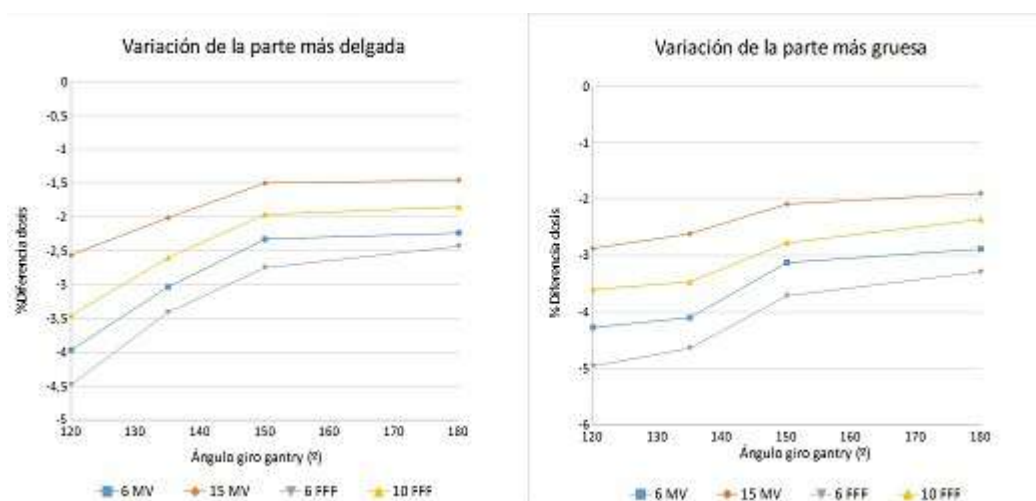


Figure 856: A la izquierda: porcentaje de variación de dosis para todos los haces en la zona delgada de la mesa. A la derecha: para la parte gruesa

Estos datos han sido contrastados con los ya publicados por un grupo de investigación (2), obteniéndose una buena aproximación con sus resultados.

Discusión

Con la presencia de la mesa de tratamiento, en los resultados se ha cómo disminuye la dosis depositada por el haz, alcanzando en el peor de los casos hasta casi un 5% para las entradas más oblicuas. Se observa además que la atenuación aumenta al disminuir la energía del haz. Para el haz de 6MV FFF se obtiene mayor atenuación al tener una calidad más baja.

Conclusiones

Después de los resultados obtenidos es aconsejable caracterizar la mesa de tratamiento para reducir lo máximo posible la desviación de la dosis planificada a la impartida al paciente.

Debido a la atenuación, la dosis impartida al paciente es diferente de la planificada, provocando una disminución de dosis en el tumor y por tanto una reducción del control tumoral.

Referencias

- 1 Higgins, D. M., Whitehurst, P. y Morgan, A. M. (2001). The effect of carbon fiber couch inserts on surface dose with beam size variation. *Medical Dosimetry*, 26(3), 251-254.
- 2 Seppälä, J. K. y Kulmala, J. A. (2011). Increased beam attenuation and surface dose by different couch inserts of treatment tables used in megavoltage radiotherapy. *Journal of applied clinical medical physics*, 12(4), 15-23.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 406

Evaluación de incertidumbres en la dosimetría personal de solapa y extremidades del Centro Nacional de Dosimetría

Autores: Cristian Candela-Juan¹ ; Mireia Cano Pérez² ; María Gracia Ochoa¹ ; Jorge Vilar Palop³ ; Juanjo Rovira Escutia³ ; Irene Mas Muñoz³ ; Juan Diego Palma Copete³ ; María del Carmen Pujades Claumarchirant³ ; Diego Abad Mocholí³ ; José Manuel Martínez Masmano³ ; Victoria Mestre de Juan³ ; Nieves Llorca Domaica³ ; Ángela Soriano Cruz³

¹ Centro Nacional de Dosimetría (CND)

² Facultad de física, Universitat de València

³ Centro Nacional de Dosimetría

Corresponding Author: ccanjuan@gmail.com

Introducción

La guía IEC-TR-62461:2015 proporciona la metodología para determinar la incertidumbre de instrumentos de radioprotección. Este estudio muestra los resultados de la aplicación de dicha guía a las medidas de $H_p(10)$ y/o $H_p(0,07)$ de los dosímetros de solapa y extremidades (muñeca y anillo) del Centro Nacional de Dosimetría (CND).

Métodos

Para la evaluación analítica de la incertidumbre se emplearon los resultados obtenidos en la homologación y controles de calidad de cada dosímetro. Las componentes consideradas fueron, principalmente: calidad del haz (energía-ángulo de incidencia), reproducibilidad, ruido, calibración-estabilidad del lector, sensibilidad del dosímetro, linealidad con la dosis, factores ambientales (temperatura/humedad/luz), pérdida de señal con el tiempo, fondo intrínseco del lector y fondo ambiental. La incertidumbre debida a todos estos factores fue programada en una aplicación realizada con Microsoft Excel, pudiendo automatizar el cálculo para cualquier dosis y/o condiciones de irradiación.

Resultados

La Figura 1 muestra la incertidumbre combinada en función del $H_p(d)$ reportado. Para los dosímetros de extremidades se ha representado el caso más desfavorable (se desconocen las condiciones de energía-angulación). En el caso de disponer de dicha información, la incertidumbre de la dosis reportada disminuye, tal y como demuestra la aplicación desarrollada. Para el dosímetro de solapa, que sí estima la energía del haz incidente, se ha representado la incertidumbre para una energía media de 662 keV (en energías de radiodiagnóstico la incertidumbre aumenta).

En el rango de bajas dosis, cercano al nivel de registro, el factor que más contribuye a la incertidumbre es el fondo ambiental. La Figura 2 muestra la incertidumbre asociada a un equivalente de dosis de 0,1 mSv en función de la provincia. El resultado para dosis reportadas superiores a 1 mSv se reduce notablemente y es prácticamente independiente de la provincia en la que se utiliza el dosímetro, siendo en esos casos el factor energético-angular el que más contribuyen en general.

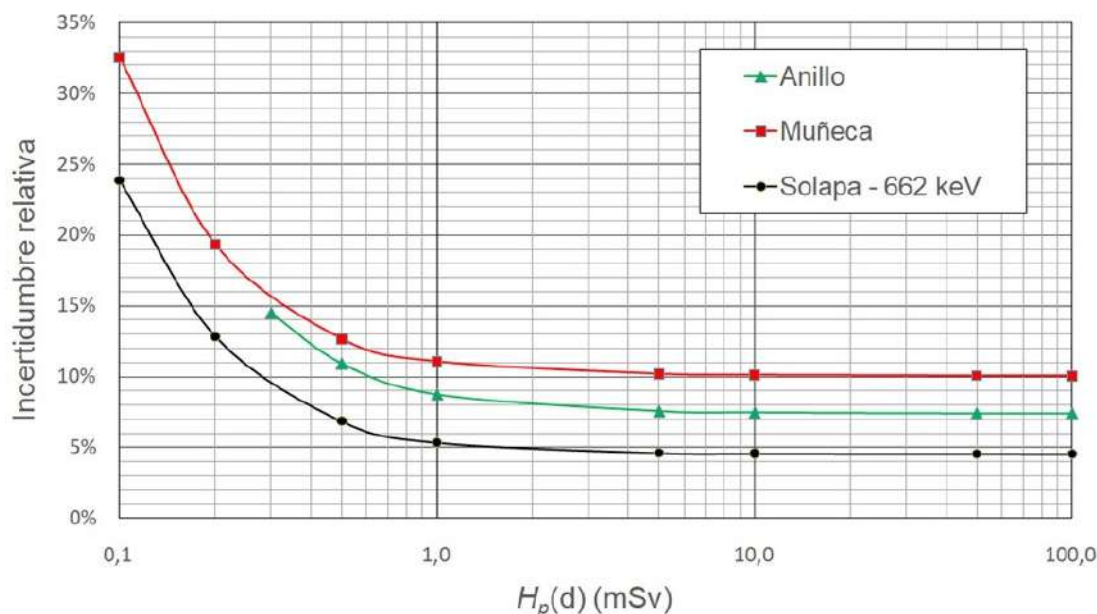


Figura 1. Incertidumbre relativa combinada en función del equivalente de dosis neta reportada, $H_p(d)$, para el dosímetro de solapa ($d = 10$ mm) y de extremidades ($d = 0,07$ mm). Los resultados mostrados corresponden a una situación en la que no se conoce el ángulo de irradiación (hasta un máximo de 60°). Además, para extremidades se asume que no se conoce la energía de irradiación, mientras que para el de solapa se considera el caso de una energía estimada por el algoritmo de cálculo del CND de 662 keV. La incertidumbre en el fondo ambiental es la correspondiente a la del grupo 6 de provincias (www.cnd.es).

Figure 857:

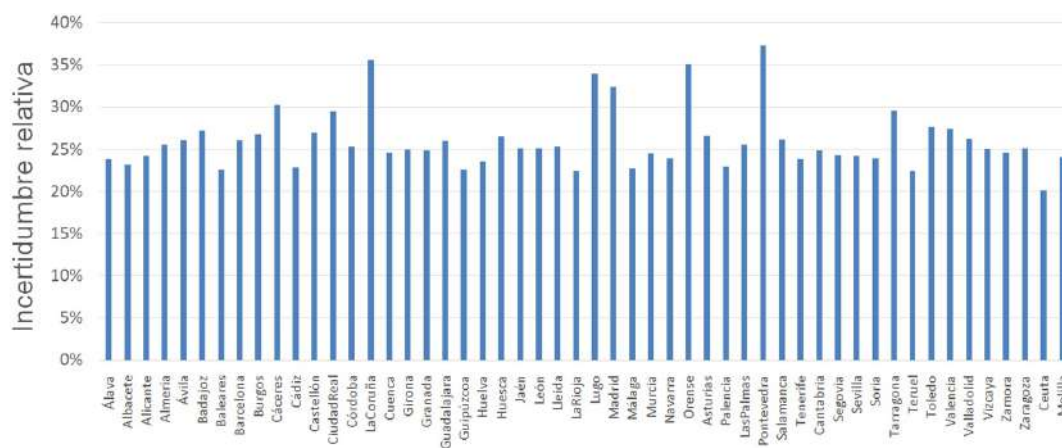


Figura 2. Incertidumbre relativa ($k=1$) para una medida $H_p(10)$ neta (tras restar el fondo ambiental) del dosímetro de solapa de 0,1 mSv, en función de la provincia en la que ha sido irradiado.

Figure 858:

Discusión

Los resultados de este estudio permiten estimar la incertidumbre para las medidas con los dosímetros del CND siguiendo una guía internacionalmente aceptada (IEC-TR-62461:2015). Salvo para valores próximos al nivel de registro, donde los niveles de dosis son menos relevantes desde el punto de vista de la protección radiológica y se puede asumir una mayor incertidumbre, en general la incertidumbre es notablemente inferior al 20% ($k=1$) que se debería conseguir para dosis cercanas a la fracción mensual de dosis (European Commission R.P. 160:2009).

A partir del algoritmo de cálculo desarrollado en Microsoft Excel se ha podido reflejar la diferencia que puede haber en la incertidumbre cuando se comparan dosímetros utilizados en distintas regiones de España, aunque ello solo afecta a niveles de dosis próximos al nivel de registro.

Conclusión

La aplicación de la guía IEC-TR-62461 es viable en la práctica y proporciona una estimación de la incertidumbre con una metodología reproducible y aceptada internacionalmente. Los resultados de este estudio, junto con la aplicación desarrollada, permiten obtener la incertidumbre de $H_p(0,07)$ y/o $H_p(10)$ de los dosímetros personales de solapa y extremidades ofrecidos por el CND.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 399

Prueba de verificación de la dosis depositada en un maniquí con movimiento mediante el sistema Synchrony

Autor: Iago J. González Vecín¹

Co-autores: Juan I. Godoy Cazorla¹; Alberto Lago Alonso¹; Gema Martín Calé¹; Luis A. Luque Japón¹; Eugenio Ruíz Egea¹

¹ Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín

Corresponding Author: iagojgv@gmail.com

Introducción

En los últimos tiempos las técnicas de radioterapia son capaces de generar gradientes de dosis más altos con lo que permiten aumentar la dosis en tumores más pequeños salvando el tejido sano circundante.

La radioterapia guiada por imagen permite localizar la posición real del tumor para ganar mayor control de la reproducibilidad del tratamiento(1).

Además se han estado desarrollando sistemas de seguimiento tumoral con radiaciones no ionizantes que permiten conocer la localización del tumor en tiempo real intrafracción. Algunas de sus ventajas es que permiten la reducción de los márgenes del volumen de planificación (PTV) como la modulación del haz en función de la posición del tumor (gating+tracking)(2).

Es crítico realizar el control de calidad de estos sistemas de seguimiento en puntos como: la exactitud de la posición, respuesta temporal, reproducibilidad de la dosis...ya que su mala calibración conlleva a un descontrol de la dosis depositada en tumor y tejido sano.

El acelerador robótico CyberKnife® VR 10 de Accuray Inc. realiza tratamientos con altos gradientes de dosis (3). El sistema Synchrony se compone de una cámara y unos marcadores de infrarrojos que realizan un seguimiento de la superficie del paciente para modular el haz.

Se realizó un test de la reproducibilidad de la dosis del Synchrony en un maniquí con movimiento.

Material y Metodo

Para la realización de la prueba se empleó una unidad CyberKnife® VR 10, planificador Multiplan de Accuray Inc., el sistema Synchrony y el maniquí para E2E con películas radiocrómicas EBT3 Grafchromic calibradas, BallCube. Para el análisis de las películas se usó el software FilmScan y Verisoft de PTW®.

Dentro del maniquí insertamos ortogonalmente, dos películas radiocrómicas (Fig1). Colocamos y centramos el maniquí en el Cyberknife. Luego le colocamos un marcador del sistema Synchrony y activamos el movimiento del maniquí(4).

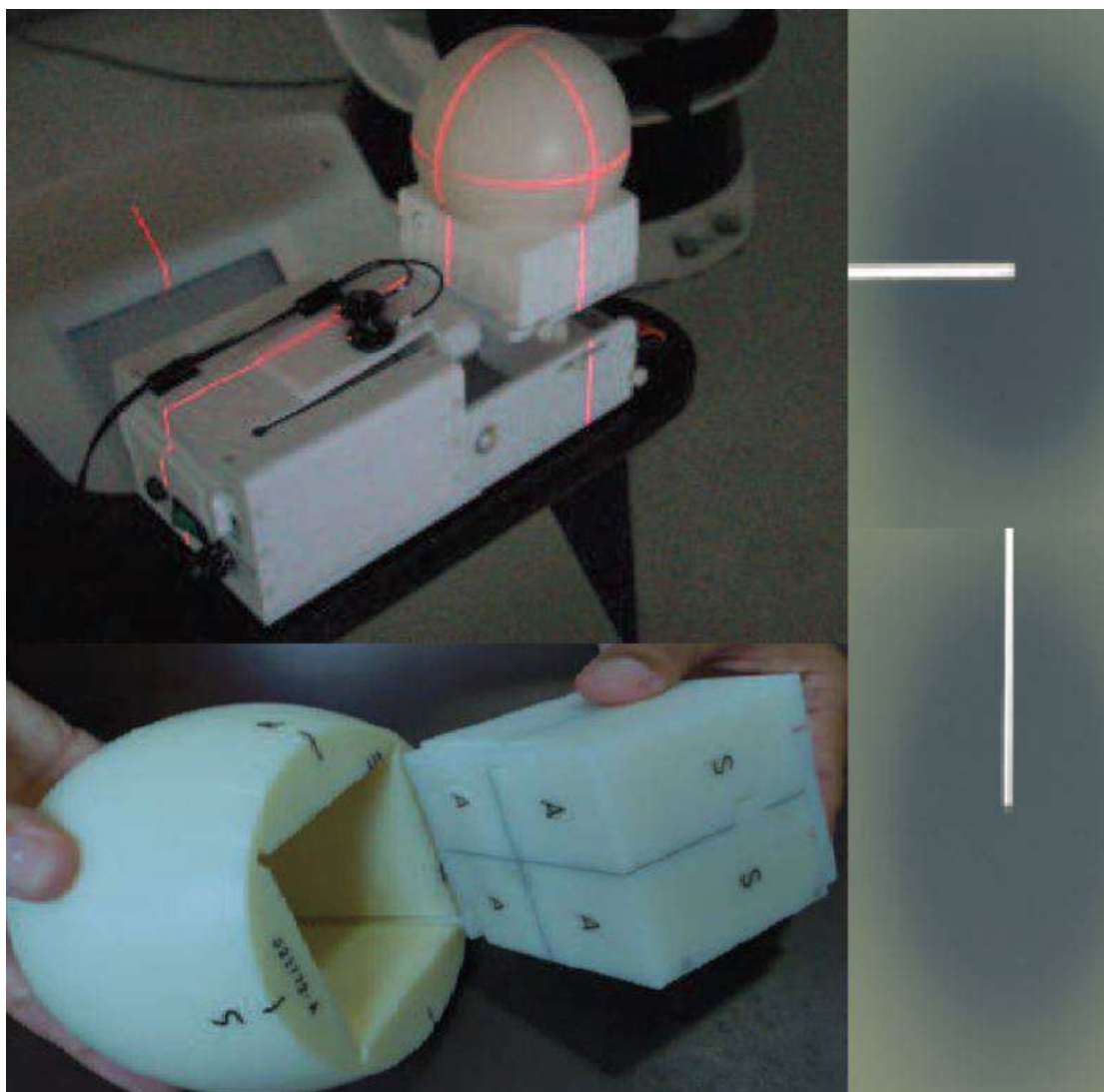


Figure 859:

Fig1. Maniquí del test E2E para Synchrony del acelerador Cyberknife. Películas radiocromicas irradiadas en el test

Escaneamos las películas y transformamos sus valores de pixel a dosis usando el software FilmScan. Por último se procede a comparar mediante un análisis gamma la dosis medida con la dosis planificada con Verisoft PTW®.

Resultados

El resultado Gamma (3 mm,3 %) para el par de películas perpendiculares de varios estudios nos muestra que más del 97% de los puntos cumplen el criterio (Fig2).

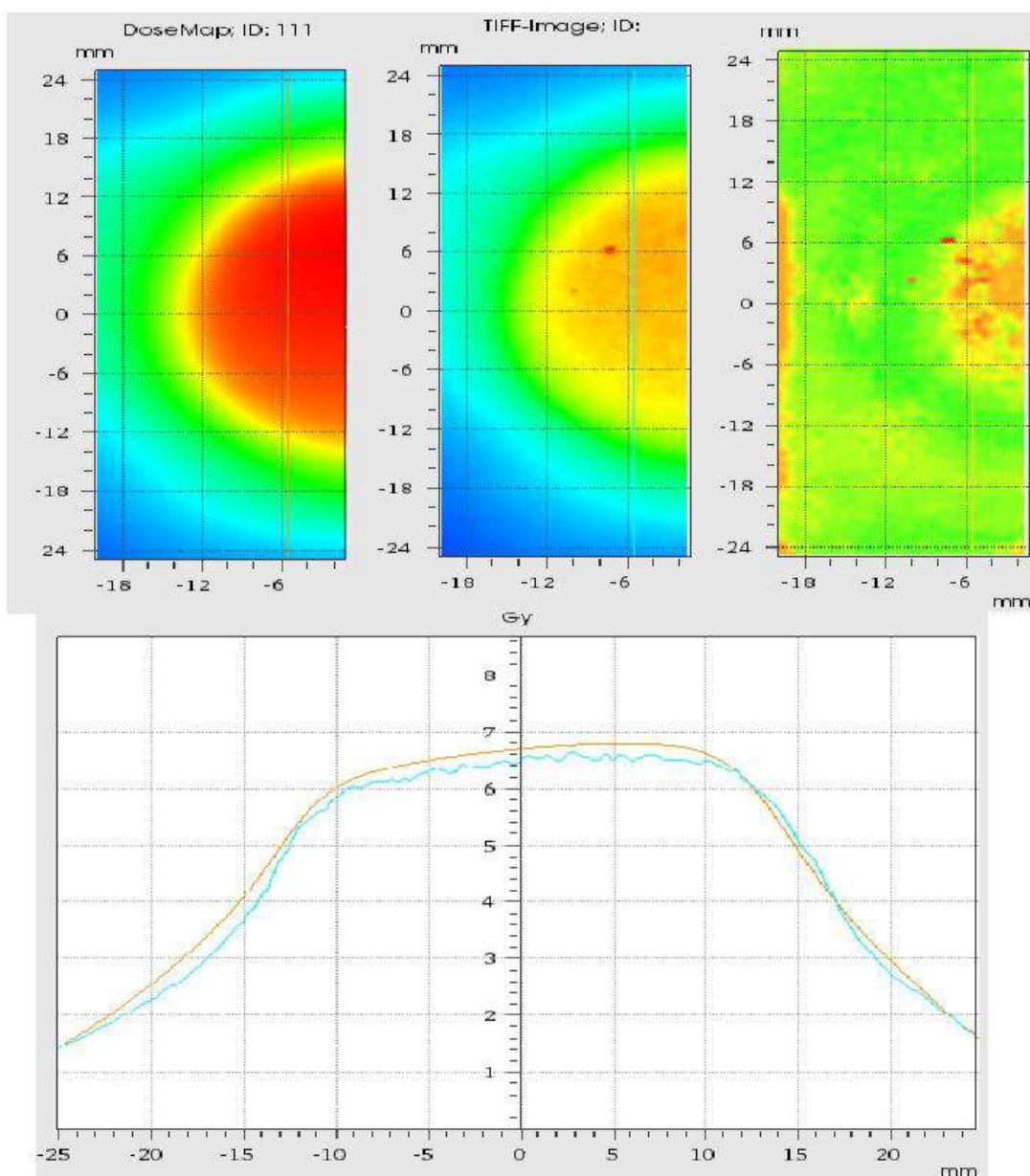


Figure 860:

Fig2. Comparación mediante criterio gamma(3,3) de la dosis planificada respecto la medida mediante las películas radiocromicas. Línea azul corresponde a la película y línea naranja a la teórica.

Evaluacion

Todas las películas irradiadas en ambos ejes ortogonales cumplen más del 97% el criterio gamma(3,3)%. Se debe tener en cuenta el ruido implícito al escaneo de las películas radiocrómicas(5). Los resultados cumplen con las tolerancias dictadas en los documentos de referencia sobre radiocirugía robótica guiada(6) .

Conclusiones

Mediante este test verificamos la correcta administración de la dosis cuando se utiliza el sistema Synchrony Accuray®

Pérdida de señal por lectura en dosímetros OSL de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$

Autor: Ana Morcillo García¹

Co-autores: Luis Alejo Luque¹ ; Francisco Sánchez Muñoz¹ ; José Bayón¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo ; Eva Corredoira Silva¹

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: anabmorga@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Los dosímetros de fotoluminiscencia ópticamente estimulada (OSL, en sus siglas en inglés) presentan importantes ventajas que los hacen muy adecuados para su uso en Radiofísica, tales como su rápida lectura, su elevada sensibilidad y su gran reproducibilidad y linealidad con la dosis, aunque resulta necesario evaluar su dependencia angular y energética. Además, la dosimetría OSL permite realizar lecturas sucesivas con mínima pérdida de información. El objetivo del presente trabajo es precisamente cuantificar la pérdida de señal (depletion) que se produce entre lecturas consecutivas.

MATERIALES Y MÉTODOS

El factor de depletion (FD) se ha calculado utilizando datos relativos a 72 dosímetros OSL compuestos de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$ (nanoDots, Landauer Inc., ver Figura 1), cada uno de los cuales se ha leído 6 veces consecutivas en 8 ocasiones distintas. En todas las lecturas se ha utilizado el modo de operación del lector correspondiente a bajas dosis (aproximadamente menores de 120 mGy). Para cada conjunto de 6 medidas se ha determinado un FD a partir de la pendiente obtenida al representar el logaritmo del número de cuentas frente al número de medida, utilizando el método Theil-Sen (Theil, 1950; Sen, 1968). El FD final para cada dosímetro se ha obtenido como el promedio de los factores calculados en cada una de las 8 ocasiones en las que fue utilizado. Por último, se ha obtenido un FD genérico, aplicable a todos los dosímetros, promediando los FD individuales.



Figure 861: Dosímetro OSL nanoDot. A la derecha se muestra el cristal fotoluminiscente.

RESULTADOS

En la Figura 2 se ha representado la distribución de FD individuales obtenidos para los 72 nanoDots utilizados. Los valores máximos y mínimos de los FD son 1.004 ± 0.008 y 0.988 ± 0.014 , respectivamente ($k=2$). El FD genérico obtenido es 0.995 ± 0.001 ($k=2$).

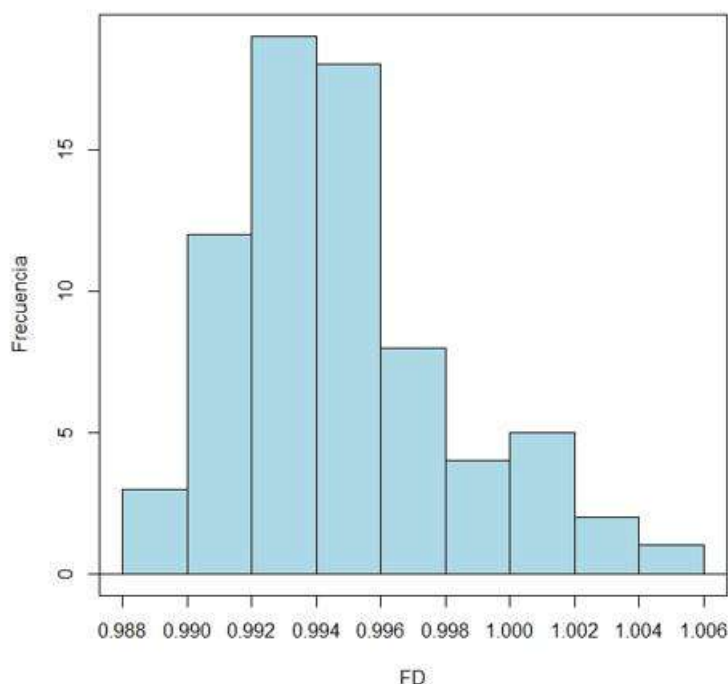


Figure 862: Distribución de los FD individuales.

DISCUSIÓN

De la misma forma que la medida de cada nanoDot se corrige por un factor de sensibilidad característico de cada dosímetro, es posible establecer *a posteriori* un FD individual para corregir la pérdida de señal que se produce entre lecturas consecutivas. Esto permite evaluar incertidumbres tipo A, aunque las incertidumbres tipo B correspondientes a la dependencia angular y energética sean superiores en el caso de dosímetros OSL poco equivalentes a tejido (Alejo et al., 2017), como es el caso de los compuestos de $\text{Al}_2\text{O}_3\text{:C}$. El FD genérico obtenido a partir de los FD individuales es compatible con los reportados por otros autores (Al-Senan y Hatab, 2011; Alejo et al., 2015), aunque su utilización puede causar pérdida de normalidad, y por tanto impedir la evaluación de incertidumbres tipo A en la medida de la dosis.

CONCLUSIONES

Se ha obtenido una pérdida de señal promedio por lectura de un 0.5% en dosímetros OSL nanoDot, valor que puede variar entre 0 y 1.2% para cada dosímetro particular.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 366

Comparación entre la Serie de Diagnóstico del Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Centro Nacional de Dosimetría y la Serie RQR definida en la norma IEC 61267:2005

Autores: Juan Diego Palma Copete¹; María del Carmen Pujades Claumarchirant¹; Jorge Vilar Palop¹; Cristian Candela Juan²; Juanjo Rovira Escutia¹; Irene Más Muñoz¹; María Gracia Ochoa¹; Diego Abad Mocholí¹; Ángela Soriano Cruz¹; Jose Manuel Martínez Masmano¹; Alba Montaner Alemany³; Miguel María Martínez Escribano¹; Jose Luis Pamos Navas¹; Sabrina Sáiz Moya¹; Nieves Llorca Domaica¹

¹ Centro Nacional de Dosimetría

² Centro Nacional de Dosimetría

³ Fundación Instituto Valenciano de Oncología - Centro Nacional de Dosimetría

Corresponding Authors: palma_jua@gva.es, mpuclau@gmail.com

Introducción

Para establecer características de los equipos destinados a la medida o generación de radiaciones ionizantes o para tener disponibles haces de radiación para la investigación física o médica es importante tener bien definidas las calidades de radiación. Deben proporcionar un conjunto uniforme que pueda ser usado internacionalmente.

En el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes (LMRI) del CND está proyectado sustituir la Serie de Diagnóstico por las calidades de radiación de la Serie RQR definidas en la norma IEC 61267:2005(1) usadas para medidas en el haz de radiación emergente de un equipo emisor de rayos X. El objetivo de nuestro trabajo es comparar ambas series y comprobar sus diferencias.

Material y métodos

La Serie de Diagnóstico del LMRI está basada en el antiguo catálogo de calidades del laboratorio primario de Alemania, el PTB. Están definidas a partir de la diferencia de potencial, su primera capa hemirreductora (CHR) y su coeficiente de homogeneidad. Para conseguir un haz de radiación con una 1ª CHR compatible con la definición hemos de usar una determinada filtración añadida. Las medidas de las CHR's se han realizado siguiendo el formalismo definido en la norma ISO-4037-1:1996(2) usando un conjunto cámara-electrómetro formado por una cámara de ionización marca NE modelo 2530/1C conectada a un electrómetro modelo Ionex Dosemaster 2590-B.

El conjunto cámara-electrómetro ha sido calibrado en PTB para las dos series. Usando los datos suministrados en sus certificados de calibración simulamos el espectro de cada una de ellas mediante el software Simulation of X-Ray Spectra(3) de Siemens, para un rizado del 1% y la filtración añadida correspondiente.

Resultados

En la tabla 1, vemos las características fundamentales de las dos series. Podemos apreciar las diferencias existentes en las primeras CHR's, en el coeficiente de homogeneidad y en sus energías medias.

Serie Diagnóstico CND					Serie RQR IEC-61267							
Código Calidad	kV	<E>* (keV)	1ª CHR (mm Al)	Coeficiente de homogeneidad	Código Calidad	kV	<E>* (keV)	1ª CHR (mm Al)	Coeficiente de homogeneidad	Δ CHR (mm Al)	Δ (<E>) %	Δ (CH)
D-40	40	29	1.47	0.81	RQR-2	40	28	1.42	0.81	-0.05	-1.1	0.00
D-50	50	33	1.85	0.76	RQR-3	50	33	1.78	0.76	-0.07	-0.9	0.00
D-60	60	37	2.19	0.72	RQR-4	60	37	2.19	0.74	0.00	-0.3	0.02
D-70	70	41	2.39	0.69	RQR-5	70	41	2.58	0.71	0.20	1.2	0.02
D-80	80	44	2.82	0.67	RQR-6	80	45	3.01	0.69	0.19	1.1	0.02
D-90	90	48	3.09	0.65	RQR-7	90	48	3.48	0.68	0.39	1.9	0.03
D-100	100	51	3.48	0.64	RQR-8	100	52	3.97	0.68	0.49	2.0	0.04
D-120	120	56	4.34	0.63	RQR-9	120	57	5.00	0.68	0.66	2.3	0.05
D-150	148	N/D	5.15	0.62	RQR-10	150	N/D	6.57	0.72	1.43	N/D	0.10

* Procedente de la simulación del espectro

Figure 863: *Tabla 1.- Comparación Serie Diagnóstico vs Serie IEC-RQR*

En la figura 1 se muestran los espectros simulados correspondientes a las calidades D-40/RQR-2, D-70/RQR-5 y D-120/RQR-9. Vemos como los espectros se han desplazado.

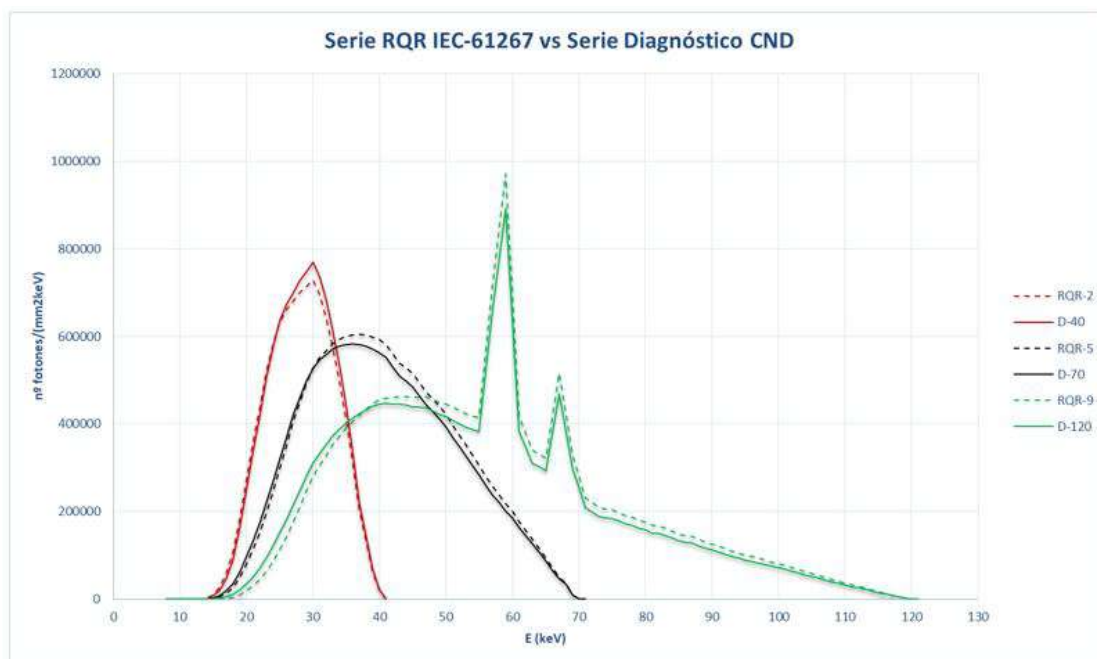


Figure 864: *Figura1.- Espectros*

Por último comparamos, mediante el índice de compatibilidad, los coeficientes de calibración obtenidos tras las calibraciones en PTB para las dos series y vemos como en todos los casos el coeficiente de calibración es compatible ($IC < 1$), IC máximo de 0.285 al comparar las calidades D-150 y RQR-10.

Discusión

Las dos series de radiación son similares. No obstante, conforme aumenta la energía y la exigencia de una primera CHR de mayor espesor la compatibilidad de las series se distancia, llegando a coeficientes de homogeneidad superiores a la tolerancia (± 0.03) a partir de la calidad RQR-7.

Conclusiones

Aunque las diferencias entre las dos series espectrales no son muy importantes, cuando participamos en intercomparaciones o comprobamos parámetros especificados en los equipos detectores o emisores de rayos X es importante usar calidades de radiación definidas en normas internacionales. En el futuro el LMRI del CND sustituirá la Serie de Diagnóstico por la Serie RQR definida en la norma IEC-61267:2005.

Referencias

- (1) IEC 61267:2005.
 - (2) ISO 4037-1:1996.
 - (3) Siemens OEM Products.
- <https://www.oem-xray-components.siemens.com/x-ray-spectra-simulation>

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 350

Determinación de la capa hemirreductora de un material de alta densidad en un haz filtrado con 1 mmAl para terapia superficial

Autores: Nerea López Martín¹ ; Meritxell Visús Llobet¹ ; Felipe Arturo Derecho Torres¹ ; Alejandro José Santos Rubio¹ ; Santiago Velázquez Miranda¹ ; Florencio Javier Luis Simón¹

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: nerealopez16@gmail.com

Introducción

El objetivo de este trabajo es caracterizar un nuevo material como el eXaSkin para energías del rango de terapia superficial. Para caracterizar el material, se calcula su capa hemirreductora (CHR) y decimorreductora (CDR) para diferentes energías de un haz con una filtración de 1 mmAl.

Material y métodos

El material utilizado en este trabajo consta de diferentes láminas con un espesor aproximado de 7.7mm de eXaSkin, un equipo de terapia superficial Philips RT50 con una filtración de 1 mmAl y como equipo detector una cámara 10x5-6 RadCal debidamente calibrada.

Situando el detector en aire a 72 cm del foco y seleccionando una técnica de 42kVp y 10s, iremos midiendo la variación de la tasa de dosis según vayamos interponiendo espesores de eXaSkin entre el foco y el detector, repitiendo 5 medidas por espesor.

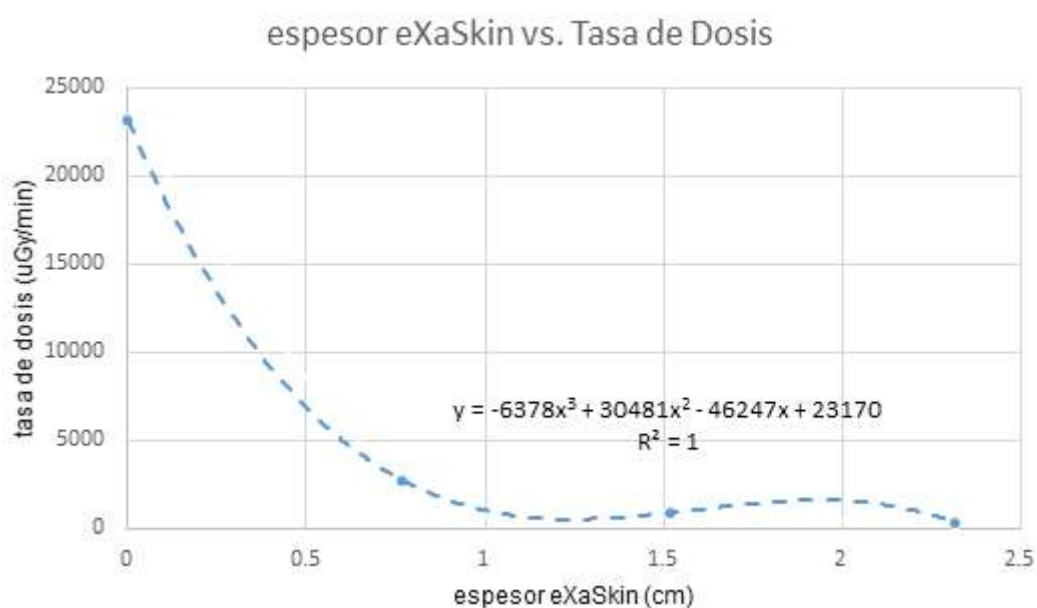


Figure 865: Curva de ajuste para la capa hemirreductora.

Se representan los datos obtenidos “espesor eXaSkin vs tasa de dosis” (ver. fig 1) que se ajustan a una función cúbica con $R=1$. De esta función obtendremos la CHR y CDR resolviendo la ecuación para $D_0/2$ y $D_0/10$. A partir de la CHR se calcula el coeficiente de atenuación lineal como $\mu = \ln 2 / CHR$.

Resultados

Los datos experimentales obtenidos y la curva de ajuste se muestran en la figura 1. Los resultados obtenidos a partir de dicho ajuste se presentan en la siguiente tabla.

Energía	CHR (cm)	CDR (cm)	μ (cm ⁻¹)
42kVp	0.31	0.81	2.24

Figure 866: Tabla de resultados.

Discusión

Al ser la CDR del orden del cm para una energía de 42kVp, se podría pensar en este material como atenuador de la radiación para conseguir una mejor conformación del haz.

Conclusiones

Una extensión de este trabajo podría ser analizar la distribución de dosis utilizando eXaSkin como atenuador de la radiación en un haz de terapia superficial.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 349

Dosimetría interna de trabajadores expuestos a incorporación de uranio durante el proceso de fabricación del elemento combustible nuclear en España

Autores: María Antonia López Ponte¹ ; Inmaculada Sierra Bercedo¹ ; Carolina Hernández González¹ ; Soledad García Sierra² ; Agustín Pérez Fonseca² ; Daniel García García²

¹ CIEMAT

² ENUSA

Corresponding Author: ma.lopez@ciemat.es

Introducción

Los trabajadores de la planta de Juzbado de ENUSA están expuestos a la incorporación de uranio enriquecido durante la fabricación del elemento combustible nuclear para las centrales nucleares españolas. El CIEMAT estableció en 2014 una metodología de evaluación de dosis basada en los modelos y recomendaciones actuales de ICRP, la norma ISO 27048 y las Guías IDEAS v2, para la interpretación de los resultados de actividad de uranio medida en excretas y en pulmón, del personal de plantilla expuesto.

Material y Métodos

El programa de vigilancia consiste en controles rutinarios, especiales y confirmativos mediante bioensayos para la determinación de uranio en orina por espectrometría alfa, y mediante la medida de ²³⁵U en pulmón en caso de incidentes. Los resultados de las medidas de las muestras de orina de 24 horas (normalización mediante test de creatinina, Actividad Mínima Detectable AMD= 0.5 mBq/muestra de cada isótopo de uranio) de los trabajadores de Juzbado confirmaron incorporación crónica de óxidos de uranio de bajo nivel en la planta, combinado con incorporaciones agudas en caso de incidente. El software IMBA (v 4.1.60) desarrollado por PHE (Public Health England) es la herramienta utilizada en la evaluación de las dosis por exposición interna. Se trata de un escenario de inhalación ocupacional de compuestos de uranio Tipo S (ICRP 78/68) y tamaño de partículas AMAD= 5 µm. Se consideran las incertidumbres de tipo A y de tipo B asociadas a los datos de medida mediante la determinación de los "Scattering Factors" (ISO27048, Guías IDEAS v2), para el cálculo de la actividad incorporada I(Bq) y para confirmar el ajuste de los resultados de las medidas con la predicción del modelo de excreción de uranio en el escenario de exposición interna descrito anteriormente. La incorporación y la dosis efectiva comprometida E(50) mSv se cuantifican por separado para ²³⁴U y ²³⁸U siempre que la concentración de actividad (Bq/d) es superior al AMD. Finalmente se estima la dosis total del uranio enriquecido incorporado.

Resultados

Un total de 200 trabajadores de plantilla con riesgo de exposición interna en las instalaciones de ENUSA en Juzbado (Salamanca) han sido incluidos en los diferentes programas de vigilancia individuales establecidos por el Servicio de Dosimetría Interna del CIEMAT. Se evaluaron las incorporaciones crónicas anuales de uranio para 106 trabajadores con resultados >AMD; las dosis E(50) > 1 mSv/año se detectaron en el 50% de estos casos. La incorporación anual máxima corresponde al personal con exposición crónica durante 30 años, con E(50) = 5 mSv/año (López et al, HEIR2018).

Los incidentes ocurridos en la planta evaluados por CIEMAT han dado como resultado dosis E(50) < 1 mSv. Se informan a los trabajadores los resultados de las incorporaciones anuales con dosis E(50) > 0.2 mSv. El programa de vigilancia individual se complementa con muestreadores tipo SAS (Static Air Samplers) de medida de concentración de actividad en airesituados en las instalaciones de Juzbado.

Discusión

Se ha llevado a cabo un estudio preliminar del impacto en la evaluación de la dosis utilizando el nuevo modelo de uranio de acuerdo con la Publicación 137 de la ICRP (OIR Part 3, 2018) con reducción importante en el valor de la dosis efectiva comprometida E(50) para incorporaciones de óxidos de uranio.

Conclusiones

La dosimetría interna de los trabajadores de plantilla de ENUSA expuestos a la incorporación de uranio enriquecido durante el proceso de fabricación de combustible nuclear se lleva a cabo por el Servicio de Dosimetría Interna del CIEMAT. Los resultados de los bioensayos confirman incorporación por inhalación crónica de uranio enriquecido en Juzbado, con dosis E(50) < 5 mSv/año en todos los casos y dosis < 1 mSv/año en el 50% de los casos.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 341

Desarrollo de un sistema dosimétrico basado en fotodiodos y fototransistores

Autores: Juan Román Raya¹ ; Pablo Escobedo Araque² ; Joaquín Montes Fernández³ ; Alberto J. Palma López⁴ ; Antonio Martínez-Olmos⁴ ; Damián Guirado Llorente⁵ ; Miguel A. Carvajal Rodríguez⁴

¹ Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario San Cecilio de Granada.

² Universidad de Granada

³ Hospital Universitario San Cecilio Granada

⁴ Departamento de Electrónica y Tecnología de Computadores, Universidad de Granada.

⁵ Hospital Universitario San Cecilio de Granada

Corresponding Author: juan95rr@gmail.com

Introducción

Los fotodiodos son dispositivos que producen una corriente (fotocorriente) cuando la luz incide sobre ellos. La sensibilidad de estos dispositivos puede aumentarse polarizándolos o incluyendo un transistor integrado para amplificar la corriente; en este último caso estamos ante un fototransistor.

Los fotodiodos y fototransistores no están diseñados para la detección de radiación ionizante. No obstante, existen fabricantes que han incluido centelleadores para realizar la traducción de radiación ionizante al espectro visible, mientras que otros autores han utilizado directamente fotodiodos PIN y fototransistores como detectores de radiación ionizante 1.

En este trabajo se presenta el desarrollo de un módulo lector, adaptado a un sistema dosimétrico previo, para las medidas de radiación ionizante con fotodiodos y fototransistores, así como su empleo en la caracterización de dos dispositivos comerciales.

Material y métodos

Como sistema lector se usó el dispositivo desarrollado por nuestro grupo para transistores MOSFET 2, al que se añadió un nuevo módulo lector para dispositivos optoelectrónicos. Este módulo consiste en un convertidor IV, basado en un amplificador operacional TL072 (Texas Instruments, USA), y un módulo de polarización que utiliza el DCDC conmutado MC34063 (Texas Instruments, USA).

Los dispositivos comerciales bajo estudio fueron el fototransistor BPW85B y el fotodiodo BPW34S, ambos de Vishay Siliconix (USA).

Para la irradiación se empleó el haz de rayos X de 6MV generado por un acelerador Siemens Artiste. Los dispositivos se introdujeron en una caja de cartón oscura, situada en el isocentro y entre láminas de RW3. Para un campo de 10 cm x 10 cm, se emplearon tasas de dosis absorbida entre 50 y 300 cGy/min.

Resultados y discusión

Se diseñaron y probaron diferentes redes de realimentación y filtrado para el convertidor IV; la más adecuada fue la de 4.7 MΩ, con un condensador de filtrado de 220 pF. Con esta configuración, gracias al convertidor analógico-digital de 16 bits, se consiguió una resolución de 0.2 nA, que resultó suficiente para las fotocorrientes producidas bajo las condiciones de irradiación descritas anteriormente.

Para evaluar si los dispositivos sufrían degradación, se realizó primero la caracterización en orden decreciente de tasas de dosis absorbida, y posteriormente en orden creciente. Los resultados se muestran en la Figura 4 y los ajustes en la Figura 3, las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura k=2. Puede apreciarse que se produce una significativa degradación de la sensibilidad para el caso del BPW85B debida, posiblemente, a los defectos producidos por la radiación en el transistor de amplificación de corriente. Esta degradación no se observa en el BPW34S, que muestra una sensibilidad media de 10.4 nC/cGy. Ambos dispositivos presentan una buena linealidad.

Conclusiones

El módulo diseñado ha resultado adecuado para la caracterización de los modelos de dispositivos optoelectrónicos estudiados. El dispositivo BPW34S es un prometedor candidato para ser sometido a una caracterización más profunda debido a que no presenta degradación y tiene una respuesta lineal.

Bibliografía

- 1 Andjelkovic et al. Radiation Measurements 2015;75:29-38.
- 2 Carvajal et al. Sensors and Actuators A 2016;247:269-276.

$I = a \cdot R + b$		a (nC/cGy)	b (nA)	R^2
BPW34S	300 → 50	10.41 ± 0.04	-1.96 ± 0.12	1.000
	50 → 300	10.38 ± 0.06	-1.84 ± 0.22	1.000
BPW85B	300 → 50	98.4 ± 0.4	-31 ± 12	0.9986
	50 → 300	73.2 ± 0.1	-4 ± 3	0.9998

Figure 867: Ajuste lineal de la respuesta de los dispositivos frente a la variación de la tasa de dosis absorbida.

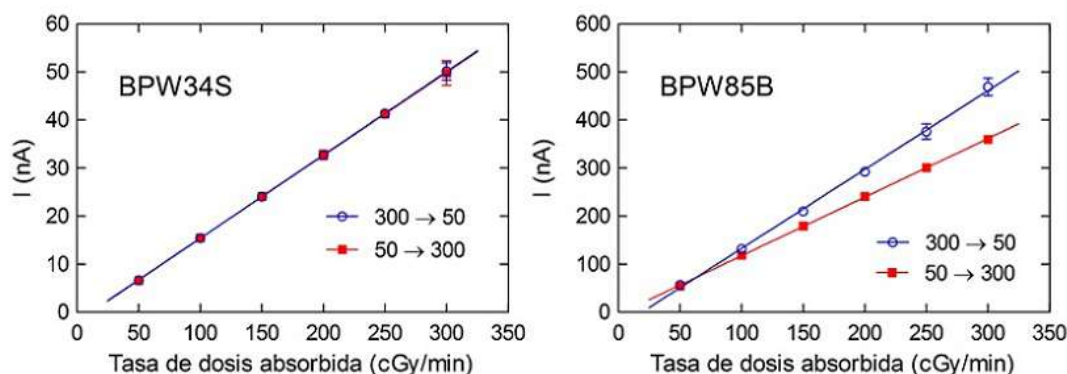


Figure 868: Corriente medida por los dispositivos estudiados frente a la tasa de dosis absorbida cuando se varía la tasa de dosis absorbida en orden decreciente y creciente. Las incertidumbres en algunos casos son menores que el tamaño de los símbolos que representan los puntos experimentales.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 335

Uso de fotorresistores con electrómetros convencionales como sistemas dosimétricos en radioterapia

Autores: Juan Román Raya¹ ; Joaquín Montes Fernández¹ ; Pablo Escobedo Araque² ; Alberto J. Palma López³ ; Damián Guirado Llorente¹ ; Miguel A. Carvajal Rodríguez³

¹ Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario San Cecilio de Granada.

² Universidad de Granada

³ Departamento de Electrónica y Tecnología de Computadores, Universidad de Granada.

Corresponding Author: juan95rr@gmail.com

Introducción

Las resistencias dependientes de la luz o fotorresistores (LDR) se utilizan comúnmente como sensores de luz visible. Sin embargo, también pueden emplearse como sensores de radiación ¹. El objetivo de este trabajo es utilizar LDR comerciales como detectores asociados a los electrómetros clínicos disponibles en los hospitales, de manera que tengamos dosímetros de bajo coste para los que no haya que diseñar un sistema de lectura específico.

Material y métodos

Se utilizaron tres modelos de LDR: NSL-19M51 (Silonex), VT43N2 (Excelitas Technologies) y NORPS-12 (Silonex), que se caracterizaron para un haz de fotones de 6 MV producido por un acelerador Siemens Artiste. Las LDR se situaron en el isocentro, entre láminas de agua sólida (RW3) a una profundidad de 2 cm, y se empleó un campo de irradiación de 10 cm x 10 cm.

Las LDR se conectaron mediante un cable TNC a un electrómetro PC Electrometer (Sun Nuclear), que se escogió entre los disponibles en nuestro hospital debido a que proporciona tensiones desde -400 V hasta +400 V en pasos de 1 V, y admite una corriente máxima de 50 nA.

Para minimizar el efecto de la luz ambiental, las LDR fueron recubiertas con esmalte de uñas negro y se introdujeron en una caja de cartón.

Resultados y discusión

Tras unas primeras irradiaciones de prueba con los tres modelos de LDR, se observó que todos producían una señal muy ruidosa y no resultaban adecuados como sensores de radiación en las condiciones usuales en radioterapia. Además, para el caso del modelo NORPS-12 se observó una respuesta más lenta que para los otros, por lo que se descartó.

Para los dos modelos restantes, debido al reducido rango dinámico de la corriente que admitía el electrómetro (hasta 50 nA), se optó por colocar pares de LDR en serie, de modo que se incrementase al doble la resistencia total, reduciéndose de este modo a la mitad la corriente producida cuando se polarizaban con una determinada tensión.

Para esos detectores contruidos por parejas, se midió la corriente producida para seis valores de tensión (30, 50, 80, 100, 130 y 150 V) y seis valores de tasa de dosis absorbida (50, 100, 150, 200, 250 y 300 cGy/min). Para el modelo VT43N2 se encontró una relación lineal entre la corriente y la tasa de dosis absorbida para tensiones de 30 V y 50 V, mientras que para tensiones mayores se alcanzó la saturación de la señal para los valores más altos de la tasa (figura 2A). Para el modelo NSL-19M51 se encontró una relación lineal para tensiones superiores o iguales a 80 V (figura 2B). Los ajustes lineales para la respuesta de los detectores se muestran en la Figura 1. Las incertidumbres corresponden en todos los casos a un factor de cobertura $k=2$.

Conclusiones

Estos resultados muestran que es posible emplear electrómetros de uso común en radioterapia asociados a LDR como sistemas dosimétricos. Las LDR conectadas en serie son buenas candidatas para su caracterización como dosímetros debido a su respuesta lineal y, en particular, el modelo VT43N2 por su buena relación señal-ruido.

Bibliografía

1 Odeh AS. Radial Phys Chem 1994;44: 61-62.

$I=a \cdot R+b$		a (nC/cGy)	b (nA)	R^2
VT43N2	30 V	2.94 ± 0.12	1.6 ± 0.4	0.998
	50 V	4.7 ± 0.4	2.3 ± 1.3	0.992
NSL-19M51	80 V	0.468 ± 0.017	-0.42 ± 0.05	0.998
	100 V	0.70 ± 0.03	-0.13 ± 0.11	0.997
	130 V	0.833 ± 0.024	-0.42 ± 0.06	0.999
	150 V	0.98 ± 0.06	0.32 ± 0.18	0.996

Figure 869: Ajustes lineales de la intensidad de corriente medida frente a la tasa de dosis absorbida para los dos modelos de LDR probados.

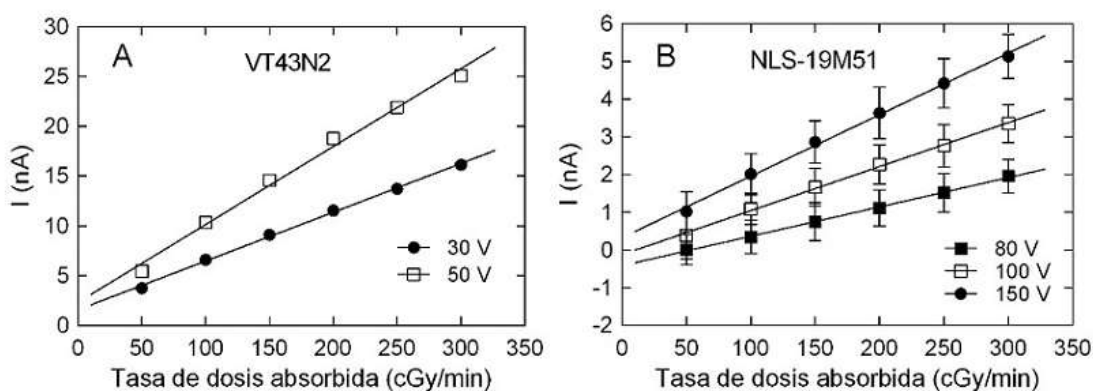


Figure 870: Corriente medida para dos de los dispositivos en función de la tasa de dosis absorbida para distintos valores de la tensión de polarización. También se muestran mediante líneas continuas los ajustes lineales. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k=2$ y en A son menores que los símbolos utilizados para representar los datos experimentales.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 293

Evaluación Electromagnética de la Exposición Originada por Hot-spots Procedentes de los Smart Meters en Entornos Hospitalarios.

Autores: Victoria Ramos¹ ; María Angeles Trillo² ; José Angel Hernández³ ; Luis E. Rabasa³

Co-autor: Jolanta Karpowicz⁴

¹ Instituto de Salud Carlos III

² Hospital Universitario Ramón y Cajal-IRYCIS,

³ Consorcio Hospitalario Universitario de Canarias

⁴ Laboratory of Electromagnetic Hazards

Corresponding Author: angeles.trillo@hrc.es

Introducción: Los sistemas de medición inteligente (SM, Smart Meters) que caracterizan el consumo de agua, electricidad, gas, etc., y que utilizan la transferencia inalámbrica de datos, forman parte de las fuentes de exposición electromagnética (EMF) localizada, también en los entornos de atención médica. El impacto sobre la salud y la seguridad ambiental de esta tecnología está creando preocupación en el público.

Material y Métodos: Se ha realizado la caracterización y evaluación de las exposiciones localizadas (hot-spots o puntos calientes) cerca de los SM en dos centros médicos (Santa Cruz de Tenerife, España y Varsovia, Polonia), con respecto a la exposición de pacientes, trabajadores y dispositivos médicos próximos. Los SM disponen de interfaces inalámbricas tanto red de área local como a través de la red de telefonía móvil, red dedicada e incluso tarjetas SIM de uso común. Se evaluó el componente eléctrico (campo E) de la exposición electromagnética de radiofrecuencia (EMF-RF) a lo largo del tiempo y a diferentes distancias (8-100) cm. Las mediciones se realizaron de forma continua durante varias horas para evaluar la exposición en condiciones normales de funcionamiento por medio de los dosímetros EME SPY 200 (Satimo, Francia, en el rango de frecuencia 80 MHz - 5,8 GHz, con el rango de medición 0,005-5 V/m).

Resultados: En Santa Cruz de Tenerife, España, se observó la utilización del canal de enlace ascendente de la red GSM en la banda de frecuencia de 880-915 MHz y el SM incluye un módem GSM / GPRS. En Varsovia, se observó el uso del canal de enlace ascendente de la red UMTS en la banda de frecuencia de 1920-1980 MHz y el sistema se registra a través de una tarjeta SIM. Los resultados de Santa Cruz (Fig. 1 a, b), y de Warszawa muestran la distribución característica de los niveles de la intensidad del campo E cuando se provoca la transmisión de datos por pulsos EMF-RF desde el dispositivo SM: a) valor de pico y b) valor medio. Los datos metrológicos obtenidos revelan que los niveles máximos de E (valores pico junto al SM) emitidos, corresponden aproximadamente al 3,6% del Nivel de Acción, para el SM del consumo de agua y al 1,7% para el SM de la electricidad, según los criterios establecidos en la Directiva Europea de 2013 de protección contra el daño térmico. En el caso del público en general presente junto a los SM (pacientes o sus familiares) los niveles máximos de E con respecto a la Recomendación Europea en 1999 corresponden a aproximadamente 7,8% y 3,7% de los niveles de referencia relevantes, para el agua y la electricidad SM, respectivamente.

Discusión: Los resultados presentados se han realizado en las áreas urbanas. Como se muestra en las Fig. 1-2, a distancias cortas del dispositivo probado, el nivel máximo campo E puede exceder el nivel de 3 V / m. Los dispositivos SM ubicados cerca de los dispositivos médicos en uso o lugares accesibles para los pacientes y el personal de atención médica, pueden causar puntos calientes de exposición a EMF-RF que excedan el nivel de 3 V / m, que se establece en la norma IEC para probar la inmunidad electromagnética de equipos electromédicos.

Conclusiones: Se puede concluir que no existe riesgo de daño térmico debido a la exposición a las emisiones registradas. Sin embargo, los SM pueden causar un mal funcionamiento en los dispositivos médicos en el entorno de atención médica específica, lo que requiere atención (con respecto a la seguridad de los dispositivos médicos e implantes), incluso cuando no causan peligros directos (térmicos) para los seres humanos. Se plantea la necesidad de atención y de estudios más amplios.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 277

CARACTERIZACIÓN DE UN DETECTOR DE CENTELLEO DE CEBR3 EN DISTINTAS CALIDADES DE RAYOS-X SEGÚN LA NORMA ISO 4037/1:1996

Autor: M^a del Carmen Noguerales Bartolomé¹

Co-autores: Virginia Fernández Bedoya¹ ; Miguel Embid Segura¹ ; Alicia Álvarez García¹

¹ CIEMAT

Corresponding Authors: miguel.embid@ciemat.es, alicia.alvarez@ciemat.es

Introducción:

Debido a la necesidad de disponer de resultados fiables de medidas radiológicas asociadas tanto a proyectos de investigación del SPR como a vigilancias radiológicas en varias instalaciones del CIEMAT se ha realizado la caracterización de un detector de centelleo de CeBr₃.

El objeto de este trabajo es evaluar la respuesta de un detector de CeBr₃ a las distintas calidades de Rayos X establecidas en la Norma ISO 4037/1:1996, en concreto la serie L (Baja tasa de kerma en aire), serie N (espectro estrecho) y serie W (espectro ancho). Se ha realizado en el laboratorio de referencia para rayos X en niveles de protección (IR14D) perteneciente al Laboratorio de Metrología de Radiaciones ionizantes (LMRI) del CIEMAT.

Materiales y Métodos:

El laboratorio de referencia para rayos X dispone de 2 equipos de generación de Rayos X, unidades de rayos X Philips MC 103 (tensión de polarización hasta 100kV) y MG 325 (tensión de polarización hasta 320kV), con filtros adicionales de aluminio, cobre, estaño y plomo de alta pureza para obtener las radiaciones de referencia según la Norma ISO 4037/1:1996.

La bancada del laboratorio consta de un banco de posicionamiento de 4 m de longitud y un sistema de haces de alineación láser que permiten situar los objetos a una distancia determinada en el eje del haz de radiación. En la fig .1 se muestra la posición del detector respecto al irradiador en medidas de radiación directa.

El detector de CeBr₃ de 1.5"x1.5" está revestido de una carcasa de aluminio herméticamente sellada y conectado a un módulo electrónico que incluye un tubo fotomultiplicador, protector magnético de luz y conexión a un ordenador personal que dispone de un programa de análisis comercial, Genie 2000 para visualizar y analizar los espectros obtenidos.

Resultados:

La norma ISO 4037-1 establece cuatro series de radiación X de referencia en niveles de protección, caracterizadas por la resolución del espectro:

L: Baja tasa de kerma en aire (resolución 18 % a 22 %)

N: Espectro estrecho (27 % a 37 %)

W: Espectro ancho (48 % a 57 %)

Alta tasa de kerma en aire (tasa de kerma en aire de 0,01Gy/h a 0,5 Gy/h).

Se adquirieron y analizaron espectros de las series L, N y W y sin obturador, en total 74, tanto para medidas directas como para radiación dispersa, En la Fig.2, se recogen los espectros obtenidos para la serie L.

Discusión:

Los espectros obtenidos son coherentes con los espectros esperados según la norma ISO 4037-1, adaptados a las particularidades del detector empleado (en este caso emisión de rayos X y activación intrínseca del Ce⁺³ e impurezas de ²²⁷Ac). En presencia de un campo de radiación y por comparación con estos espectros se puede confirmar la naturaleza del campo (Rayos X) y su calidad.

Conclusiones:

La caracterización radiológica de campos de rayos X con detectores de centelleo exige realizar previamente un estudio como el descrito. El estudio realizado para caracterizar el detector de CeBr₃

permite su utilización en la vigilancia radiológica de campos de Rayos X proporcionando información sobre la calidad de los mismos



Figure 871: enter image description here

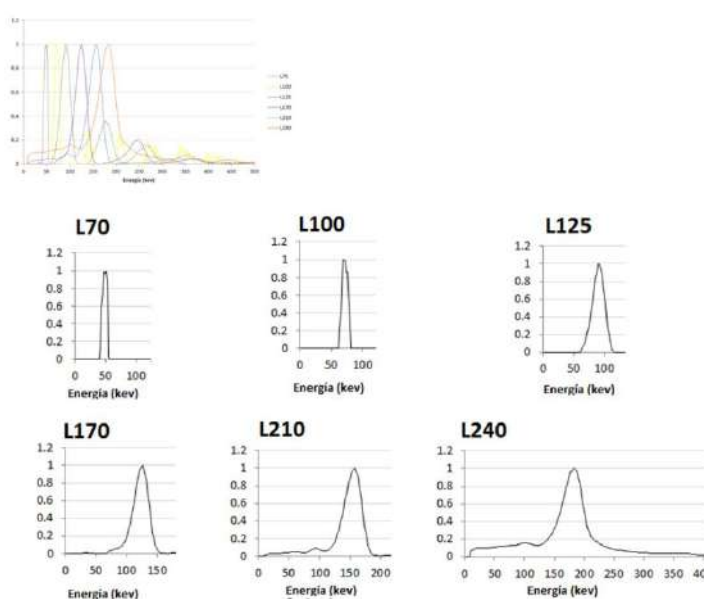


Figure 872: enter image description here

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 270

Caracterización preliminar de la emisión roja (650 nm) termoluminiscente de TLD-500

Autores: Iciar Sarasola¹ ; Virgilio Correcher¹ ; Carla Muñoz Rodríguez¹ ; Javier García-Guinea² ; José María Gómez Ros¹

¹ CIEMAT

² MNCN-CSIC

Corresponding Author: iciar.sarasola@ciemat.es

Introducción: El Al₂O₃:C (TLD-500) es un material de gran interés en el campo de la dosimetría personal y ambiental debido a la excelente correlación que hay entre la respuesta luminiscente y su sensibilidad a la radiación ionizante. Habitualmente, la estimación de dosis con TLD-500 se lleva a cabo en la región espectral del UV-azul (400 nm) ya que los lectores TL/OSL (Thermoluminescence/Optically Stimulated Luminescence) convencionales están adaptados para medir la emisión en este rango del visible. En el trabajo que aquí se presenta, se realiza un estudio preliminar de la sensibilidad del TLD-500 empleando un filtro rojo (Melles-Griot FIB014, centrado en 650 nm con una FWHM de 80(16) nm) con la dosis. Además del estudio de TL del material, el TLD-500 ha sido previamente caracterizado empleando Espectroscopía de Rayos X de Energía Dispersiva (EDS) y Catodoluminiscencia (CL).

Materiales y métodos: La caracterización TL del material se realizó utilizando el sistema automatizado TL-DA-12 desarrollado por Risø National Laboratory disponible en el Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT). Las medidas se llevaron a cabo en una atmósfera de nitrógeno, aplicando una tasa de calentamiento de 5 °C/s con lectura hasta 400°C. Los espectros de CL se midieron utilizando un detector Gatan MonoCL3 con un tubo fotomultiplicador PA-3 asociado al modelo XLS30 ESEM en el rango espectral de 250 a 850 nm. La excitación para las medidas de CL se proporcionó en haz de electrones a 27 kV. Se empleó el equipo de CL del Museo Nacional de Ciencias Naturales de Madrid (MNCN-CSIC). La caracterización química de las muestras se ha llevado a cabo mediante EDS, con el equipo ESEM disponible en el MNCN-CSIC.

Resultados y discusión: El TLD-500 muestra que en la mencionada zona espectral (i) el material es sensible a la radiación cuando es expuesto con dosis de (al menos) 10 mGy, (ii) exhibe una alta estabilidad térmica con una variación de la intensidad de la señal TL inferior al 0.95% (respecto al valor medio de las intensidades obtenidas) empleando ciclos de irradiación-lectura consecutivos (test de reutilización), (iii) presenta una respuesta lineal con la dosis en el rango de 10-100 mGy con coeficientes de regresión lineal superiores a 0,999, (iv) la estabilidad de la señal de TL (fading) presenta variaciones inferiores al 3 % tras aumentar los períodos de almacenamiento hasta 672 h (1 mes) y (v) la presencia de tres grupos de componentes donde se considera la posibilidad de que coexistan, desde un punto de vista estructural, una distribución continua y discreta de trampas.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 236

Aplicación del control estadístico de procesos a los datos históricos de las pruebas de estabilidad de la cámara patrón secundario nivel radio protección del Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica de Guatemala (SSDL-GUA).

Autor: Edgar Andres Monterroso Urrutia¹

¹ Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (SSDL-GUA), Ministerio de Energía y Minas de Guatemala

Corresponding Author: edgar.andres.monterroso@gmail.com

Introducción. El control estadístico de procesos (SPC) ha demostrado ser una herramienta útil en el campo de la radioterapia para monitorizar y mantener la variabilidad de las mediciones de control dentro de especificaciones dadas. El SSDL-GUA presenta un análisis histórico de los datos obtenidos desde abril 1993 hasta febrero 2013 de las pruebas de estabilidad realizadas a la cámara de ionización, patrón secundario nivel radio-protección, utilizando la fuente de control de estabilidad (RSCD) de

Sr-90. Este periodo de 20 años comprende el tiempo entre calibraciones ante el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA).

Material y métodos. Se trabajó con la siguiente configuración: cámara NE 2575 (#457), electrómetro Farmer 2570/1 (#1008), fuente de control de estabilidad (RSCD) NE 2576 A (#294) de Sr-90, barómetro Negretti Aviation MK2 (#F025) y varios termómetros. Se utilizó la RSCD para obtener la desviación porcentual de la respuesta, de la carga colectada corregida por presión y temperatura, respecto al valor de referencia corregido por el decaimiento radiactivo. Es decir, se calculó el error relativo intrínseco. Se analiza la información histórica siguiendo la metodología del SPC utilizando los gráficos de control de Shewhart para mediciones individuales y estimando la conformidad del proceso respecto a especificaciones, utilizando las capacidades del proceso (C_p y C_{pk}).

Resultados. Con niveles de especificación de $\pm 0.75\%$, $\pm 1.00\%$, $\pm 1.05\%$, y $\pm 1.25\%$ se obtuvieron valores de C_p y C_{pk} de: 1.191 y 0.565; 1.588 y 0.962; 1.667 y 1.041; 1.985 y 1.359, respectivamente.

Discusión: En la gráfica que presenta el error relativo intrínseco se pueden observar tendencias de los años 1993 a 1995 y de 2008 a 2010 lo cual indica la ocurrencia de uno o varios errores sistemáticos. Según los valores de C_p se puede considerar que las pruebas de estabilidad, a pesar de la ocurrencia de los errores sistemáticos, cumplen con valores de tolerancia menores del 1.00%.

Los valores de C_p no toman en cuenta la posición en la que está centrado el proceso, esto implica que se pueden tener $C_p > 1.0$ y tener resultado que no está dentro especificaciones. Sin embargo C_{pk} si considera en donde está centrado el proceso. De esta cuenta se tiene que los valores de C_{pk} si cumplen al trabajar tolerancias de $\pm 1.05\%$.

Conclusiones: En términos generales se considera que el proceso ha estado bajo control estadístico y se han generado valores con tolerancias aceptables para un SSDL, así como para la práctica de radio-protección. La configuración presentada puede cumplir con especificaciones de $\pm 1.05\%$.

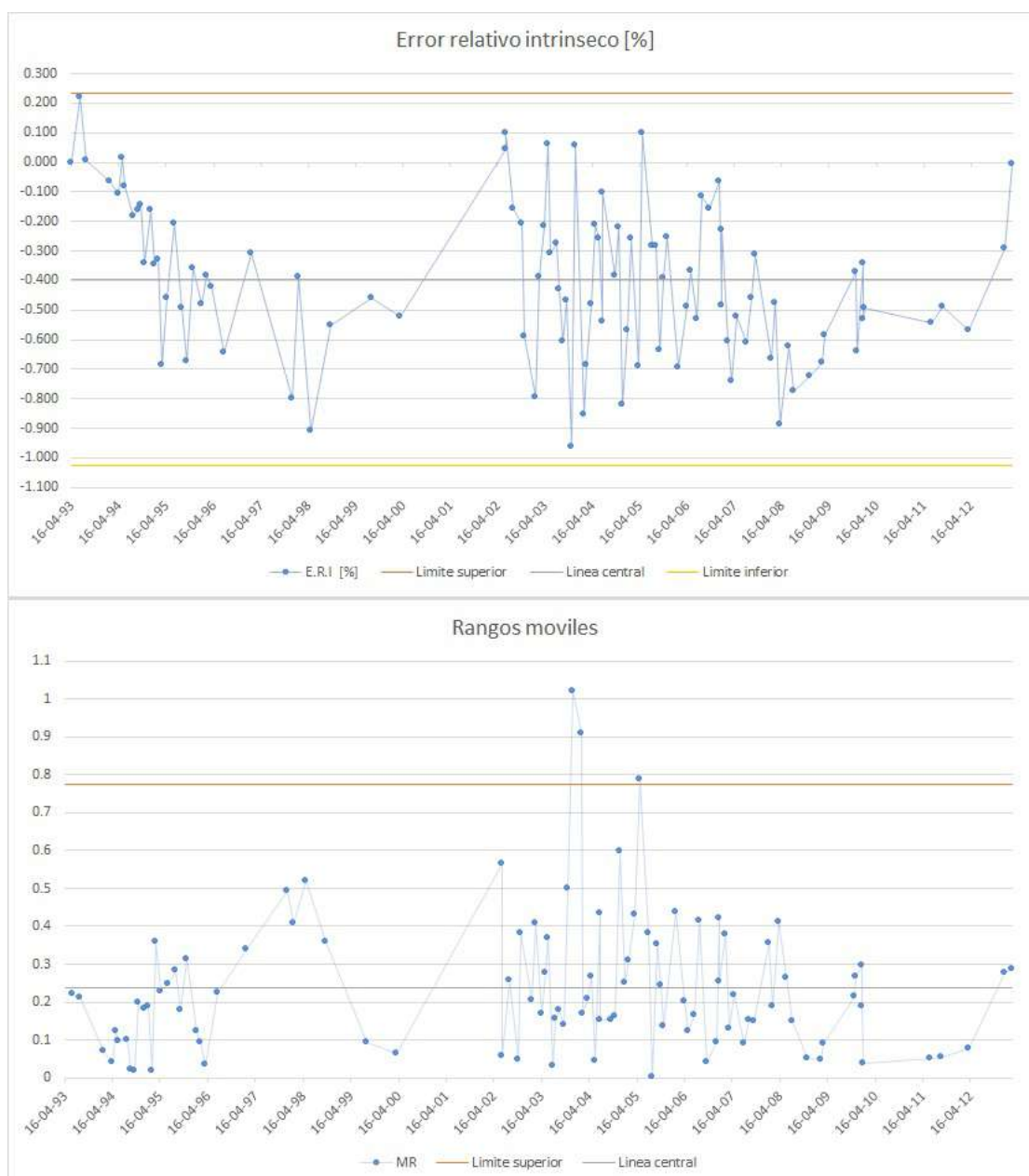


Figure 873: Resultados. Graficas del error Relativo intrínseco y de los rangos móviles.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 228

EVALDE: Un sistema automatizado de gestión y control de datos para el Laboratorio de Dosimetría Personal Externa.

Autores: José Francisco Benavente Cuevas¹ ; Ana Maria Romero Gutierrez¹ ; Rafael Rodriguez Jimenez¹ ; Jose Luis Lopez Moyano¹

¹ Cimat - Servicio Dosimetría Radiaciones

Corresponding Author: jf.benavente@ciemat.es

Introducción:

El Servicio de Dosimetría Personal Externa del Ciemat (DPE) está acreditado por la norma ISO-17025 para la determinación de la dosis equivalente personal mediante dosímetros termoluminiscentes. El sistema de calidad implantado exige un continuo esfuerzo para identificar las posibles acciones de mejora, especialmente aquellas que permitan adaptar los procedimientos técnicos a las nuevas capacidades de las tecnologías de la información. En el DPE se han ido desarrollando una serie de herramientas de software, principalmente hojas Excel y macros VisualBasic.net, mediante las cuales se comprueba el cumplimiento de los parámetros de calidad establecidos en los procedimientos. Esto genera un enorme conjunto de datos, asociados a los controles de calidad diarios, Factores Individuales de Corrección de la sensibilidad, etc, cuyo volumen requiere un esfuerzo de control y administración. Por ello, se ha creado "EVALDE.exe" una aplicación de consola, desarrollada íntegramente por y para el DPE. Esta herramienta tiene un doble objetivo: controlar el uso de dichas plantillas Excel y automatizar la gestión de los flujos de datos generados, implantando un modelo de chequeo y análisis de los mismos.

Material y métodos:

La aplicación EVALDE.exe se ha desarrollado en base a un modelo de dos capas (Cliente-BBDD), usando las últimas versiones VisualBasic.net, usando un entorno de desarrollo VisualStudio.net.

Los datos se almacenan en un conjunto de archivos de texto plano, generado por los lectores de dosímetros, o en una base de datos Access que tiene implantada una compleja estructura de tablas relacionadas, útiles para una gestión eficaz de los datos.

Las hojas de cálculo Excel, se han transformado en plantillas Excel para un mejor control de estas por la aplicación de Consola, y se les han incorporado unas macros desarrolladas en Visual Basic for Application, que consta de dos módulos: el primero para la obtención y modificación los datos involucrados en cada proceso, y el segundo que implanta un sistema de chequeo del estado del conjunto de datos.

Resultados:

El resultado es una aplicación informática, EVALDE, (Figura 1.), que no solo gestiona las plantillas Excel durante los procesos del laboratorio, sino que además, realiza una función de chequeo y control de los resultados de cada proceso (Figura 2.), verificando el cumplimiento de las condiciones establecidas en los procedimientos desarrollados en el servicio y avisando de posibles desviaciones del sistema de calidad.

Conclusiones:

Un buen diseño de la automatización de los procesos del laboratorio disminuye la probabilidad del error humano y contribuye a la detección inmediata de las posibles desviaciones de los parámetros de calidad establecidos. Actualmente existe una amplia gama de herramientas de software, tanto libre como de uso bajo licencia, flexibles a desarrollos internos, que permiten adaptarse a los procedimientos técnicos específicos de cada laboratorio.

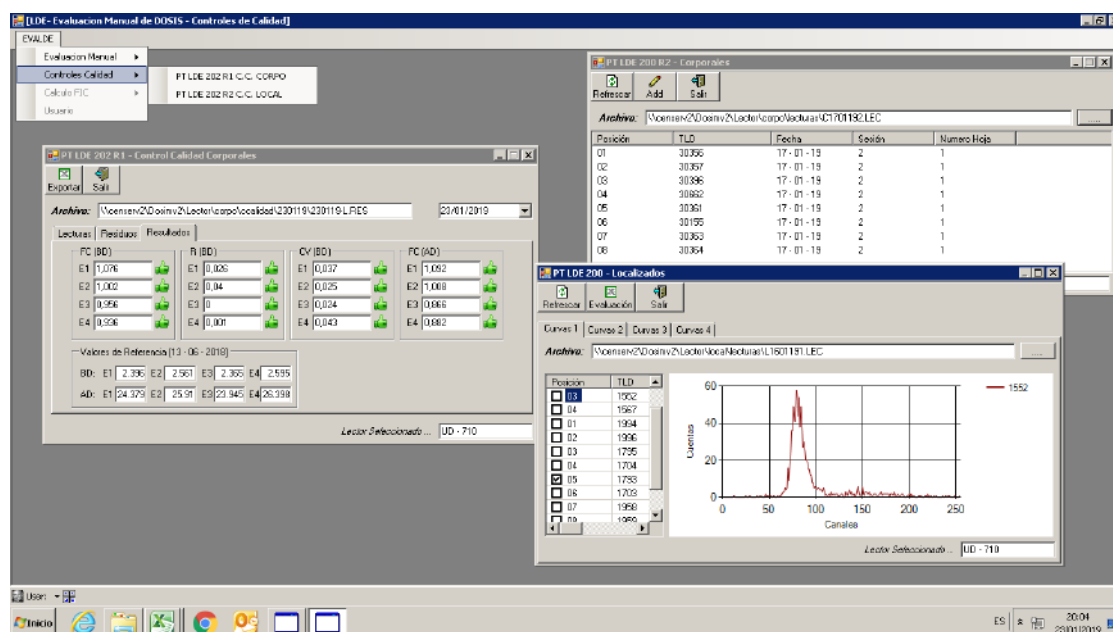


Figure 874: Figura 1. Imagen de la Aplicación Evalde



Figure 875: Figura 2. Flujo de Datos Evalde

GAMMA ALEDIN PARA EL EMPLEO DE EU-152 COMO ISÓTOPO DE CALIBRACIÓN DE EQUIPOS DE MEDIDA DE RADIATIVIDAD CORPORAL”

Autores: Javier Tenajas Polo¹; Estela García Elena¹; Borja Bravo Pérez-Tinao¹; Anahí Elisabeth Martínez López¹; Eduardo Sollet Sañudo^{None}; Elisur Serrano Calvo²

¹ Tecnatom

² Helgeson Scientific Services

Corresponding Author: jtenajas@tecnatom.es

Introducción

El Eu-152 es una fuente muy utilizada en espectrometría gamma con detectores de alta resolución tanto para calibración como para chequeos periódicos de la eficiencia. Sus características hacen de este radionucleido muy útil de cara a su empleo en equipos de dosimetría interna. Por un lado, su elevado periodo de transformación nuclear permite la construcción de maniqués antropomórficos de carácter sólido, que permiten un uso a largo plazo, y a su vez evitan la posible pérdida de material de la fuente por fugas debido a posibles desperfectos de su uso continuado.

Otra ventaja fundamental del uso del Eu-152 en espectrometría gamma en dosimetría interna es que esta fuente cubre con sus líneas de energía todo el espectro energético de interés para la detección y cuantificación de productos de fisión y activación emisores gamma que se pueden encontrar en las centrales nucleares en operación y en desmantelamiento.

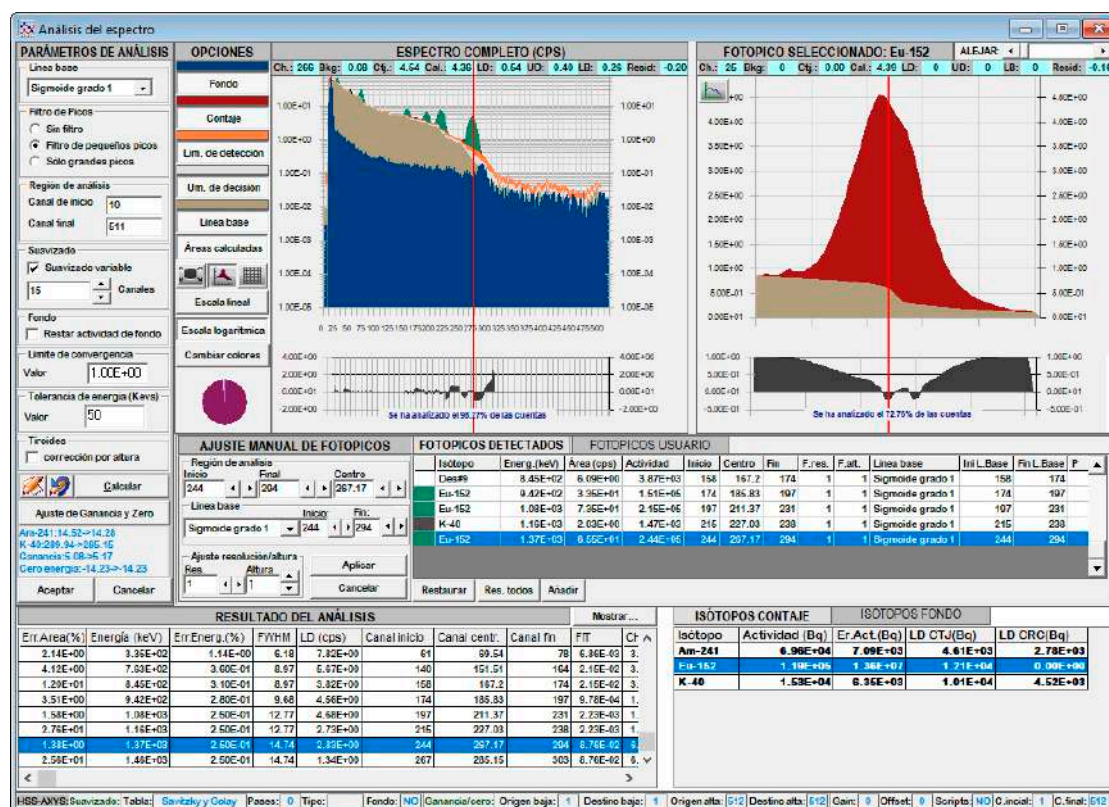


Figure 876: enter image description here

Figura 1.- Espectro gamma del maniquí de Eu-152 en el Software de análisis de espectros Aledin.

Sin embargo, en los detectores de NaI, el empleo de estas fuentes plantea dificultades al presentar un espectro complejo y una contribución de efecto compton en los picos de medias energías bastante significativo.

Material y método

Se ha planteado la utilización de un maniquí BOMAB, representativo del hombre estándar, conteniendo un patrón de actividad de Eu-152 en forma líquida trazable a laboratorios de referencia internacionales distribuido homogéneamente en su interior.

En el análisis de las medidas efectuadas a dicho maniquí, se ha contado con el empleo de la herramienta de análisis de espectros Aledin, durante cuyo proceso de mejora se han abordado las problemáticas antes mencionadas:

1. Determinación de los rendimientos de emisión de los fotopicos que se observan en los espectros obtenidos con detectores de NaI, dado que en un espectro de una fuente de Eu-152 en este tipo de detectores se observan fundamentalmente 7 fotopicos mientras que las líneas de energía gamma del Eu-152 son 41.

1. Determinación de la línea base de algunos fotopicos sometidos a Comptons elevados procedentes de los picos de energía superior. En efecto, cuando se analiza un espectro de Eu-152 obtenido con detectores NaI se observa que con cuatro fotopicos se obtienen actividades cercanas o iguales a la actividad real de la fuente, pero con los otros tres fotopicos del espectro la actividad obtenida es sensiblemente inferior a la real de la fuente.

Resultados y conclusiones

En esta ponencia se describe cómo se han solucionado los dos problemas planteados al utilizar una fuente de Eu-152 en un maniquí antropomórfico de calibración para los contadores de radiactividad corporal con detectores NaI, permitiendo así el uso de este tipo de fuente que ofrece una alternativa al cóctel habitual, y con ello una reducción del riesgo en la manipulación del maniquí.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 207

Puesta en marcha del servicio de calibración en niveles de terapia Megavoltaje en el RPL (USC)

Autores: Diego Miguel González Castaño^{None} ; Nicolás Gómez Fernández¹ ; Faustino Gómez Rodríguez² ; Miguel López Sánchez³

¹ Laboratorio de Radiofísica USC

² Universidad de Santiago de Compostela

³ Hospital Universitario Lucus Augusti

Corresponding Author: diego.gonzalez@usc.es

Introducción

La calibración dosimétrica de un acelerador lineal de radioterapia (LINAC) mediante cámara de ionización (CI) necesita factores de corrección por calidad de haz (k_Q). Estos factores corrigen la diferencia de respuesta de la CI en dosis absorbida en agua debido a la diferente calidad del haz clínico respecto al haz de calibración de ^{60}Co .

Existen factores k_Q tabulados para CIs 1 en función de un indicador del espectro de Megavoltaje (calidad del haz), por ejemplo el TPR_{20,10}. Estos factores tienen una incertidumbre relativa típica de 1.5%.

Una alternativa es la calibración directa de la CI en haces de Megavoltaje. Esta opción existe cada vez en más laboratorios de calibración. Entre las ventajas se encuentran la reducción de incertidumbre del coeficiente de calibración $N_{D,w,Q}$ respecto al caso de calibración en ^{60}Co y uso de valor tabulado y la posibilidad de obtener coeficientes de calibración $N_{D,w,Q}$ para CIs cuyo k_Q no se encuentre tabulado en los protocolos actuales.

Material y Métodos

El RPL dispone de LINAC con calidades de haz de 6 MV y 15 MV para las cuales ha desarrollado un procedimiento de calibración de CI en dosis absorbida en agua.

El patrón de dosis absorbida en agua es un conjunto CI-electrómetro calibrado en laboratorio primario en haz de ^{60}Co cuyos factores k_Q en las calidades del RPL han sido obtenidos mediante

simulación Monte Carlo y mediante un procedimiento de caracterización validado experimentalmente.

Se han estudiado cuidadosamente las condiciones de calibración y la reproducibilidad del procedimiento del RPL. Se han realizado numerosas comprobaciones experimentales de la congruencia de los factores de corrección obtenidos y también una inter-comparación con laboratorio de calibración primario.

Resultados

La validación experimental de la caracterización del modelo Monte Carlo del LINAC arroja diferencias relativas menores que 0.5% en dosis para todos los puntos evaluados en el eje y fuera de eje para campos de radiación de 5 cm x 5 cm a 15 cm x 15 cm.

Los k_Q así obtenidos son 0.992 y 0.976 para TPR_{20,10} de 0.667 y 0.760 respectivamente.

La reproducibilidad de tasa de dosis en agua medida en haces de 6 y 15 MV es 0.1% y la de coeficientes de calibración es 0.1% para ICs de tipo Farmer o de tipo IBA CC04.

La incertidumbre relativa expandida asociada a la calibración en haz de Megavoltaje en el RPL es de 1.2%, $k=2$.

Discusión

Los niveles de reproducibilidad conseguidos en el procedimiento de calibración en megavoltaje del RPL, han permitido alcanzar una incertidumbre típica relativa que permite a los usuarios de radioterapia obtener una medida en dosis de referencia con menor incertidumbre que aquella asociada al coeficiente de calibración en 60-Co. Esto redunda en una mayor calidad de medida en los servicios de radioterapia.

Conclusiones

El RPL ofrece actualmente servicios de calibración para cualquier tipo de cámara de ionización de niveles de terapia en la magnitud dosis absorbida en agua en calidades de haz de Co-60, 6 y 15 MV.

Referencias

1 IAEA TRS-398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 202

Estimación de dosis en cristalino en Litotricia mediante el uso de dosimetría electrónica.

Autores: Francisco Blázquez Molina¹ ; Jose María Chimenó Hernández²

Co-autores: Juan Ignacio Villaescusa Blanca³ ; Juan Manuel Campayo Esteban¹ ; Pilar Gras Miralles³

¹ Hospital Universitario y Politécnico La Fé

² Hospital Universitario y Politécnico La Fe

³ Hospital Universitario y Politécnico La Fé

Corresponding Authors: fblazquezm@gmail.com, jochiher@gmail.com

1. Introducción.

Como respuesta a la reducción de los límites de dosis en cristalino según la directiva 2013/59/EURATOM, se hace necesario un estudio pormenorizado de los profesionales susceptibles de alcanzar dichos límites. El objetivo de este estudio es estimar el riesgo radiológico de los urólogos intervencionistas la sección de Litotricia del HUIP La Fe.

2. Material y métodos.

Para la evaluación del riesgo radiológico se emplean dosímetros electrónicos modelo WPD-GDES, calibrados en $H_p(10)$, situados en el pecho del profesional durante cada intervención. Se toman

medidas de dosis para todos los tipos de intervenciones llevadas a cabo en el servicio, en el que se emplean dos equipos Lithoskop Polydoros SX65 (Siemens), por cuatro urólogos distintos. Se relaciona dicha medida con una estimación de dosis en cristalino así como con valores más fácilmente medibles, como el producto dosis-área (PDA).

3. Resultados.

Los resultados obtenidos hasta la fecha se presentan en la tabla 1. En ella se recogen para cada profesional: los valores medios mensuales de las dosis medidas en el pecho sobre el delantal plomado; el valor medio mensual de PDA; una estimación de la dosis absorbida en cristalino, considerando el cambio de magnitud de $H_p(10)$ a $H_p(3)$, el cambio de posición (desde el pecho hasta el cristalino) y el uso de gafas plomadas; y una estimación de la dosis anual en cristalino.

	Dosis mensual en el pecho (mSv)	Media PDA mensual ($\mu\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$)	Estimación dosis mensual en cristalino (mSv)	Estimación dosis anual en cristalino (mSv)
Urólogo 1	3,41	3480	0,77	9,20
Urólogo 2	0,33	2608	0,07	0,90
Urólogo 3	1,76	1758	0,40	4,75
Urólogo 4	0,20	1561	0,04	0,53

Figure 877: Resultados obtenidos y estimaciones de dosis para urólogos del Servicio de Litotricia.

La relación entre el PDA y la dosis absorbida en cristalino se muestra en la Fig. 2. Se realiza un ajuste lineal, resultando un ratio de $(3,5 \pm 0,5) \cdot 10^{-5} \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2 / \text{mSv}$.

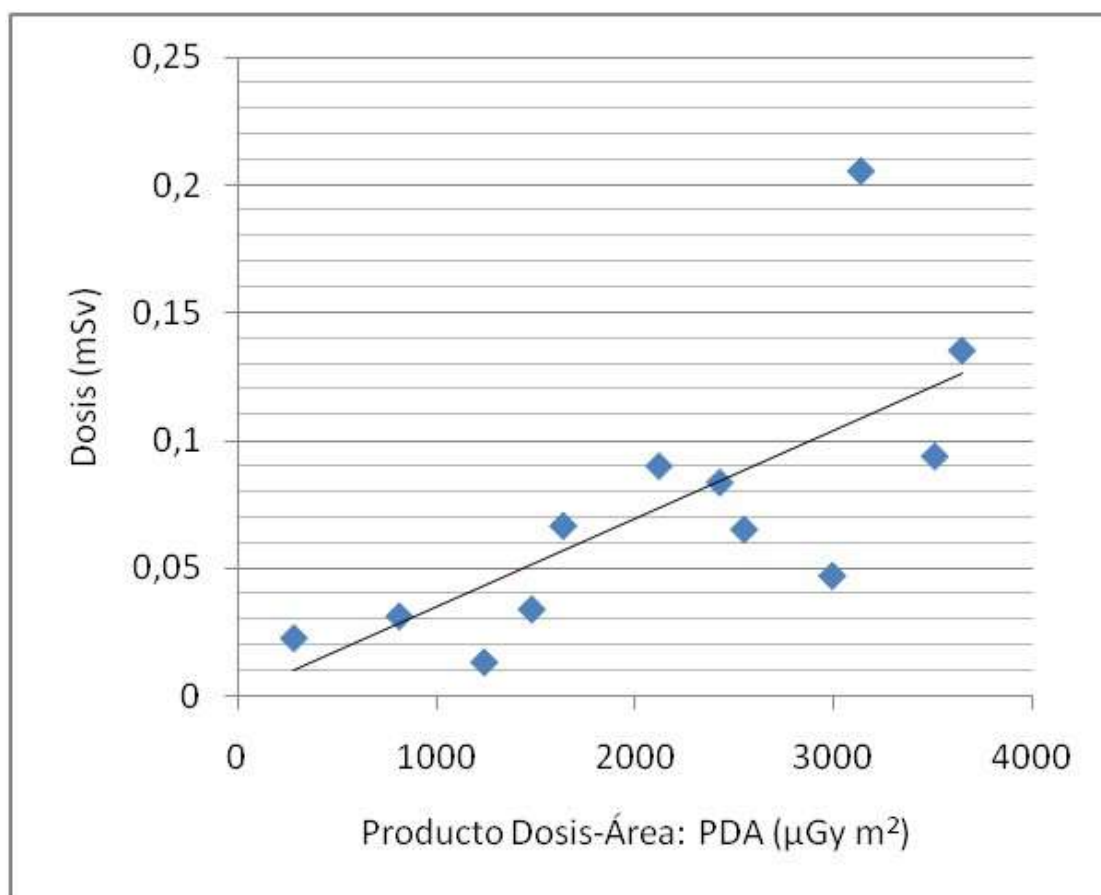


Figure 878: Relación Dosis en cristalino-PDA.

4. Discusión.

Los resultados obtenidos muestran valores dispares para cada profesional. Esto se debe a que cada uno de ellos realiza mayoritariamente un tipo de intervención. Se miden niveles de dosis que podrían alcanzar la mitad del límite permitido.

En cuanto a la relación PDA/dosis, el valor obtenido es cercano al reportado en la bibliografía para urólogos: $8,4 \cdot 10^{-5} \text{Gy} \cdot \text{cm}^2/\text{mSv}$, Medici et al. (2017). Para otros profesionales, la relación está entre $3 \cdot 10^{-6} - 1 \cdot 10^{-4} \text{Gy} \cdot \text{cm}^2/\text{mSv}$, Martín (2009).

5. Conclusiones.

Se aprecia la necesidad de controlar la dosis absorbida en cristalino de los urólogos intervencionistas, ya que alcanzan la mitad del límite en algunos casos. Hasta el momento, no se les ha considerado un grupo en riesgo de superar el límite de dosis en cristalino, circunstancia que se encuentra actualmente en revisión.

Pósteres Detección y medida radiaciones / 195

Comparación de reproducibilidad en la medida de R50 de haces de electrones con cámara de ionización planoparalela frente a array de cámaras modelo Geske

Autores: Roberto Martínez Cobo¹ ; Rafael Jesús Martínez Luna¹ ; Jorge Ordóñez Márquez¹ ; Esperanza Macarena Benítez Villegas¹ ; Fernando Simancas Ortiz de Zárate¹

¹ Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba

Corresponding Author: melquiadesroberto@gmail.com

Introducción

Un indicador de la calidad espectral de un haz de electrones es el valor de hemiabsorción en agua (R50) en el perfil del rendimiento de dosis en profundidad (PDD). Una forma, que puede considerarse como “clásica”, de determinarlo, es utilizando un analizador automático de haces (AAH) con una cámara planoparalela. Entre otras, una característica que avala este sistema es su aceptable reproducibilidad. Sin embargo, esta metodología presenta el inconveniente del tiempo necesario para su ejecución. Esto último puede ser solventado mediante un procedimiento basado en la medida de R50 con un detector de ionización sin necesidad de que este mida en el seno de agua sino en aire. En este trabajo se compara la dispersión de las medidas de R50 obtenidas con el uso del AAH frente a las de un detector de ionización que no mide en agua pero que, mediante calibración previa, permite determinar R50 de forma más rápida. De esta comparación se podrá determinar cuánto se ha de modificar la tolerancia en la medida de R50 con la cámara monitora a estudiar respecto a la considerada cuando se mide con el AAH.

Material y métodos

Para medir la curva del PDD se ha utilizado como cámara de señal una cámara planoparalela tipo Roos (PTW) con un AAH modelo MP1 (PTW). Este rendimiento en profundidad es analizado por el programa informático Mephysto v1.8 (PTW). El detector de radiación a estudiar es el modelo TM3405, Geske, (PTW).

Se comparan las medidas realizadas durante siete años, siendo las periodicidades trimestral y semanal, aproximadamente, para cada energía de electrones, en el caso del AAH y del monitor Geske respectivamente. Las energías nominales de los haces estudiados son 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV y 15 MeV, correspondientes a un acelerador modelo Precise (Elekta).

Resultados

La tabla 1 presenta los valores de posición (valor promedio) y dispersión (producto doble de la desviación típica (poblacional)) con cada equipo, para cada energía.

Discusión

La dispersión de valores medidos con el detector Geske son superiores a los obtenidos con la cámara del AAH. Aun siendo peor la reproducibilidad de la medida del equipo Geske, su incertidumbre expandida con un factor de cobertura $k=2$ es lo suficientemente baja como para que la tolerancia considerada para R50 sea la misma que la propuesta para la cámara planoparalela del AAH, es decir, la propuesta por el RD 1566/1998 sobre Criterios de Calidad en Radioterapia, 2 mm.

Conclusiones

La reproducibilidad en la medida de R50 de los haces de electrones, utilizando como equipo de medida la cámara modelo Geske, justifica no aplicar un nivel de acción a la tolerancia con la que se trabaja a la hora de realizar la misma medida pero con el PDD de una cámara planoparalela. Además, la diferencia de la dispersión de medidas para ambos sistemas permite realizar el control estadístico de la calidad de los haces de electrones con el monitor Geske con los mismos límites que con los del AAH, pero con un procedimiento temporalmente más corto.

		6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
R ₅₀ analizador automático	$\bar{x}$ (mm)	23.95	35.95	48.28	58.76
	2 σ (mm)	0.28	0.31	0.70	0.68
R ₅₀ Monitor radiación Geske	$\bar{x}$ (mm)	24.34	36.02	47.33	57.46
	2 σ (mm)	0.50	0.58	0.80	0.98

Tabla1

Figure 879: enter image description here

Implementación y estudio dosimétrico de material para uso como bolus en radioterapia

Autores: S. AGUSTIN MARTINEZ OVALLE¹ ; Deisy Nataly Castellanos Castellanos² ; Jose Antonio Diaz Merchan³ ; Claudia Patricia Amaya⁴

¹ Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia

² Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia

³ UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA Y TECNOLÓGICA DE COLOMBIA

⁴ Centro de Cancerología de Boyacá

Corresponding Author: s.agustin.martinez@uptc.edu.co

RESUMEN

En este trabajo se estudian 3 materiales usados como bolus en radioterapia: dos materiales son parafinas usadas comúnmente para este fin y el último es construido con elementos de origen natural con el que se obtuvieron resultados satisfactorios en tratamientos de cáncer de piel. Usando Montecarlo, mediciones experimentales y tomografía computarizada, se estudió su respuesta dosimétrica y su estructura. En conclusión se obtiene un nuevo material de bajo coste para uso en tratamientos de malignidades superficiales con radiación.

INTRODUCCIÓN

Se han estudiado materiales homogenizadores, por mencionar algunos Lin et al., 2016, propusieron un bolus con espesor variable para tratamiento de lesiones del canto medial o en el pabellón auricular. Visscher et al., 2017 estudiaron el efecto de bolus en irradiación de un maniquí de torax con materiales de densidades entre 0.8 y 1 g/cm³ encontrando diferencias significativas para superficies irregulares.

En este trabajo, se construye y caracteriza mediante Monte Carlo, medidas experimentales y CT un nuevo material de origen natural para su uso e implementación como bolus en radioterapia. Sus características dosimétricas se comparan con dos parafinas de uso en centros de radioterapia evaluando además formación de Gaps de Aire y Fracturas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se construyó un material flexible, transparente, con densidad 1.18 g/cm³. Se construyeron 10 placas Parafina 1, Parafina 2 y BolusCM, con medidas de 10X10X0.5 cm³ y se irradiaron con energías entre 6 y 16 MeV midiendo en cada caso su respectivo PDD para evaluar su atenuación.

A fin de analizar anomalías formadas durante el secado, se hizo CT a las placas y con ella una estadística de Unidades Hounsfield.

Usando Montecarlo se simuló nuestro BolusCM y se estudió la interacción de los haces de radiación con el material. Se comparó con cálculos en agua y además con medidas experimentales también en agua.

RESULTADOS

El material construido es maleable y de origen natural, no presentó cambios físicos a temperatura ambiente ni con altas dosis de radiación. Se midieron los PDD para cada material

Con CT se obtuvieron unidades Hounsfield con 100 medidas para cada placa. Para las Parafinas 1 y 2 se obtuvieron 70 HU $\pm$ 5 HU y 83 HU $\pm$ 7 HU respectivamente. Para BolusCM se obtuvieron 100 HU $\pm$ 3 HU

Con Monte Carlo en Geant4 se obtuvieron los PDD en agua y BolusCM, los que fueron contrastados con medidas experimentales.

Se compararon resultados Monte Carlo con experimentación y se contrastaron con características tomadas a partir de CT.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Es necesario evitar la formación de fracturas o gaps de aire en el material usado como bolus, ya que modifican considerablemente la dosimetría involucrada.

El uso de parafinas como material superficializador de la dosis de radiación si bien es óptimo, supone cambios dosimétricos debido a la generación de fracturas en el material durante el secado.

El material BolusCM evidencia homogeneidad, permitiendo uniformidad en la deposición de dosis. Con haces de electrones con energías en el rango clínico deposita mayor dosis en superficie, significando menor exposición para obtener la misma dosis depositada.

REFERENCIAS

- 1 Lin, J., Lin, M. H., Hall, A., Zhang, B., Singh, D., & Regine, W. F. (2016). Comparison of bolus electron conformal therapy plans to traditional electron and proton therapy to treat melanoma in the medial canthus. *Practical radiation oncology*, 6(2), 105-109.
- 2 Visscher, S., & Barnett, E. (2017). Comparison of bolus materials to highly absorbent polypropylene and Rayon cloth. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 48(1), 55-60.
- 3 Jabbari, N., & Khalkhali, H. R. (2017). Developing equations to predict surface dose and therapeutic interval in bolused electron fields: A Monte Carlo Study. *Radiation Physics and Chemistry*, 136, 64-70.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 168

Dosimetría de haces FFF: nuevos parámetros de análisis

Autores: Mireia Hernandez Trujillo¹ ; Adrià Marí Palacios¹ ; Joan Font¹ ; Francesc Sansaloni Florit¹ ; María Jesús Sánchez García¹ ; Daniel Morera²

¹ HUSE

² Juaneda Miramar

Corresponding Author: mireia.hernandez@ssib.es

Introducción

Los haces FFF (*free flatenning filter*) presentan características dosimétricas diferentes respecto de los haces WFF (*with flatenning filter*). Por ello, las métricas utilizadas para caracterizar dosimétricamente los haces WFF no siempre son extrapolables a los haces FFF.

El objetivo de este trabajo es ensayar la aplicación de los nuevos parámetros para analizar perfiles de dosis FFF propuestos por Fogliata et al.¹ para diferentes tipos de linac y diferentes tipos de detectores.

Material y métodos

Se dispone de un Clinac 2300 y otro TrueBeam ambos de Varian y con energía de 6 MV tipo FFF. Los diferentes tipos de detectores que se han utilizado para medir los perfiles han sido: un diodo IBA DEB012-4251 y una cámara de ionización PTW31010 para medir los perfiles con el Clinac 2300; una cámara de ionización CC13 de IBA para los perfiles del TrueBeam.

Los parámetros que se analizan son el *unflatness*, *penumbra*, *slope* y *peak position*. El primer paso es la renormalización de los perfiles ya que todos los parámetros vienen referidos a los perfiles normalizados. La renormalización viene dada por:

$$\text{Renormalization} = \frac{a+b \cdot FS+c \cdot \text{depht}}{1+d \cdot FS+e \cdot \text{depth}}$$

donde a,b,c y d son parámetros extraídos de la tabla 2 de Fogliata et al.¹

El parámetro *unflatness* viene definido como:

$$\text{Unflatness} = \frac{\text{Dose}_{\{\text{central axis}\}}}{\text{Dose}_{\{\text{X.off-axis}\}}}$$

el punto fuera del eje elegido se localiza en el 80% del tamaño del campo (FS) por tener un tamaño de campo igual o superior a 10 cm.

El *slope* es:

$$\text{Slope} = \frac{(x_1-x_2) \cdot (y_1-y_2)}{(x_1-x_2)^2}$$

donde (x_1, y_1) y (x_2, y_2) son las coordenadas del valor de dosis en las posiciones 1/3 y 2/3 respecto del eje de cada medio perfil.

La penumbra es la distancia entre el 20% y el 80% de dosis una vez renormalizado el perfil y por último el *peak position* es:

$$\text{Peak position} = \frac{(I_L - I_R)}{(S_R - S_L)}$$

donde I_L e I_R son los *intercepts* izquierdos y derecho y S_L y S_R los *slopes*. Los *intercepts* se calculan como:

$$I = y_2 - x_2 \times \frac{(x_1 - x_2) \times (y_1 - y_2)}{(x_1 - x_2)^2}$$

con las mismas coordenadas de puntos que para los *slopes*.

Resultados

En la tabla se muestran los valores obtenidos con los tres detectores.

	10x10 cm ²			20x20 cm ²		
	Clinac 2300		TrueBeam	Clinac 2300		TrueBeam
	Diodos	PTW31010	CC13	Diodos	PTW31010	CC13
Unflatness	1.09%	1.10%	1.10%	1.22%	1.21%	1.22%
Penumbra left	3.8 mm	6.1 mm	6.5 mm	5.0 mm	7.7 mm	7.8 mm
Penumbra right	3.8 mm	6.2 mm	6.5 mm	5.1 mm	7.7 mm	7.9 mm
Slope left	0.27 %/mm	0.33 %/mm	0.33 %/mm	0.35 %/mm	0.37 %/mm	0.40 %/mm
Slope right	-0.28 %/mm	-0.30 %/mm	-0.32 %/mm	-0.37 %/mm	-0.37 %/mm	-0.39 %/mm
Peak position	0.6 mm	-0.8 mm	-0.2 mm	0.5 mm	0.0 mm	-0.4 mm

Figure 880: Medidas de los parámetros analizados.

Como se puede observar los parámetros son comparables entre sí, con resultados similares a los obtenidos por Clivio et al.² Las diferencias más significativas se encuentran en el valor de las penumbras, que podemos atribuir a las características intrínsecas de los detectores utilizados. En la imagen se pueden mostrar los perfiles de dosis de los haces estudiados.

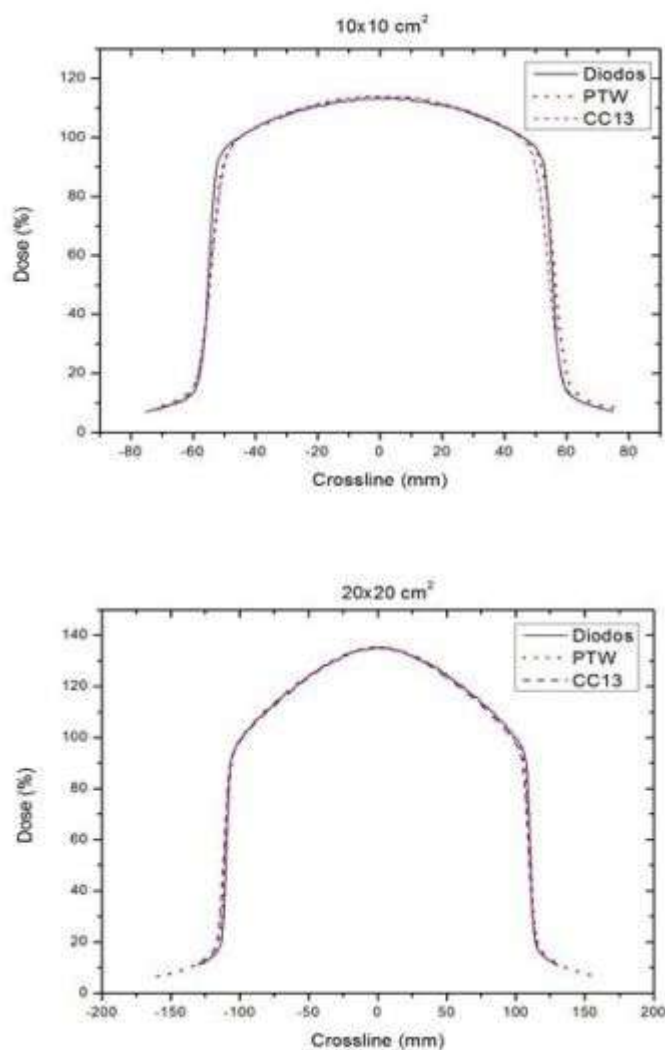


Figure 881: Comparación de los perfiles para diferentes tamaños de campo.

Conclusiones

A la vista de estos resultados, los nuevos parámetros propuestos por Fogliata et al.¹ para el análisis de los haces FFF se muestran como una buena elección.

Referencias

¹Fogliata, A., et al. "Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy." *Medical physics* 39.10 (2012): 6455-6464.

²Clivio, Alessandro, et al. "On the determination of reference levels for quality assurance of flattening filter free photon beams in radiation therapy." *Medical physics* 41.2 (2014).

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 83

Implementación del COP TRS-483 para la medida de la dosis absoluta en haces FFF

Autores: Adrià Marí Palacios¹ ; Mireia Hernández Trujillo² ; María Jesús Sánchez García² ; Fernando Romero Sillero² ; Joan Cristòfol Font Gelabert²

¹ Hospital Son Espases

² HUSE**Corresponding Author:** adriamaripalacios@gmail.com

Introducción

Desde el punto de vista dosimétrico, existen diferencias entre un haz WFF (with flatenning filter) y FFF (free flatenning filter). Por tanto, se debe modificar los códigos de práctica y métricas aplicables a haces WFF, para adaptarlas a las nuevas características de los haces FFF. En lo que se refiere a la medida de la dosis absoluta, la IAEA-AAPM ha desarrollado un nuevo COP el TRS-483. El objetivo de este trabajo es la implementación de este nuevo COP para la medida de la dosis absorbida de referencia en haces FFF.

Material y métodos

En nuestro servicio disponemos de un Clinac Varian 2300 con energía de 6 MV tipo FFF. El sistema de dosimetría utilizado está compuesto por un electrómetro IBA DOSE I y una cámara de ionización IBA FC-65G Farmer calibrada para un haz de referencia convencional de Co-60.

Para esta cámara se dispone de factores genéricos de corrección por el cambio de calidad del haz en el COP, por tanto la dosis absoluta vendrá dada por

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$$

Figure 882:

Para elegir la tasa de dosis de trabajo con la que calibrar, se ha realizado una prueba de variación de la dosis con la tasa, observándose que existe una diferencia de 1.4% entre la carga/UM recogida para una tasa de 140 UM/min y para una tasa de 1400 UM/min. Para minimizar errores se decide escoger como tasa de dosis de trabajo 700 UM/min.

Se determina la calidad del haz y posteriormente la corrección por las magnitudes de influencia. Exceptuando kTP, estas son la corrección por efecto de polaridad (kpol) y la corrección por recombinación (ks), que se puede obtener de la misma manera que con WFF.

Para haces FFF el factor de corrección por el cambio de calidad, es diferente del factor tabulado en los COP anteriores para WFF como el TRS-398, debido a diferencias en el cociente entre poderes de frenado, diferencias en los factores de corrección por perturbación de la fluencia, el efecto del promediado de volumen y reducción de la componente de radiación dispersa a la profundidad de referencia. Este factor se determina a partir de las tabla 13 del TRS-483.

Resultados

En la tabla se muestra la comparación de los resultados obtenidos para la energía de 6MV con y sin filtro aplanador. La calidad del haz cambia significativamente entre ambas energías. En los factores de corrección la principal diferencia proviene de la corrección por recombinación, siendo la diferencia total aproximadamente del 1%.

	6X	6FFF	Dif.	Dif. Cámara
TPR20,10	0,67	0,63	6,35%	
%dd (10,10)x	66,3	63,7	4,08%	
k_{Q_{MSR},Q_0}	0,9960	0,9970	0,10%	1,01%
k_{pol}	1,0021	1,0004	0,18%	
k_s	1,0018	1,0092	0,74%	
$N_{D,w}$	4,757 cGy/nC		-	

Figure 883:

Conclusiones

La diferencia entre aplicar el TRS-398 y el 483 reside en el factor de cambio de calidad de Q_0 a Q , que en nuestro caso es de 0.1%. La diferencia observada en el factor k_s puede ser causada por la diferencia de dosis por pulso entre ambos tipos de haz.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 72

Influencia de los factores de corrección propuestos en TRS-483 en la medida de factores de campo.

Autor: Alejandro Prado Barragán¹

Co-autores: Mario Leonor Yuste²; Marta Manzano²; Ángel Gaitán²; Eduardo Cabello²; Raúl Díaz²; Alejandro Ferrando²; Ana I Milanés²; Gustavo Pozo²

¹ HU HM Sanchinarro

² HU 12 de Octubre

Corresponding Author: alejandropb_@hotmail.com

Objetivo

Constatar la influencia de los factores de corrección propuestos en el documento TRS-483 en la homogeneización de las medidas de factores de campo cuando se emplean distintos detectores.

Material y métodos

Para la determinación de los factores de campo se utilizaron un diodo de estereotaxia (SFD) de IBA Dosimetry y dos cámaras de ionización de IBA Dosimetry (CC01 y CC04). Las medidas se llevaron a cabo en un acelerador Clinac iX (Varian Medical Systems. Palo Alto, CA) empleando energía de 6 MV y tasa de 600 UM/min. Se utilizó un maniquí de agua Blue Phantom 2 (IBA Dosimetry). Se midió en condiciones de SSD=100 cm y z=10 cm. Los tamaños de campo empleados varían entre 0.5x0.5 cm² y 10x10 cm². Los factores de campo se obtuvieron como cociente entre las medidas obtenidas para cada tamaño de campo y la medida obtenida con el tamaño de campo 10x10 cm². Una vez medidos se corrigieron por los factores propuestos en TRS-483 para cada detector empleado y para 6MV. Los factores no proporcionados se obtuvieron a través de distintos ajustes siguiendo la tendencia marcada por los factores tabulados. Se comparan las diferencias entre las medidas corregidas y sin corregir.

Resultados

La gráfica de la izquierda en la figura 1 muestra los factores de campo medidos a 10 cm de profundidad y sin corregir para los tres detectores empleados mientras que en la gráfica de la derecha se observan los mismos factores de campo corregidos.

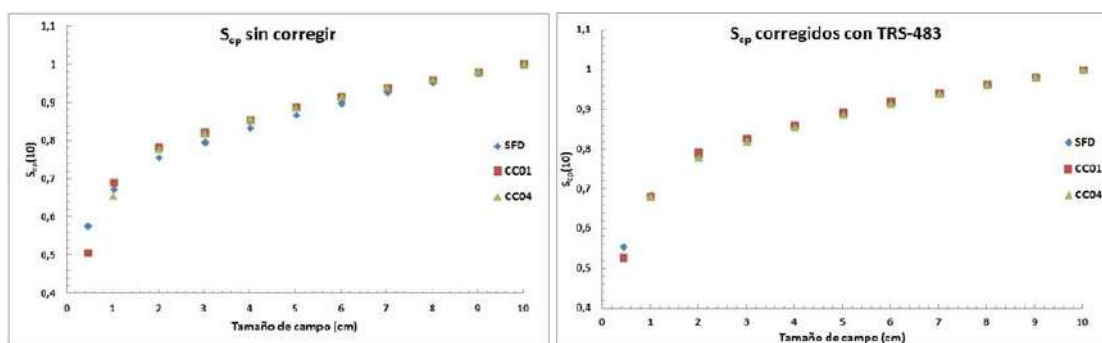


Figure 884: Figura 1: Resultados obtenidos para los factores de campo medidos con los tres detectores empleados sin aplicar factores de corrección (izquierda) y cuando se aplican los mismos (derecha).

Las diferencias entre detectores se observan en la tabla 1, la cual muestra para cada tamaño de campo la máxima diferencia entre los tres detectores empleados para el caso en el cual se aplican los factores y para el caso en que no se aplican.

	No corregidos	Corregidos
S (cm)	ΔS_{cp}^{max}	ΔS_{cp}^{max}
0,5	0,070	0,028
1	0,034	0,003
2	0,029	0,012
3	0,026	0,009
4	0,023	0,006
5	0,020	0,007
6	0,017	0,006
7	0,013	0,001
8	0,008	0,000
9	0,005	0,001
10	0,000	0,000

Figure 885: Tabla 1: Diferencias máximas entre los factores de campo corregidos y sin corregir para el conjunto de los tres detectores empleados.

Discusión

Se observa como la aplicación de los factores propuestos en el documento TRS-483 hace disminuir las diferencias entre detectores para cada uno de los tamaños de campo considerados. Para tamaños de campo cuadrados de lado comprendido entre 7 y 10 cm las diferencias son menores y la corrección es pequeña o inexistente, mientras que para tamaños de campo menores a 7 cm estas diferencias se acentúan y los factores de corrección aumentan. Se observa como la aplicación de los factores produce una homogeneización de los factores de campo, manteniendo las diferencias entre detectores generalmente por debajo del 1%.

Conclusiones

En este trabajo se han medido factores de campo con tres detectores distintos y se han aplicado los factores de corrección propuestos en TRS-483. La aplicación de estos factores es de capital importancia para la homogeneización de resultados en la medida de factores de campo al emplear diversos detectores, siendo estas correcciones especialmente necesarias cuando se miden campos pequeños.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 76**Determinación de la dependencia angular de una cámara de ionización IBA CC01.**

Autor: Alejandro Prado Barragán¹

Co-autores: Mario Leonor Yuste²; Marta Manzano²; Ángel Gaitán²; Eduardo Cabello²; Raúl Díaz²; Alejandro Ferrando²; Ana I Milanés²; Gustavo Pozo²

¹ HU HM Sanchinarro

² HU 12 de Octubre

Corresponding Author: alejandropb_@hotmail.com

Objetivo

Debido a la geometría y diseño específico de cada detector, su respuesta varía con el ángulo de incidencia del haz. Se cuantifica la dependencia angular para una cámara CC01 (IBA Dosimetry) para angulaciones comprendidas entre 90° y 270°.

Material y métodos

Las medidas se realizaron en un Varian Clinac iX (Varian Medical Systems. Palo Alto, CA) con 6MV. Se utilizó una CC01 (IBA Dosimetry) junto con un electrómetro Bahnhofstrasse 5 (IBA Dosimetry). Se empleó un maniquí casero hecho de polietileno de alta densidad con un inserto adaptado a la geometría de la cámara (fig. 1). El inserto fue construido para que el centro del maniquí coincidiese con el punto de referencia de la cámara. El maniquí está formado por una hemiesfera unida a una región cilíndrica. El centro del maniquí se encuentra situado a una profundidad de 10 cm desde la superficie de la región hemiesférica.

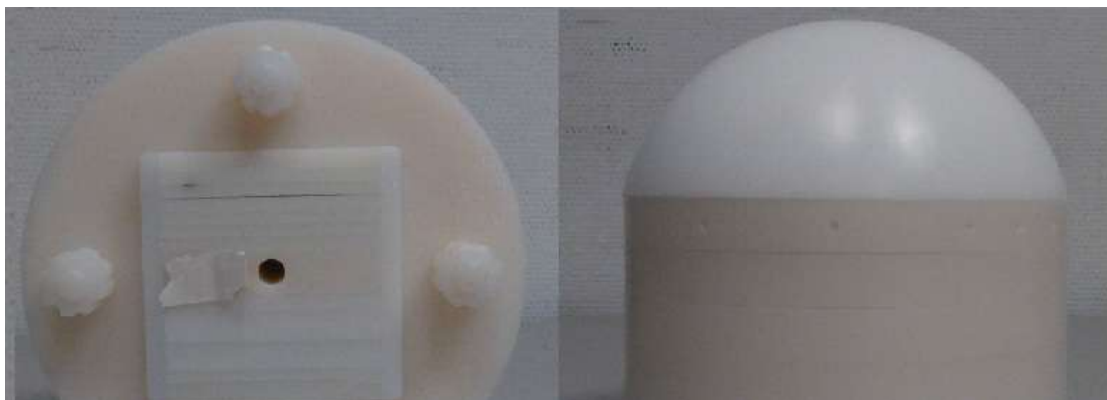


Figure 886: Figura 1: Maniquí casero junto con el inserto adaptado a la cámara CC01.

El maniquí se situó en el isocentro de la máquina. La región hemiesférica se colocó apuntando hacia arriba, mientras que la cámara se orientó perpendicular a la mesa. Se obtuvieron medidas entre 90° y 270°.

Se emplearon 200 UM con tasa de 600 UM/min y un tamaño de campo de 4x4cm². Se utilizaron ángulos de gantry comprendidos entre 90° y 270° en pasos de 10° y se realizaron 3 medidas por ángulo. Los resultados se normalizaron al valor obtenido para 0°.

Resultados

En la figura 2 se muestra la desviación porcentual de los valores normalizados al valor a 0° en función del ángulo de gantry para la cámara CC01. Para cada ángulo de gantry la desviación estándar de las medidas no superó el 0.7%, implicando una alta reproducibilidad de las mismas.

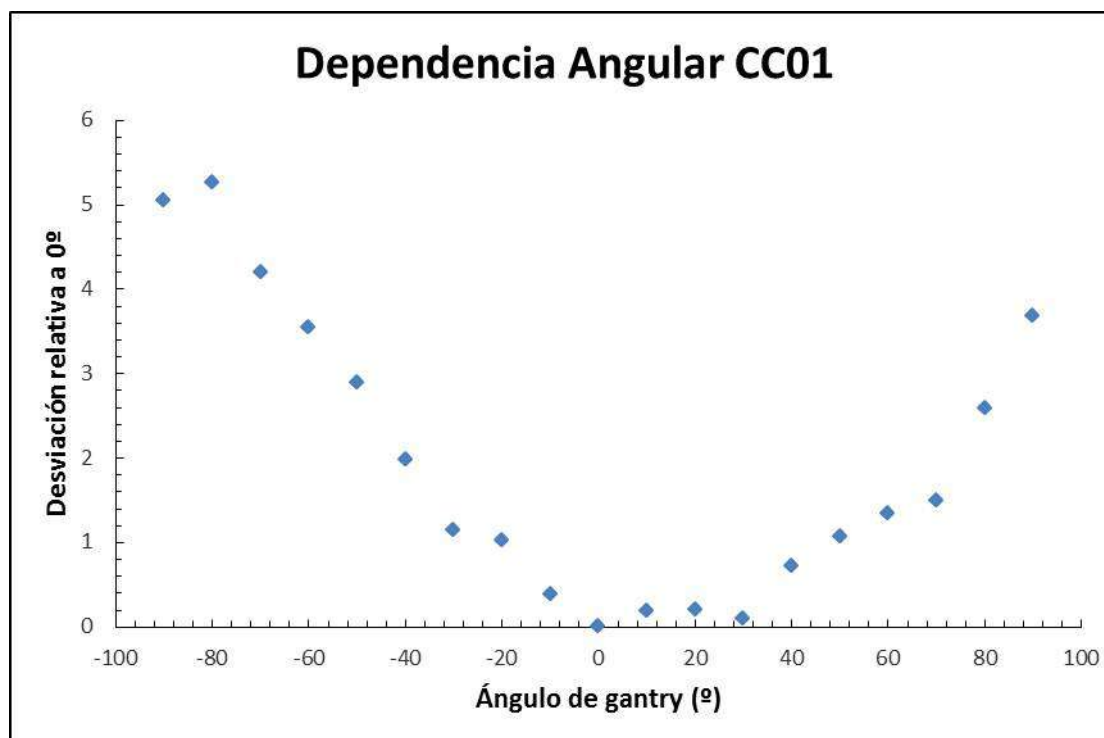


Figure 887: Figura 2: Dependencia angular de una CC01 expresada como desviación porcentual respecto a 0° en función del ángulo de gantry.

Discusión

La figura 2 muestra una cierta simetría respecto a 0° debido tanto a la geometría cilíndrica de la cámara como a la geometría de irradiación. Se observa que, en general, las desviaciones aumentan conforme el ángulo de gantry se aleja de 0°. Para ángulos de gantry mayores a 40° se encuentra un incremento importante en la dependencia angular (>2%). La desviación máxima encontrada corresponde a un 5.3% respecto a 0° y se ha encontrado para un ángulo de -80°.

Conclusiones

La dependencia angular de una cámara CC01 ha sido obtenida para un intervalo angular comprendido entre 90° y 270°. Esta dependencia es creciente cuando el ángulo se desvía de 0°, llegando hasta un 5.3% para un ángulo de -80°. Según estos resultados se recomienda conocer la dependencia angular de los detectores empleados, ya sea porque dicha dependencia sea medida por el usuario o por que sea proporcionada por el fabricante. Una correcta caracterización de esta dependencia puede ser empleada para calcular factores de corrección a emplear cuando la cámara en cuestión sea utilizada para geometrías diferentes a la de calibración.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 74

Determinación del factor de campo para un cono de 5 mm de diámetro según el documento TRS-483.

Autor: Alejandro Prado Barragán¹

Co-autores: Mario Leonor²; Marta Manzano²; Ángel Gaitán²; Eduardo Cabello²; Raúl Díaz²; Alejandro Ferrando²; Ana I Milanés²; Gustavo Pozo²

¹ HU HM Sanchinarro

² HU 12 de Octubre

Corresponding Author: alejandropb_@hotmail.com

Objetivo

Determinar el factor de campo para un cono de 5 mm de diámetro empleado para el tratamiento de la neuralgia del trigémino utilizando el procedimiento descrito en el protocolo TRS-483.

Material y método

Se utilizó un cono de 5 mm de diámetro de BrainLab. Para la determinación del factor de campo se empleó un diodo de estereotaxia (SFD) de IBA Dosimetry. Las medidas realizaron en un acelerador Clinac iX (Varian Medical Systems. Palo Alto, CA) empleando energía de 6 MV y una tasa de 600 UM/min. Se empleó un maniquí de agua Blue Phantom 2 (IBA Dosimetry). Las medidas se llevaron a cabo en condiciones de SSD=100 cm y z=1.5 cm. Para el correcto centrado del diodo en el campo de radiación se realizaron perfiles en las dos direcciones perpendiculares al haz. Para cada perfil se corrigió la posición del detector con una resolución de 0.1 mm. En estas condiciones se realizaron tres medidas con el tamaño de campo del cono y otras tres medidas con el tamaño de campo de referencia (10x10 cm²). El cociente de ambas medidas se multiplicó por el factor de corrección recomendado por el protocolo TRS 483 (0,965 para el SFD, tamaño de campo circular de 5 mm de diámetro, haz con filtro aplanador y energía de 6 MV). Para poner a punto el detector antes de comenzar las medidas se realizó una pre-irradiación del mismo. En la figura 1 se observa el cono empleado así como el aditamento con el cual se fija al cabezal del acelerador.



Figure 888: Figura 1: Cono de 5 mm de diámetro de BrainLab junto con el aditamento especial para la fijación del cono al cabezal del acelerador.

Resultados

El valor obtenido para el factor de campo de un cono de 5 mm de diámetro medido a la profundidad del máximo ha sido de 0,665 cuando se emplea para su determinación un diodo SFD y se aplica un factor de corrección de 0.965 para un haz aplanado de energía 6MV.

Discusión

El valor obtenido para el factor de campo del cono de 5 mm concuerda con valores publicados en la literatura. En A.Prado et al.(2018 Biomed. Phys. Eng. Express 4 045042) se emplea el mismo detector y el mismo cono para medir el factor de campo en una unidad diferente. El resultado obtenido por estos autores (0.666) concuerda de manera excelente con el que se obtiene en este trabajo (diferencia

del 0.15%). En Kelashvilli et al. (J Appl Clin Med Phys. 2012 Jan; 13(1): 4–13.) los autores obtienen un valor experimental de 0.683 para el mismo cono en un haz de 6 MV, el cual dista un 2.7% del valor obtenido en este trabajo.

Conclusiones

Se ha obtenido el factor de campo para un cono de 5 mm de diámetro para el tratamiento de la neuralgia del trigémino. El valor obtenido (0,665) está en buena concordancia con lo publicado en la literatura. La determinación de factores de campo para tamaños de campo muy pequeños constituye un reto, siendo el nuevo protocolo TRS-483 de gran ayuda para la homogeneización de criterios y resultados al comparar resultados provenientes de distintos centros.

Pósteres Deteccion y medida radiaciones / 55

Factores de corrección por efecto de polaridad y de recombinación de iones para SemiFlex 3D 31021 en haces de fotones de 6 MV y 6 MV FFF.

Autor: María del Carmen Castellet García ¹

Co-autores: Paula Monasor Denia ¹ ; Carla Manjón García ¹ ; Juan López Tarjuelo ¹

¹ Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

Corresponding Authors: carmina.castellet@gmail.com, carlamanjon45@gmail.com

Introducción

Al adquirir un detector novedoso para dosimetría es importante para el radiofísico caracterizarlo adecuadamente. En este trabajo estudiamos los factores de corrección por efecto de polaridad (k_{pol}) y recombinación de iones (k_s) para tres cámaras de ionización SemiFlex 3D 31021 en haces pulsados de fotones de 6 MV y 6 MV sin filtro aplanador (FFF).

Materiales y métodos

Empleamos tres cámaras SemiFlex 3D 31021 colocadas en un maniquí de agua Beamscan con un sistema de posicionamiento de alta precisión TRUFIX System (ambos PTW-Freiburg, Alemania) y conectadas a un electrómetro DOSE 1 (IBA Dosimetry GmbH, Alemania).

El acelerador lineal de electrones empleado fue un Elekta Versa HD con cabezal Agility (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia), para las energías 6 MV y 6 MV FFF. El campo empleado fue un $10 \times 10 \text{ cm}^2$, con distancia fuente-superficie 90 cm y con la cámara a 10 cm de profundidad.

Para el cálculo de k_{pol} , tomamos quince medidas para los voltajes de $\pm 400 \text{ V}$, y calculamos la media aritmética. k_{pol} lo obtuvimos a partir de la ecuación 12 del Technical Reports Series No. 398 (TRS-398).

Para el cálculo de k_s empleamos el método de los dos voltajes. Realizamos medidas para los pares de voltajes ± 400 y $\pm 100 \text{ V}$; tomamos cinco medidas y calculamos la media aritmética. k_s lo obtuvimos a partir de la ecuación 14 del TRS-398.

Para el haz de 6 MV FFF, cuya tasa de dosis es mayor que para 6 MV, verificamos los valores de k_s con los diagramas de Jaffé.

Todas las medidas las corregimos por el factor de presión y temperatura k_{TP} dado por la ecuación 11 del TRS-398.

Resultados y discusión

Los valores obtenidos para k_{pol} se muestran en la Tabla 1. Los resultados muestran valores consistentes, con una variación menor del 0.4% para las tres cámaras y para las dos energías. Las desvia-

ciones entre cámaras son menores de 0.5%.

Tabla 1 Factor de corrección por efecto de polaridad, k_{pol} , para un voltaje de +400 V, para haces de 6 MV y 6 MV FFF y para todas las cámaras estudiadas.

	6 MV	6 MV FFF
SemiFlex 3D 31021 No. 1	1.0025	1.0024
SemiFlex 3D 31021 No. 2	1.0028	1.0022
SemiFlex 3D 31021 No. 3	1.0033	1.0037

Figure 889: Tabla1

Los valores obtenidos para k_s se muestran en la Tabla 2. Dichos valores difieren de la unidad en un 0.5% como máximo. Observamos que para los voltajes negativos k_s era menor que para los voltajes positivos, en promedio un 0.14%.

Para el haz de 6 MV FFF, k_s fue mayor que para 6 MV un 0.2% en promedio, ya que dicho haz tiene una mayor tasa de dosis. Debido a esto empleamos los diagramas de Jaffé, y obtuvimos unos valores que diferían de los anteriores en menos de 0.1%.

Tabla 2 Factor de corrección por efecto de la recombinación de iones, k_s , para los voltajes positivos +400 V y +100 V y negativos -400 V y -100 V; para haces de 6 MV y 6 MV FFF para todas las cámaras estudiadas. Para el haz de 6 MV, el valor de k_s se obtuvo con el método de los dos voltajes, y para el haz de 6 MV FFF, además, se verificó el valor de k_s con los diagramas de Jaffé.

Energía	Polaridad	SemiFlex 3D 31021 No. 1		SemiFlex 3D 31021 No. 2		SemiFlex 3D 31021 No. 3	
6MV	Positivo	1.0024		1.0029		1.0031	
	Negativo	1.0015		1.0016		1.0011	
		Ecuación	Diagrama de Jaffé	Ecuación	Diagrama de Jaffé	Ecuación	Diagrama de Jaffé
6MV FFF	Positivo	1.0052	1.0041	1.0050	1.0054	1.0055	1.0042
	Negativo	1.0043	1.0043	1.0038	1.0044	1.0033	1.0045

Figure 890: Tabla2

Realizamos una estimación de incertidumbres para ambos coeficientes y obtuvimos valores menores del 0.07%, por lo que decidimos no considerarlos.

Conclusiones

Los resultados obtenidos no muestran diferencias relevantes entre cámaras y muestran que la Semi-Flex 3D 31021 es válida para haces de tasa alta de dosis.

Las variaciones obtenidas para k_{pol} y k_s están por debajo de las especificaciones técnicas del fabricante y sus valores pueden aproximarse a la unidad.

Al comparar el método de los dos voltajes con los diagramas de Jaffé para el cálculo de k_s , se obtuvieron resultados compatibles.

Efecto del posicionado de la fuente en la determinación del TKRA en braquiterapia de alta tasa

Autores: José Carlos Ramírez Carmona¹ ; Teresa Perez Garcia-Estañ¹ ; Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Rafael Moreno Cano¹ ; Isabel Ortega Martín¹ ; Manuel José Buades Forner¹ ; Bonifacio Tobarra¹

¹ Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

Corresponding Author: joseramirezcarmona@gmail.com

Introducción y objetivos

El TKRA es una magnitud fundamental en braquiterapia. Los servicios de radiofísica deben verificar el TKRA de cada fuente, como indican las guías internacionales.

Por su sencillez y reproducibilidad, el instrumento más extendido para determinar el TKRA es la cámara pozo. Estos dispositivos integran sobre un ángulo sólido cercano a 4π , siendo sensibles a los detalles de la fuente y a la posición de ésta en el detector.

Este último punto motiva el presente trabajo. Se pretende estudiar el efecto del posicionado de la fuente en dos cámaras pozo. Se propone un modelo para describir dicho comportamiento.

Materiales y métodos

Para este estudio, se utilizan dos conjuntos de cámara pozo y electrómetro: cámaras PTW-33002 y PTW-33005 con electrómetros StandarImaging CDX-2000B y PTW-UNIDOS E, respectivamente. En ambos se usa el adaptador para Nucletron AL T33002.1.009. Se utiliza un equipo de braquiterapia de alta tasa Flexitron (Elekta) con fuente de Iridio-192.

Para este procedimiento, se conecta el adaptador al equipo de carga mediante la guía de transferencia y se introduce el adaptador en la cámara pozo, conectada a su electrómetro y debidamente polarizada. Se lleva la fuente a posiciones espaciadas 1 mm, desde la posición más profunda posible y hasta una distancia de esta de 11 cm. En cada posición se registra la intensidad de corriente. No se hacen correcciones, pues sólo nos interesan valores relativos.

Resultados y discusión

En la figura 1 se muestran los datos medidos de intensidad de corriente relativa al máximo, I/I_0 , en función de la distancia al fondo de la cámara, x , para ambos detectores.

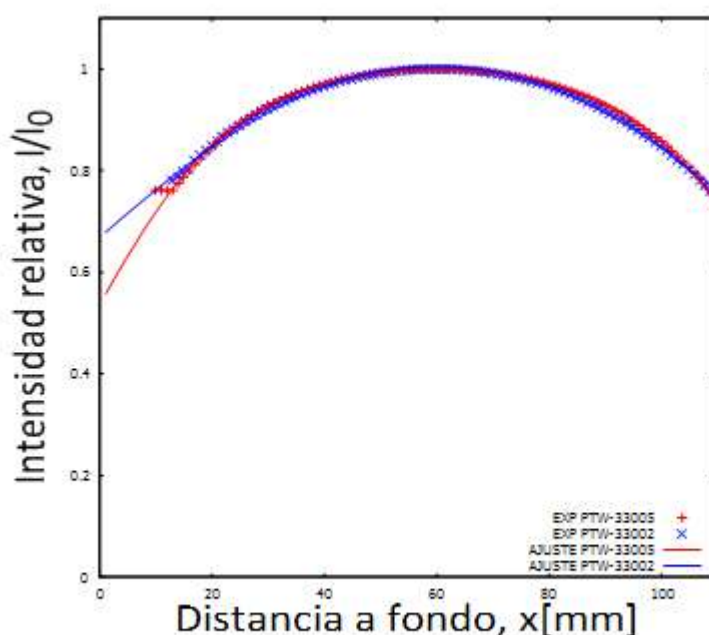


Fig. 1: Datos experimentales y ajuste de la intensidad relativa en función de la posición

Figure 891:

Se comprueba que el máximo coincide con el punto de referencia indicado por el fabricante. En torno a dicho máximo se observa una zona de plateau, en la que los errores de posicionamiento (inferiores a 1mm, verificado diariamente) conllevan un error despreciable en la corriente.

Para describir este comportamiento se recurre a un modelo con los siguientes supuestos:

1. La fuente es puntual.
2. El detector es ideal y consiste en la superficie lateral de un cilindro de radio R y longitud L.

La corriente mediada es proporcional al ángulo sólido de la superficie cilíndrica subtendido desde la fuente. La expresión analítica es:

$$\frac{I}{I_0} = \alpha \left[\cos \left(\arctan \frac{r}{x} \right) + \cos \left(\arctan \frac{r}{L-x} \right) \right]$$

donde α es una constante de normalización.

Los valores del ajuste se muestran en la tabla 1. Se obtiene un coeficiente de correlación $r^2 > 0,99$ para ambos equipos, lo que muestra la bondad del modelo.

Parámetro	PTW-30005	PTW-30002
α	0.558±0.002	0.724±0.007
R (mm)	30.0±0.5	61±1
L (mm)	121.8±0.1	120.0±0.3
r^2	0.9964	0.9942

Tabla 1 Coeficientes del ajuste para las dos cámaras

Figure 892:

Los valores obtenidos para R y L no coinciden con las dimensiones físicas del pozo. Debemos considerarlos únicamente como las dimensiones del detector ideal del modelo.

Conclusiones

Este estudio nos ha permitido localizar el máximo del detector y verificar que se corresponde con la posición del punto de referencia indicada por el fabricante.

Además se observa que los errores típicos del posicionado de la fuente tienen un efecto despreciable en la medida del TKRA.

El comportamiento de estas cámaras con la posición de la fuente puede describirse adecuadamente con el modelo de superficie cilíndrica descrito.

Pósteres Braquiterapia / 68

Aplicaciones de la impresión 3D en braquiterapia superficial y radioterapia externa

Autores: Virginia Álvarez Sánchez¹ ; Darío R. Quiñones² ; Víctor González-Pérez³ ; Ricardo Pérez-Feito² ; María Ángeles Arroyo¹ ; Nuria Gómez¹ ; David Moratal² ; Vicente Crispín³ ; Jaime Martínez¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Universitat Politècnica de València

³ Fundación Instituto Valenciano de Oncología

Corresponding Author: virginia.alvarezs@gmail.com

Introducción

Se presenta un método para sistematizar el diseño de moldes personalizados en braquiterapia superficial y bolus en radioterapia externa. Para ello, se han estudiado técnicas de modelado por deposición

fundida para la impresión de prototipos 3D, de bajo coste y más eficaces que otros métodos como la fabricación manual de moldes.

Material y métodos

Los diseños se realizaron a partir de los estudios de tomografía computarizada (TC) de pacientes. Se hizo uso de diversos programas de visualización, procesamiento y diseño de prototipos 3D, entre los que destacan Amira 5.3.3 (Thermo Fisher Scientific, Alemania), Meshlab (código abierto) y Siemens NX11 (Siemens Product Lifecycle Management Software Inc, EEUU).

Se disponía de la impresora Prusa i3 MK2, con una precisión de 0.05 mm por altura de capa. El material de impresión fue PLA (densidad 1.24 g/cm³), ligero y resistente.

Resultados

Se fabricaron dos moldes para braquiterapia superficial y un bolus para radioterapia externa, todos ellos personalizados.

El molde correspondiente al primer paciente tiene unas medidas de 4 cm de alto, 18 cm de largo y 8 cm en su parte más ancha. Cuenta con cuatro orificios de 2.0 mm por los cuales pueden insertarse los catéteres en el momento del tratamiento.

En cuanto al molde correspondiente al segundo paciente, mide 5.9 cm de alto y tiene una base de aproximadamente 4.5 cm en su parte más ancha. En este caso, se crearon tres orificios de 2 mm para insertar los catéteres.

Ambos moldes pueden verse en la fig.1.

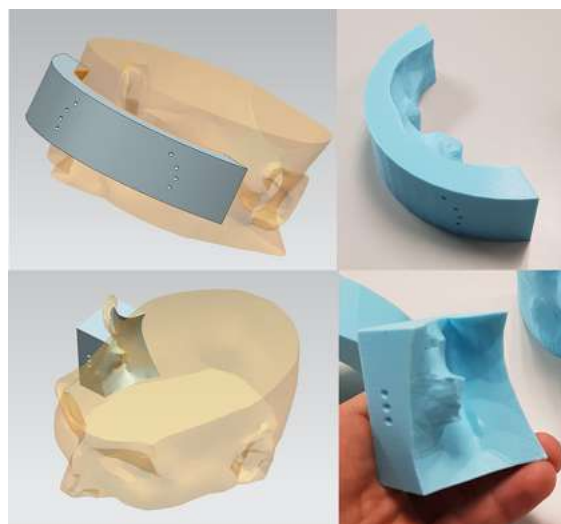


Figure 893: Moldes personalizados

El bolus personalizado para el tratamiento con radioterapia externa del tercer paciente puede verse en la fig.2. Su espesor es de 3.0 mm y cuenta con ranuras para añadir cintas de sujeción.



Figure 894: Bolus personalizado

En cuanto a tiempos de impresión, en total se necesitaron aproximadamente 19 horas, y se emplearon 253 gramos de material. La pieza correspondiente al primer paciente es la de mayor volumen y requirió un mayor tiempo de impresión (15 horas).

Discusión

El empleo de técnicas de impresión 3D conlleva una modificación de la dinámica de trabajo habitual de un Servicio de Radiofísica. Así, es necesario realizar dos conjuntos de imágenes de TC: el primero para el diseño del molde o bolus, y el segundo con el molde o bolus sobre el paciente para realizar la planificación de su tratamiento.

El tiempo del diseño está en aproximadamente 1-1.5 horas, mientras que el de impresión está en aproximadamente 10 horas, según la cantidad de material requerido. No obstante, en esta última etapa no es necesaria la presencia de un operador.

Conclusiones

La técnica de impresión 3D supone un avance en la individualización de los tratamientos en braquiterapia y radioterapia externa.

En el caso de braquiterapia superficial, permite un control minucioso de la distancia de los catéteres a la piel así como entre ellos, mejorando la dosimetría y la robustez del plan.

En radioterapia externa, los bolus diseñados presentan una mayor superficie de contacto con la piel del paciente, y una mayor reproducibilidad en su colocación.

Pósteres Braquiterapia / 666

Implementación de un programa para el estudio de la coincidencia fuente real-fuente de simulación en Braquiterapia

Autor: Miguel D. MEDINA CÉSPEDES¹

Co-autores: Rocío GARCÍA MARCOS²; Ramón POLO CEZÓN²; María del Pilar JIMÉNEZ LÓPEZ²; José Miguel JIMÉNEZ GONZÁLEZ²

¹ Hospital Rey Juan Carlos

² Hospital Rey Juan Carlos

Corresponding Author: miguel.medinac@hospitalreyjuancarlos.es

Introducción:

La coincidencia de la fuente activa y la de simulación (también denominada ficticia o “dummy”) es de suma importancia para garantizar la calidad de los tratamientos en Braquiterapia de Alta Tasa. Además, es una de las pruebas exigidas en el RD 1566/1998, por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia, en lo concerniente a los diferentes aplicadores utilizados en este tipo de tratamientos.

Se ha desarrollado un programa que calcula analíticamente el desplazamiento en el eje longitudinal entre las posiciones de la fuente de simulación y la fuente real.

Material y métodos:

La imagen 1a muestra el dispositivo experimental utilizado. Se escoge como ejemplo el de un aplicador cilíndrico.

Se recorta una placa radiocrómica (GAFCHOMIC® EBT) fijando el aplicador a la misma. Además, se colocan 3 marcas radio-opacas preferiblemente de forma asimétrica, señalando su posición con un rotulador en la parte posterior de la placa.

Se irradia la EBT con la fuente real, durante un tiempo tal que la mancha quede suficientemente visible para su posterior análisis y escaneo (imagen 1c). A continuación, con la fuente de simulación dentro del aplicador, se adquiere una imagen digital de RX en cualquier equipo convencional de diagnóstico (imagen 1b).

En primer lugar, el programa calcula el centro teórico de la mancha haciendo un ajuste de los puntos de la zona irradiada a una gaussiana. Posteriormente, compara las dos imágenes (1b y 1c) punto a punto, tomando como referencia las 3 marcas radio-opacas visibles en ambas. Finalmente, predice la posición de varios puntos sobre la EBT a partir de otros bien reconocibles sobre la digital (centro

fuente ficticia, borde y parte superior del aplicador), para finalmente calcular la posición de la fuente ficticia a partir de la posición teórica de la fuente real, que se toma como origen de coordenadas (imagen 1d).

Discusión y resultados:

En la tabla 1 aparecen reflejados los diferentes desplazamientos de la fuente radiactiva sobre la posición teórica para los distintos aplicadores disponibles en nuestro centro.

En todos los casos, se obtienen valores negativos, es decir, que la fuente no ha llegado a alcanzar la posición teórica, pero siempre con desplazamientos menores de 1mm, que es la tolerancia permitida.

Conclusiones:

El método descrito permite realizar un control de la coincidencia entre la fuente real y la de simulación de una manera más precisa. Dicho método es igualmente válido para cualquier aplicador utilizado en Braquiterapia de Alta Tasa.

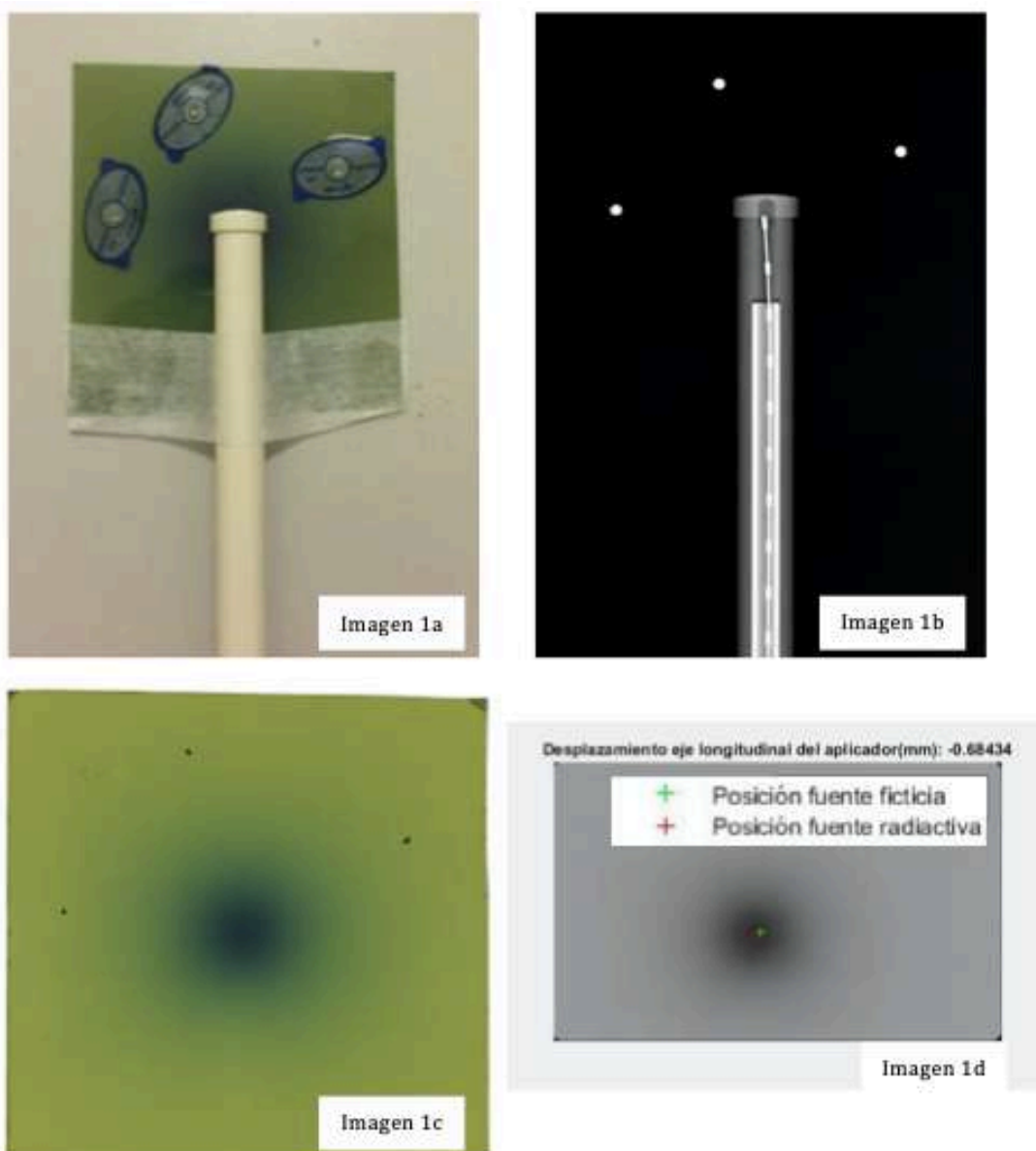


Figure 895: Imagen 1a: Montaje experimental, imagen 1b: imagen digital con la fuente de simulación, imagen 1c: EBT tras escaneo, imagen 1d: resultado final del programa.

	Aplicador Cilíndrico	Aplicador Tándem	Aplicador Colpostato Izquierdo	Aplicador Colpostato derecho	Catéter endo-bronquial	Catéter plástico piesioterapia	Tolerancia
Desplazamiento longitudinal fuente real vs fuente simulación (mm)	-0,68	-0,53	-0,57	-0,55	-0,74	-0,62	1 mm

Figure 896: Distancia entre el centro de la fuente real y la de simulación en el eje longitudinal para distintos aplicadores.

Pósteres Braquiterapia / 151

Estimación de las dosis a los órganos de riesgo con corrección de heterogeneidades en braquiterapia epiescleral

Autores: David Miguel Pérez¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Delfín Alonso Hernández¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; Ricardo Torres Cabrera² ; Mario Martín Veganzones³ ; María Ruiz Aznar¹

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospitla Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Univeristario de Valladolid

Corresponding Authors: david.miguel@outlook.com, jmdefb@gmail.com

Objetivo:

Estimar la dosis a los órganos de riesgo de un implante de braquiterapia epiescleral como función de la altura del tumor y de su situación geográfica dentro del globo ocular.

Material y métodos:

Se realizará un ajuste lineal con los datos de 300 pacientes tratados con braquiterapia epiescleral donde las variables a tener en cuenta han sido: la altura del tumor, el tamaño del aplicador y la situación geográfica del mismo dada por su longitud y latitud dentro del globo ocular. El sistema de planificador fue el Plaque Simulator (BEBIG GmbH, Berlín, Alemania).

Para la evaluación de la dosis se emplea un sistema de planificación que está basado en el protocolo TG-43. Para la reconstrucción en 3 dimensiones del globo ocular y del tumor (dimensiones de la base, altura y situación) y la evaluación de la dosis se emplea el sistema de planificación Plaque Simulator X 5.3.7gm4 (BEBIG GmbH, Berlín, Alemania).

Resultados:

Se consigue un ajuste lineal que presenta una buena correlación con los resultados finales para la dosis en fovea, nervio óptico, cristalino y dosis en el centro del globo ocular. No obstante, en algunos de los valores se obtiene un error considerable.

Conclusiones:

La estimación encontrada en el presente trabajo no debe de sustituir a una correcta dosimetría con el programa planificador.

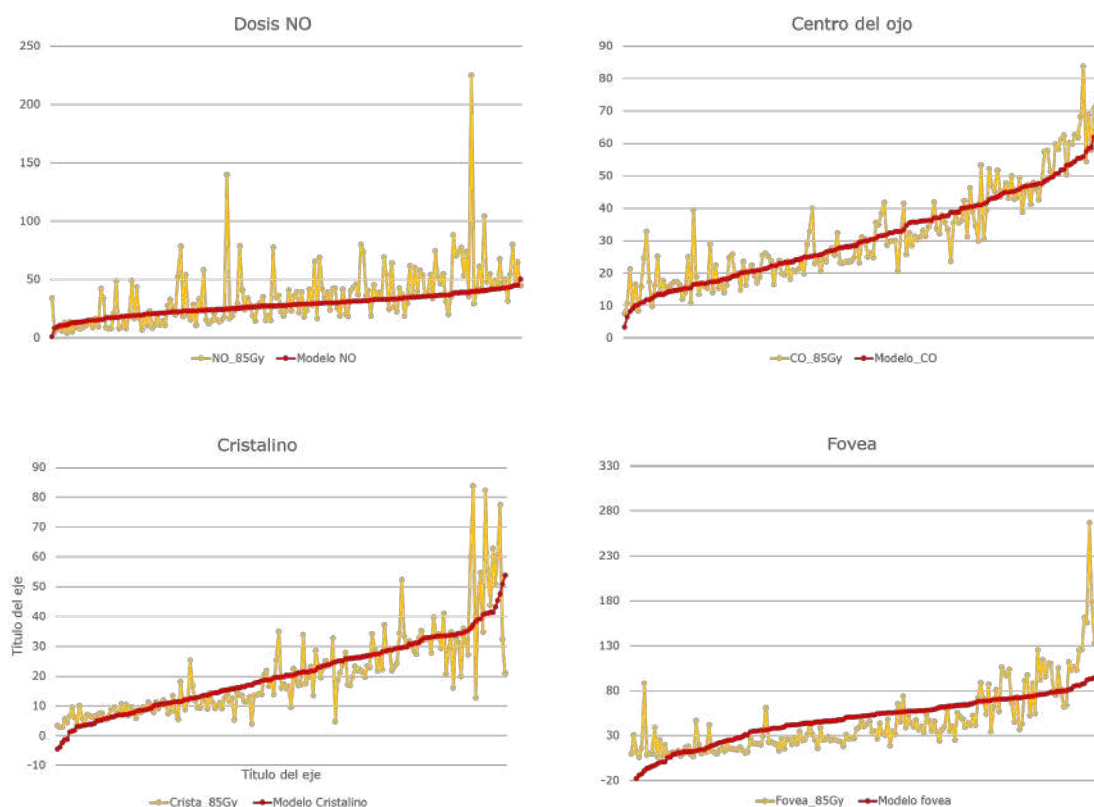


Figure 897: Predicción del modelo frente a dosis real administrada

Pósteres Braquiterapia / 65

Experiencia clínica en tratamientos de braquiterapia endobronquial de alta tasa.**Autor:** Rafael Padilla¹**Co-autores:** José Padilla² ; Francisco Javier de Luis¹ ; Rosa Cañón³ ; Hendrikus G. Pasker⁴ ; Rosalyn Sánchez³ ; Mar Alcalá⁵ ; Amelia Sanz³ ; Maria del Carmen Corbalán⁶¹ Servicio de Radiofísica Hospital Quirón Salud Torrevieja² Servicio de Radiofísica, Hospital Quirón Salud Torrevieja³ Servicio de Oncología Radioterápica Hospital Quirón Salud Torrevieja⁴ Servicio de Neumología Hospital Quirón Salud Torrevieja⁵ Servicio de Oncología Radioterapia Hospital Quirón Salud Torrevieja⁶ Técnico Superior de Radioterapia Hospital Quirón Salud Torrevieja**Corresponding Author:** rafael.padilla.radiofísica@gmail.com**1. Introducción:**

En la última década en el Hospital Quirón Salud Torrevieja se han tratado 11 pacientes con cáncer de pulmón o metástasis pulmonar mediante braquiterapia endobronquial de alta tasa (HDREB). En este poster recopilamos las dosimetrías y presentamos su resumen estadístico.

2. Material/Métodos:

El tratamiento radioterápico de alta tasa es administrado por el robot de carga diferida Microselectron (Elekta) que cuenta con una fuente de Ir-192. Esta llega hasta la lesión pulmonar a través del aplicador

Lumencath 5F (Elekta) que es implantado en quirófano mediante técnicas de broncoscopia y guiada por fluoroscopia.

La dosimetría se realiza sobre imagen TC con el planificador Oncentra 4.5.3 (Nucletron). Se han administrado 3 sesiones de 5 Gy ó 2 sesiones de 6-7 Gy, espaciadas semanalmente. Los puntos de prescripción recubren el PTV delimitado por el oncólogo que, en el promedio de los casos, tenía un volumen de $6,6 \pm 4 \text{ cm}^3$ (mediana $6,8 \text{ cm}^3$). En aquellos pacientes donde la lesión estaba próxima a la arteria aorta o al esófago se delimitaron las secciones de estos órganos cercanos al tumor (Figura 1).

Figura 1: Reconstrucción 3D del catéter (azul), PTV (rojo) y esófago (verde):

3. Resultados:

En la Figura 2 se muestra un histograma del volumen cubierto por el 90% de la dosis de prescripción. En cuanto a los órganos de riesgo, se registraron los D2cc. Los valores medios se muestran a continuación:

Esófago $1,9 \pm 1,0 \text{ Gy}$

Aorta $4,5 \pm 2,2 \text{ Gy}$

Figura 2: Valores de V90%. Histograma de todas las sesiones tratadas.

4. Discusión:

Los resultados dosimétricos son satisfactorios. Las dosis a órganos de riesgo son tolerables y excluyendo algunos casos donde el tratamiento deseado no pudo alcanzarse por proximidad del esófago, vemos que las coberturas empiezan a dibujar un histograma gaussiano con pico en el intervalo del [90%,110%] de la dosis pautada.

El tratamiento de HDREB es técnicamente sencillo pero requiere la colaboración entre los servicios de radioterapia y neumología, por lo que su aplicación podría extenderse a un mayor número de centros.

5. Conclusiones:

La técnica es factible, bien tolerada y con buena evolución clínica, siendo nuestra experiencia positiva y con continuidad en el futuro.

Bibliografía:

1. Sunilkar Singh Reddy, "Treatment Planning and Optimization in High-Dose-rate Braquitherapy" Journal of Cancer Research and Treatment no.2 (2013): 42-44.
2. J.A. Escobar-Sacristán, J.I. Granda-Orive, T. Guitiérrez Jiménez, J.M. Delgado, A. Rodero Baños, R. Sáez Valls, "Endobronchial brachytherapy in the treatment of malignant lung tumours" European Respiratory Journal no. 24 (2004): 348-352.
3. Subir Nag, Jason F Kelly, John L. Horton, Ritsuko Komaki, N. Dattatreyaudu, "Brachytherapy for carcinoma of the lung" Oncology Physicians Practice (2001) no. 15: 371-81.

Pósteres Braquiterapia / 107

Optimización de pedidos de fuentes radiactivas de baja tasa para implantes de próstata

Autores: Victor de la Llana Granja¹ ; David Miguel Pérez² ; Jesus María de Frutos Baraja² ; Daniel Martínez³ ; Carlos Andrés Rodríguez² ; Manuel Agulla Otero² ; Angel del Castillo Belmonte² ; Delfín Alonso Hernández² ; Mario Martín Veganzones⁴ ; Ricardo Torres Cabrera³

¹ Hospital Clínico Universitario Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: vlana@saludcastillayleon.es

Objetivo

Crear una herramienta que permita optimizar los pedidos de fuentes radiactivas de los implantes de próstata en una unidad de braquiterapia. Validar la reducción de residuos después de su implementación.

Material y métodos

Con los datos de 144 implantes previos con fuentes de ^{125}I Eckert & Ziegler BEBIG I25.S17Plus se estudió la relación entre el número de fuentes, la clase y el volumen de la próstata.

Se normalizaron todos los tratamientos a clase 6 para estimar el número de fuentes de esta clase que se habría utilizado por implante. La clase 6 tiene un valor de 0.52 mCi (0.66 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$) siendo la diferencia entre clases de un 10%.

Mediante el ajuste lineal, potencial y polinómico se obtuvieron las ecuaciones para modelar el número de fuentes en función del volumen de la próstata.

Se sobredimensionó el pedido un 20% con objeto de evitar posibles incertidumbres y se añadieron 5 fuentes para la verificación de la actividad.

Se descartan los pedidos que sean inferiores a 40 y superiores a 100.

La herramienta se validó a los 7 meses para comprobar la reducción de residuos. Para ello, se estudió la eficacia del ajuste lineal para 70 nuevos pedidos.

Resultados

El ajuste del número de fuentes (normalizadas a clase 6) Vs. volumen de la próstata, se recoge en la Figura 1. El valor del ajuste lineal fue $y=1,1683x+18,782$.

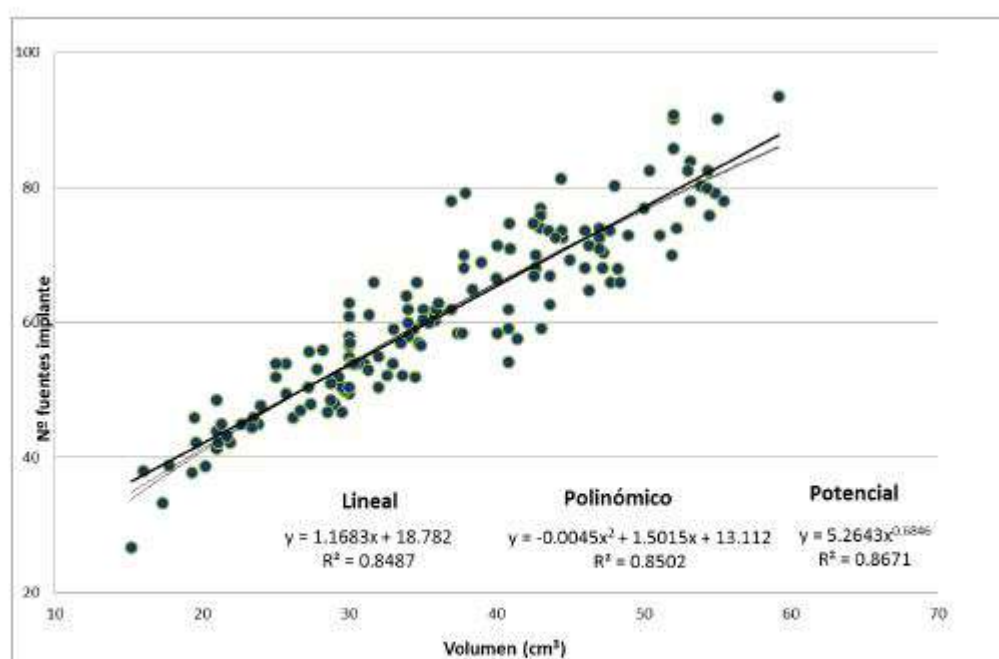


Fig. 1. Relación entre el número de fuentes por implante normalizadas a clase 6 y el volumen de próstata. Se agrega línea de tendencia para el ajuste lineal, polinómico y potencial.

Figure 898:

La mediana y desviación estándar del volumen y del número de fuentes obtenidos de los implantes del estudio completo son: $34.23 \pm 10.09 \text{ cm}^3$, 62 ± 10 , respectivamente.

Según el nomograma del estudio final (144+70 implantes) se presentan el resultado obtenido para próstatas desde 10 cm^3 a 50 cm^3 (tabla 1) para los diferentes ajustes.

Volumen (cm ³)	semillas ajuste lineal	semillas ajuste potencial	semillas ajuste polinómico	clase
10	45	40	45	5
20	65	60	65	5
30	70	70	70	6
40	75	80	80	6
50	90	90	90	7
60	100	100	100	7

Tabla 1. Resultados de los diferentes ajustes

Figure 899:

Los resultados de la tabla 1 indican que no hay diferencias significativas entre los 3 ajustes, quedando por tanto justificado el ajuste lineal que es más sencillo y fácil de implementar.

Los análisis previos mostraban un residuo de 23 ± 9 semillas por implante mientras que después de emplear el nomograma fueron de 17 ± 9 fuentes. El número de residuos promedio se ha reducido un 26% respecto a los pedidos anteriores. En ninguno de ellos el número de semillas ha sido insuficiente.

Conclusiones

Se demuestra la validez del ajuste lineal del procedimiento para pedidos de semillas de 125I. Se ha conseguido reducir el número de semillas desechadas por pedido.

Pósteres Braquiterapia / 258

Verificación de la tasa de kerma en aire de trenes de semillas de I-125 con las cámaras de ionización de pozo TM33005 y plana TM34051

Autores: Silvia Fernández Cerezo¹; Daniel Rodríguez Latorre¹; José Fernández García¹; Alfonso Villacé Gallego¹; Jesús Herrero Rojas¹; Diego Bruzos López¹; Daniel San José Olmedo¹; Diego Crelgo Alonso¹; Pedro Sánchez Galiano¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

Corresponding Author: silcere77@gmail.com

Introducción

Nuestro centro dispone de dos modelos de cámaras de ionización, una de pozo y otra plana, para la verificación de la $\dot{k}_{aire}$ de trenes de semillas de I-125. El propósito de este trabajo es comparar los valores de $\dot{k}_{aire}$ obtenidos con ambos equipos de medida.

Material y Métodos

Para la medida $\dot{k}_{aire}$ se dispone de la cámara pozo TM33005 (166 cm^3), la cámara plana TM34051 (55 cm^3) y un electrómetro Unidos de PTW. Las cámaras de ionización disponen de un certificado de calibración para la medida de $\dot{k}_{aire}$ de semillas de I-125 del tipo IsoSeed I25.S06 emitido por PTW. Para la cámara plana se utilizó el factor de calibración obtenido en una calibración interna con una semilla suministrada para la calibración. La mayor fuente de incertidumbre en la determinación de $\dot{k}_{aire}$ es la de la incertidumbre asociada al factor de calibración de las cámaras de ionización que es

del 3.2% para la cámara plana y del 2.8% para la pozo con $k=2$.

Cada lote de semillas dispone de un certificado de calibración de $\dot{k}_{aire}$ con una incertidumbre asociada de 4.7% con $k=2$. Se midieron un 10% de las semillas suministradas en cada lote, en trenes de 4, 5 y 6 semillas dependiendo del número total de semillas de cada lote.

Una vez colocado el tren de semillas en el soporte de cada cámara, se integra la carga colectada durante un minuto. Se repite la medida tres veces, volviendo a colocar el tren de semillas en el soporte para cada una de las medidas.

Resultados

Los valores de $\dot{k}_{aire}$ obtenidos para los lotes analizados con cada una de las cámaras de ionización se presentan en las Tablas 1 y 2, así como las diferencias relativas entre estos valores y los del certificado de calibración de $\dot{k}_{aire}$ de las semillas emitido por la empresa suministradora.

Discusión

Se observa un buen acuerdo entre las determinaciones de $\dot{k}_{aire}$ con las dos cámaras de ionización utilizadas, difiriendo la $\dot{k}_{aire}$ establecida con cada una de las cámaras en menos de un 1.2% en todos los lotes analizados, excepto en uno donde la diferencia es del 1.7%. El coeficiente de correlación de las desviaciones relativas entre el valor del $\dot{k}_{aire}$ del certificado de calibración y el determinado con cada una de nuestras cámaras del 0.89, que es estadísticamente significativo para $p=0.001$. La carga colectada es del orden de cuatro veces superior con la cámara pozo respecto a la plana para el mismo tren de semillas, debido al mayor volumen activo de la cámara pozo.

Conclusiones

Las cámaras de ionización de pozo TM33005 y la plana TM34051 de PTW son adecuadas para la verificación de la $\dot{k}_{aire}$ de trenes de semillas de I-125, obteniéndose valores de $\dot{k}_{aire}$ que difieren en menos de un 1.2% en el 91% de los lotes analizados.

nº Lote	nº de semillas medidas	Camara Pozo TM33005				
		Carga media medida M [pC]	s/M	Tasa de Kerma de referencia en aire por semilla		
				Certificado $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$	Medido $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$	Desviación
1B	6	436,87	0,03%	0,6970	0,6924	0,66%
2B	5	354,83	0,03%	0,6810	0,6741	1,02%
3B	6	427,23	0,03%	0,6890	0,6817	1,06%
4B	6	431,77	0,07%	0,6810	0,6887	-1,13%
5B	6	436,40	0,10%	0,6970	0,6971	-0,01%
6B	6	441,20	0,13%	0,6970	0,7050	-1,14%
1A	4	348,73	0,07%	0,8211	0,8203	0,10%
2A	4	347,03	0,06%	0,8022	0,8216	-2,42%
3A	4	334,90	0,06%	0,8116	0,7929	2,31%
4A	4	329,57	0,17%	0,8022	0,7800	2,76%
5A	4	342,00	0,30%	0,8211	0,8106	1,27%
6A	4	343,03	0,04%	0,8211	0,8133	0,95%

Figure 900: Cámara Pozo TM33005

nº Lote	nº de semillas medidas	Camara Plana TM34051				
		Carga media medida M [pC]	s/M	Tasa de Kerma de referencia en aire por semilla		
				Certificado $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$	Medido $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$	Desviación
1B	6	115,4	0,13%	0,6970	0,6960	0,14%
2B	5	91,4	0,01%	0,6810	0,6702	1,58%
3B	6	103,0	0,11%	0,6890	0,6785	1,51%
4B	6	111,0	0,00%	0,6810	0,6771	0,56%
5B	6	113,0	0,09%	0,6970	0,6911	0,85%
6B	6	115,5	0,14%	0,6970	0,7068	-1,39%
1A	4	91,5	0,04%	0,8211	0,8280	-0,84%
2A	4	89,3	0,01%	0,8022	0,8188	-2,07%
3A	4	80,2	0,04%	0,8116	0,7919	2,43%
4A	4	84,3	0,33%	0,8022	0,7709	3,89%
5A	4	87,7	0,32%	0,8211	0,8045	2,02%
6A	4	89,1	0,33%	0,8211	0,8179	0,39%

Figure 901: Cámara Plana TM34051

Pósteres Braquiterapia / 433**Necesidad de CT y dosimetría personalizada en braquiterapia vaginal con aplicador cilíndrico****Autor:** Ramón Polo Cezón¹**Co-autores:** María del Pilar Jiménez López² ; Miguel Medina Céspedes² ; Rocio García Marcos² ; María Hernández Miguel² ; José Miguel Jiménez González²¹ Hospital Rey Juan Carlos² Hospital Rey Juan Carlos**Corresponding Author:** ramonpolo@hospitalreyjuancarlos.es**Introducción**

En braquiterapia exclusiva (profiláctica) con aplicador cilíndrico existe consenso en que el cálculo en 3D no supone un cambio en la decisión de tratamiento pues las dosis en órganos de riesgo no superan nunca las dosis máximas aceptables. En el caso de braquiterapia combinada con Radioterapia externa en nuestro centro realizamos un CT y dosimetría personalizada en cada aplicación y nos preguntamos si la realización de un segundo CT y dosimetría aporta un beneficio real sobre el paciente.

Material y métodos

Se han analizado 10 pacientes (cilindros de 25, 30 y 35mm) con dos aplicaciones de braquiterapia. Sobre el segundo CT se ha reproducido la primera planificación y se han comparado ambas dosimetrías. Se han analizado tanto los órganos de riesgo (dosis en dos centímetros cúbicos de recto y vejiga) como el volumen de tratamiento (dosis en superficie y a 5 milímetros del aplicador).

Resultados

Para todos los pacientes se ha observado un buen ajuste lineal (Pendiente cercana a uno en todos los casos y unos índices de correlación que van de 0.52 a 0.97) entre los valores dosimétricos realizando una segunda dosimetría y los valores obtenidos volcando la primera dosimetría sobre el segundo CT (Figura1).

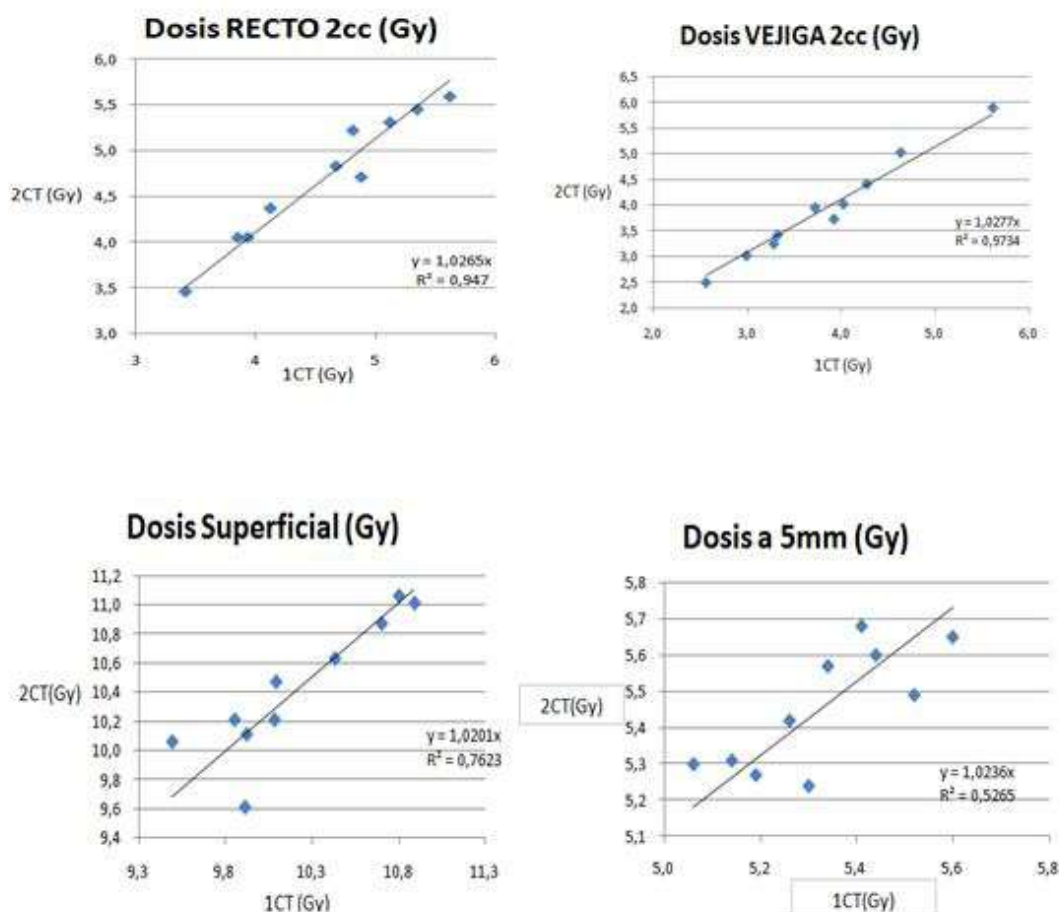


Figure 902: Ajustes Lineales e índices de correlacion

Se ha calculado el índice de correlación de Spearman y se ha obtenido una correlación perfecta para los órganos de riesgo, una correlación fuerte para la dosis en superficie y una correlación significativa para la dosis a 5mm (Figura 2).

Recto

Correlación de Spearman
$R_s = 0,96$
$p < 0,01$

CORRELACIÓN PERFECTA**Dosis en superficie**

Correlación de Spearman
$R_s = 0,91$
$p < 0,01$

CORRELACIÓN FUERTE**Vejiga**

Correlación de Spearman
$R_s = 0,98$
$p < 0,01$

CORRELACIÓN PERFECTA**Dosis a 5mm**

Correlación de Spearman
$R_s = 0,72$
$p < 0,05$

CORRELACIÓN SIGNIFICATIVA

Figure 903: Índices de correlación de Spearman

Conclusiones

A partir de los datos analizados concluimos que:

1. En ningún caso se sobrepasaron los límites en órganos de riesgo.

2. En todos los casos se han alcanzado dosis EQD2 en la superficie dentro de los límites aceptables.
3. Existe una buena correlación en los valores dosimétricos (órganos de riesgo y dosis).
4. EL SEGUNDO CT JUNTO CON LA DOSIMETRÍA NO APORTA BENEFICIO SOBRE EL PACIENTE.

Pósteres Braquiterapia / 612

Toxicidades en braquiterapia ginecológica HDR. Valoración de toxicidades en función del grado de homogeneidad en el diseño del tratamiento.

Autores: carlos baeza monedero¹ ; Nerea López Martín^{None} ; Jorge Martín Rodríguez²

¹ Hospital Universitario Virgen de la Macarena

² Hospital Universitario Virgen Macarena

Corresponding Author: carlosjuanbaeza@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La braquiterapia intracavitaria HDR es una herramienta fundamental en el tratamiento radical de adenocarcinomas endometriales.

Las secciones de los órganos de riesgo que se encuentran más próximas a la superficie del aplicador endovaginal son especialmente sensibles, alcanzando toxicidades significativas en estas regiones proximales.

Este trabajo propone un estudio comparativo entre los tres métodos de optimización basados en puntos de control individuales, presentes en nuestro sistema SagiNova (SagiPlan).

OBJETIVOS

Se pretende analizar las diferencias entre los distintos cálculos de dosis, diferenciando entre optimizaciones de homogeneidad de tiempo fuerte, medio y débil. Se analizan los resultados en función de la toxicidad en vejiga y recto, para tratamientos endometriales a 18Gy (6Gy/fx), con braquiterapia de alta tasa, y con un aplicador cilíndrico de 3cm.

METODOLOGÍA

Se analizan las diferencias existentes entre la optimización de los tiempos de parada en la braquiterapia de alta tasa, analizando la repercusión de la misma en la toxicidad de los órganos de riesgo. Analizaremos los valores de dosis (Gy) en los puntos de control establecidos, dosis mínima, dosis máxima, y dosis media de 10 pacientes tratadas con cilindro de braquiterapia de alta tasa, a 18Gy, fraccionado en 6Gy por fracción.

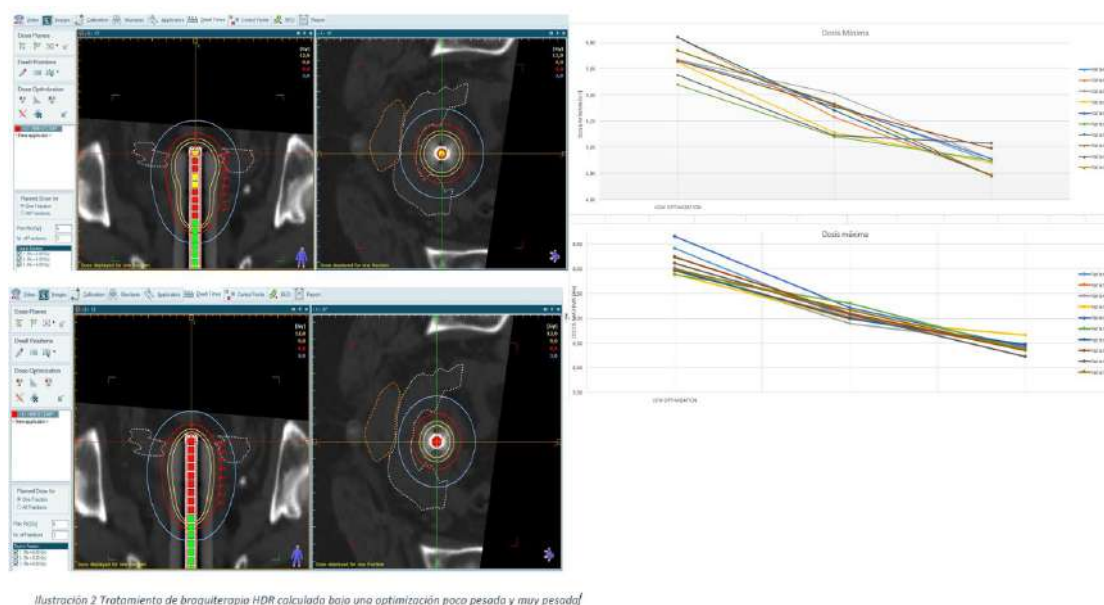


Figure 904: Representación de curvas de isodosis. Dosis máxima. Dosis mínima

RESULTADOS

Analizando los datos obtenidos apreciamos una variación significativa, tanto de la dosis mínima como de la dosis media y dosis máxima de los tratamientos al realizar una optimización fuerte sobre los puntos de prescripción frente a una optimización débil.

Este hecho refleja una disminución de la Dmean que ha alcanzado niveles máximos de un 10% entre la optimización fuerte y débil, reflejando la necesidad de una normalización del tratamiento que compense esta disminución de dosis.

	LOW OPTIMIZATION			MEDIUM OPTIMIZATION			STRONG OPTIMIZATION		
	Min Dose [Gy]	Max Dose [Gy]	Mean Dose [Gy]	Min Dose [Gy]	Max Dose [Gy]	Mean Dose [Gy]	Min Dose [Gy]	Max Dose [Gy]	Mean Dose [Gy]
Patient 1	5,67	8,41	7,04	5,33	7,00	6,17	4,89	6,41	5,65
Patient 2	5,84	7,96	6,90	5,23	7,03	6,13	4,79	6,38	5,59
Patient 3	5,67	8,02	6,85	5,41	6,89	6,15	4,91	6,48	5,70
Patient 4	5,65	7,89	6,77	5,11	6,98	6,05	4,88	6,66	5,77
Patient 5	5,74	8,65	7,20	5,32	7,21	6,27	4,91	6,42	5,67
Patient 6	5,48	7,88	6,68	5,08	7,31	6,20	4,90	6,36	5,63
Patient 7	5,84	7,97	6,91	5,28	6,99	6,14	4,78	6,47	5,63
Patient 8	5,66	8,24	6,95	5,31	7,10	6,21	4,99	6,35	5,67
Patient 9	5,55	8,11	6,83	5,09	7,08	6,09	5,03	6,22	5,63
Patient 10	5,74	8,00	6,87	5,33	7,17	6,25	4,78	6,36	5,57

Figure 905: Resumen datos obtenidos

Se aprecia una elevada heterogeneidad en los tiempos cuando se realiza una optimización débil frente a la fuerte. Por recomendaciones del equipo, siempre se optará por tratamientos simplificados en los que los tiempos de parada sean lo más parecidos posibles, para evitar incertidumbres de posicionamiento, aunque no se han apreciado errores de ningún tipo en los pacientes que han sido sometidos a estudio.

Los tiempos de parada también muestran una clara variación directamente relacionada con la fuerza de la optimización del grado de homogenización de los tiempos.

De esta manera, optimizaciones más fuertes producen menos descompensación en los tiempos de parada.

CONCLUSIONES

Cualquiera de las tres optimizaciones de la dosis ofrece unos resultados correctos. La elección de uno de los tres métodos estudiados se verá condicionado por la proximidad de los órganos de riesgo que encontramos (vejiga, recto, sigma) y la relación cobertura/protección que queramos ofrecer.

Esto dependerá también fuertemente del grado y calidad de la preparación que el paciente haya realizado.

Además, siempre que podamos homogeneizar los tiempos de parada de la fuente en el tratamiento pudiendo aplicar una homogeneización de mayor grado, será conveniente declinarnos por esta opción, ya que disminuye los errores de posicionamiento, ofrece una calidad igualmente óptima del tratamiento, y disminuye el riesgo de incidentes durante el tratamiento del paciente.

Pósteres Braquiterapia / 318

Creación de moldes mediante FDM (Fused Deposition Modeling) para tratamientos de cáncer de piel con braquiterapia de alta tasa.

Autores: Oscar Pera Cegarra¹ ; Ismael Membrive Conejo¹ ; Jaume Quera Jordana¹ ; Julia Pose Acevedo² ; Enric Fernandez-Vililla¹ ; Manel Algara Lopez¹

¹ *Parc de Salut Mar*

² *Universitat Pompeu Fabra*

Corresponding Author: jquera@parcdesalutmar.cat

1. Introducción:

La tecnología de impresión tridimensional ha tenido en los últimos años un auge espectacular convirtiéndose en una pieza fundamental en el futuro de sectores como la ingeniería espacial o la medicina. En este último campo, especialidades como la cardiología y la cirugía llevan tiempo haciendo uso extenso de esta; en gran medida gracias al abaratamiento de las impresoras 3D y al desarrollo de nuevos materiales y técnicas de impresión. Sin embargo, en el campo de la Oncología Radioterápica su uso está mucho menos extendido pese a ser sus aplicaciones potenciales muy interesantes. Una posible de estas aplicaciones es la creación de aplicadores personalizados para braquiterapia.

Nuestro objetivo es establecer un procedimiento que permita implementar en la práctica clínica diaria el diseño, fabricación y uso de moldes hechos con impresora 3D para tratamientos de piel con braquiterapia de alta tasa.

2. Materiales y métodos:

El servicio dispone de una impresora 3D FDM Ultimaker 2+ (2500€ aprox.). Los moldes se fabrican en ABS con certificado de biocompatibilidad (15€/molde aprox.). Los pacientes se simulan en un escáner Somatom Confidence de Siemens y los tratamientos se realizan en un GammamedPlusTM iX HDR de VARIAN.

El software utilizado para la delimitación de estructuras y la planificación es Eclipse 13.7. Adicionalmente se ha utilizado: NASE3D (programa propio), Meshmixer (programa gratuito) y CURA (programa gratuito).

Flujo de trabajo (Figura 1):



Figura 1: Flujo de trabajo.

Figure 906:

- El primer paso es el diseño del molde en Eclipse a partir del escáner realizado al paciente; tanto del contorno como de los canales por los que circulará la fuente. Los canales se establecen paralelos y equidistantes, a 5mm del contorno del paciente y con una separación de 10mm entre ellos.
- Una vez diseñado el molde, es posible realizar una pre-dosimetría para tener una estimación del resultado final. Si esta es aceptada, se puede proceder a la impresión.
- Para ello es necesario exportar la estructura en DICOM RT al programa de creación propia NASE3D (disponible en GITHUB gratuitamente bajo licencia MIT). El programa convierte las estructuras en mallas de triángulos.
- A continuación, con Meshmixer, se montan las diferentes partes del molde y se crea la estructura sólida final en formato STL.
- Finalmente, mediante CURA, introducimos todos los parámetros de la impresión, quedando la pieza lista para iniciar el proceso.
- Una vez obtenido el molde definitivo, se puede realizar un nuevo TC al molde para verificar su correcta geometría y replanificar la dosimetría original.

3. Resultados:

Este proceso se ha llevado a cabo en 5 pacientes de forma satisfactoria. Los pacientes completaron el tratamiento de la forma esperada. Los resultados clínicos y dosimétricos (ver Tabla 2) están pendientes de valoración a la espera de obtener más datos. Ningún paciente tuvo que ser resimulado ni replanificado.

	Localización	Histología	Esquema	V85%	Dosis Media	Dosis Máxima	Toxicidad aguda	Respuesta
1	Punta Nasal	Basocelular	40 Gy 4 GylFx	82%	98%	124%	Grado 3	Persistencia
2	Preauricular D	Escamoso	40 Gy 4 GylFx	69%	93%	124%	Grado 2	Respuesta completa
3	Punta Nasal	Basocelular	40 Gy 4 GylFx	100%	112%	132%	Grado 3	Recidiva
	Ala Nasal	Basocelular	40 Gy 4 GylFx	57%	89%	117%		
4	Punta Nasal	Basocelular	40 Gy 4 GylFx	98%	109%	129%	Grado 3	Respuesta completa
5	Mejilla D	Basocelular	54 Gy 3 GylFx	96%	112%	148%	Grado 3	Respuesta completa

Tabla 1

Figure 907:

4. Discusión:

La puesta en marcha ha supuesto un coste económico moderado (<3.000€), pero una elevada inversión de tiempo y personal. La impresión 3D en general posee una pronunciada curva de aprendizaje a tener en cuenta. Se requirió, además, de la creación de software propio (NASE3D) para superar determinados aspectos sin solución comercial. Sin embargo, el resultado final ha supuesto un aumento en la precisión de los tratamientos y en la comodidad del paciente al no tener que repetir las simulaciones y no realizar los moldes sobre este.

5. Conclusiones:

La tecnología 3D es económicamente accesible para un servicio de radioterápica.

Es viable la realización de tratamientos de braquiterapia que requieran un alto nivel de personalización. Aunque implica una importante inversión de horas y personal.

Pósteres Braquiterapia / 336

Experiencia en tratamientos de braquiterapia útero-vaginal con planificación según CTV

Autor: Carmen Libertad Candón González¹

Co-autores: Ignacio Javier Castro Ramirez²; Inés Flores-Cacho³; mercedes gonzalez guerrero⁴; M^a AMPARO IBORRA OQUENDO⁵

¹ Hospital Universitario Puerta del Mar (Cádiz)

² HUPM

³ Hospital Univ. Puerta del Mar (Cádiz)

⁴ HOSPITAL uNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR

⁵ HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR

Corresponding Author: carmenlibertad1989@gmail.com

Introducción

Se presenta un conjunto de pacientes a las que se les realiza un TC como base de la planificación con *Oncontra*. En la evaluación con el radioterapeuta, acordamos acercar los puntos H a distancias de 1,8 o 1,6 cm del catéter y los puntos de optimización entre 1,4 y 1,8 cm para ajustarlos a la superficie del CTV contorneado y proteger todo lo posible la vejiga y el recto.

Además, se desactivan las primeras posiciones cargadas en el catéter uterino según el caso para evitar irradiar en exceso el colon sigmoideo (sigma). Seguimos cargando la tercera posición activada para realizar la misma optimización que en el modelo de París original.

Material y métodos

La muestra de pacientes incluye 13 pacientes a las que se les prescribió un tratamiento de braquiterapia útero-vaginal “según CTV”. También se realiza, a modo de comparativa, la planificación siguiendo el método de París convencional. Recopilamos las dosis impartidas en vejiga, sigma y recto, el recubrimiento del CTV, el tiempo de tratamiento, el porcentaje de la dosis prescrita que se recoge en los puntos de normalización y el máximo porcentaje de la dosis prescrita en los puntos de optimización para ambos procedimientos.

Resultados

En la figura 1 se muestran las desviaciones en tanto por ciento de la planificación “según CTV” con respecto al “sistema de París”, de las dosis en vejiga, sigma y recto, el tiempo de tratamiento y las diferencias en tanto por ciento del V95%, la dosis impartida en los puntos H y la máxima dosis recibida en los puntos de optimización.

En la planificación “según CTV”, de las 13 pacientes evaluadas solo 3 presentan una mejora en el recubrimiento del CTV mientras que se pierde hasta un 13,5% de recubrimiento en el resto. Sin embargo, la dosis en los órganos de riesgo se ve reducida hasta un 42% en vejiga, 45% en sigma y

24% en recto. Sólo en dos pacientes la vejiga y el sigma se ven perjudicados pero el resto de órganos presentan una clara mejoría. El tiempo de tratamiento se reduce hasta un 36%, mientras que no se observan cambios importantes de forma generalizada en los puntos H y de optimización.

Discusión

Ante los resultados preliminares, a pesar de la pérdida en la cobertura del volumen blanco la prescripción "según CTV" presenta ventajas frente al sistema de París. El tiempo de tratamiento se reduce, mejorando la comodidad de la paciente y reduciendo la posibilidad de que se mueva. El hecho de que la dosis recibida en los puntos H y de optimización no presente variaciones importantes, salvo algún caso puntual, indica que los procesos de normalización y optimización son equivalentes a los del sistema de París.

Conclusión

Los resultados obtenidos muestran que la planificación adaptada a la superficie del CTV es una técnica segura y eficiente para el tratamiento de la patología y la protección de los órganos de riesgo. Se propone recopilar más casos para seguir evaluando dicho procedimiento.

Paciente	Dif. CTV 95 (%)	Desv. dosis vejiga (%)	Desv. dosis sigma (%)	Desv. dosis recto (%)	Desv. tiempo de tto (%)	Dif. dosis puntos H (%)	Dif. Máx. puntos opt. (%)
1	-3,2	-15,0	-14,9	-1,9	-11,5	0,0	0,3
2	-9,0	-41,5	-31,4	-6,6	-23,2	-0,1	-6,7
3	-13,5	-31,6	-33,6	-13,4	-23,6	0,0	-0,5
4	-7,9	-17,3	-25,2	-3,0	-12,5	0,0	-0,9
5	-1,1	-16,7		-5,7	-18,6	0,0	8,1
6	-3,1	-22,4		-12,3	-15,8	1,0	-14,9
7	-3,2	-9,0	-27,3	-5,4	-22,0	0,0	0,2
8	-2,4	-9,7	-12,7	-2,4	-9,0	0,0	0,2
9	-0,6	-0,4	-3,9	-1,4	-6,7	0,0	-1,1
10	1,5	-12,7	-25,7	-2,3	-8,4	0,0	10,5
11	1,0	1,1	-10,2	-0,9	-9,1	0,0	0,5
12	-7,6	-21,3	-45,3	-24,4	-36,4	-1,5	-5,8
13	6,7	8,4	-29,4	7,2	-5,6	0,0	9,6

Figure 908: Comparativa resultados "según CTV" vs "Sistema de París"

Pósteres Braquiterapia / 377

Verificación del temporizador en dispositivos de carga diferida mediante cámara de video.

Autores: José Carlos Ramírez Carmona¹ ; Rafael Moreno Cano¹ ; Isabel Ortega Martín¹

Co-autores: Teresa Perez Garcia-Estañ¹ ; Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Manuel José Buades Forner¹ ; Bonifacio Tobarra González¹

¹ Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica, Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.

Corresponding Author: joseramirezcarmona@gmail.com

Introducción

El plan de control de calidad de un equipo de carga diferida en braquiterapia de alta tasa, debe incluir pruebas iniciales y periódicas sobre la exactitud, linealidad y reproducibilidad del temporizador.

Estas verificaciones se han realizado, tradicionalmente, por métodos ionométricos, como refleja el informe del grupo de braquiterapia de la SEFM.

En este trabajo se propone un método alternativo para el control de calidad del temporizador mediante cámara de vídeo. Este procedimiento ofrece una medida sencilla, directa e independiente de la dosis en tránsito.

Material y Métodos

El equipo de braquiterapia de carga diferida utilizado es un Flexitron (Elekta). La sala de tratamiento en nuestra instalación está equipada de una cámara digital Sony SNC-EP521, utilizada para monitorizar al paciente y en la verificación y calibración de la posición de la fuente. Se utiliza un dispositivo de comprobación suministrado por el mismo fabricante (3-channel Source Position Check Ruler) que permite visualizar la fuente sobre una regla con fondo de escala de 1 mm (Figura 1). La cámara permite realizar a la región central de la regla (posición 1200 en Flexitron) para la prueba.

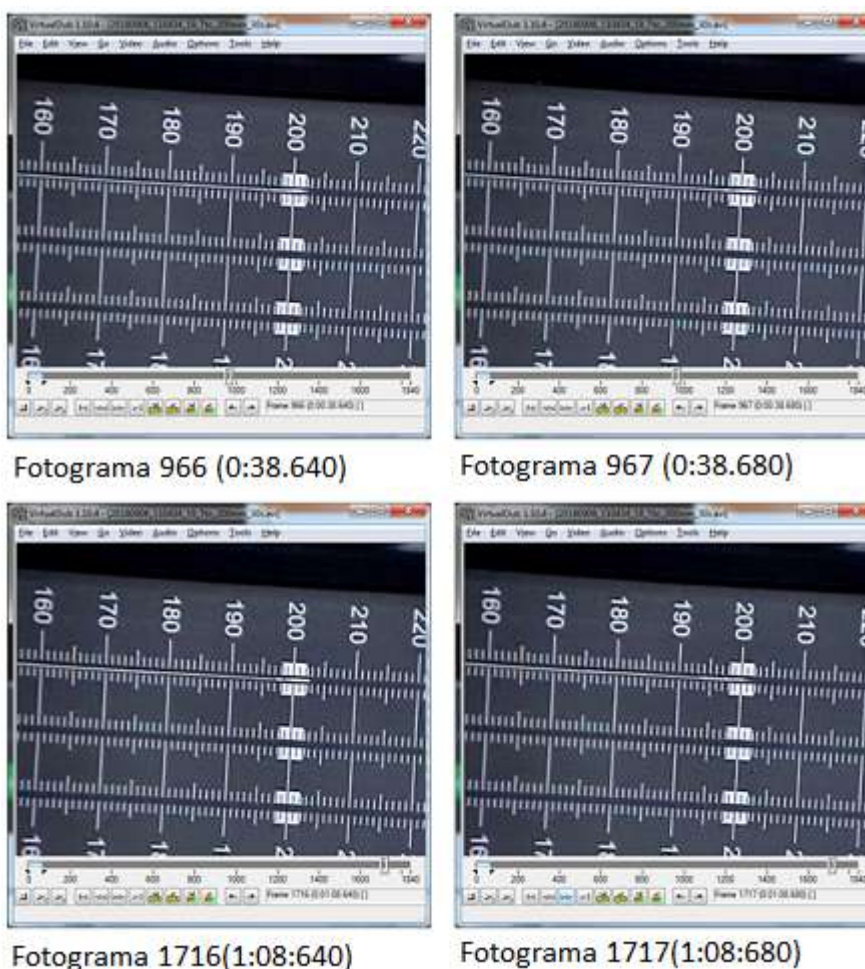


Figure 909: Fotogramas de entrada y salida de la fuente

Esta cámara digital se comunica por Ethernet con la estación de control de Flexitron y cuenta con un reloj de sincronización independiente para la exposición y lectura del CCD. La frecuencia de adquisición en modo vídeo es de 25 fotogramas por segundo (fps), lo que supone una resolución temporal de 40 ms. Utilizando el número de fotogramas como una medida directa de tiempo, se han generado planes de tratamiento con diferentes tiempos de irradiación entre 5 y 100 s en la posición 1200. En cada uno de estos planes se ha grabado un vídeo registrando la llegada, permanencia y salida de la fuente.

Utilizando el software de libre distribución VirtualDub es posible determinar los fotogramas primero y último, en que la fuente está en la posición destino. La diferencia entre las marcas de tiempo de estos fotogramas permite una medida directa del tiempo de permanencia de la fuente. Para minimizar el efecto de *blooming* por movimiento de la fuente, se ha aumentado la iluminación de la sala con lámparas auxiliares (el tiempo de exposición de la imagen disminuye).

Resultados y discusión

En la figura 2 se presentan los tiempos medidos frente a los teóricos y el ajuste lineal. En todos los casos, los errores absolutos son inferiores a 50 ms. Con respecto a la linealidad, se ha obtenido un coeficiente de correlación $r^2=1,000$, lo que verifica el comportamiento lineal del temporizador.

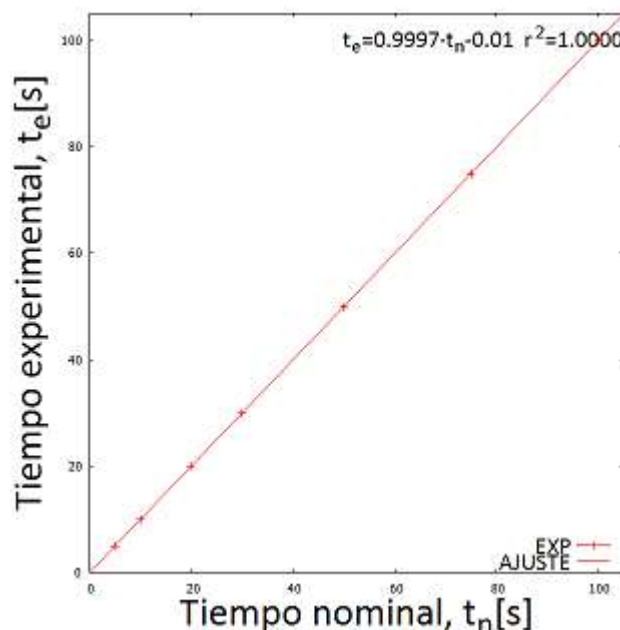


Figure 910: Tiempos medidos frente a tiempos nominales

A partir del desplazamiento de la fuente entre fotogramas (cuando la fuente está en movimiento), se ha determinado una velocidad de transferencia de $0,33 \text{ m/s} \pm 0,08 \text{ m/s}$.

Conclusiones

El método propuesto permite una medida independiente de la exactitud y linealidad del temporizador con una incertidumbre pequeña. El procedimiento es sencillo y puede realizarse junto a la verificación del posicionado de la fuente sin necesidad de material complementario.

Pósteres Braquiterapia / 562

VALIDACIÓN DE LA SECUENCIA 3D CUBE DE RESONANCIA MAGNETICA PARA PLANIFICAR BRAQUITERAPIA GINECOLÓGICA DE CÉRVIX

Autor: Concepcion Ángeles Huertas Martínez¹

Co-autores: Carlos Ferrer Gracia²; Rodrigo Plaza Núñez¹; Rocío Simón de Blas²; José Bayón Llera¹; Gloria Briones Monroy³; Eva Corredoira Silva¹

¹ Hospital Universitario La Paz

² H.U. La Paz

³ TER

Corresponding Author: conchihuertasmartinez@hotmail.es

Introducción

Las sociedades internacionales recomiendan que la braquiterapia (BT) de cáncer de cérvix se planifique exclusivamente sobre imágenes de resonancia magnética (RM) en T2 weighted. En espacial si tienen componente intersticial. Es decir, recomiendan contornear y reconstruir el aplicador y agujas

intersticiales en RM.

Esta imagen RM deben tener suficiente calidad, no presentar distorsiones y en ellas deben ser visibles los marcadores visibles en resonancia magnética (mRM), para la reconstrucción del aplicador. En este trabajo se indica cómo fabricar un maniquí compatible con RM y si los parámetros de la secuencia 3D cube elegida, dan una imagen que cumpla con estos requisitos.

Material y Métodos

En primer lugar se prepara un maniquí casero, este consiste en un recipiente de plástico que se rellena con agua y agar y en él, se introducen los conjuntos de aplicadores sonda intrauterina con ovoides y sonda intrauterina con anillo, todos de Elekta. Antes de realizar las imágenes de RM, se colocan los mRM que están rellenos de Betadine®.

Recientemente el grupo de trabajo de BT de la SEFM ha publicado las consideraciones prácticas en la implementación de la RM en la planificación de BT ginecológica de cérvix. De ella tomamos los parámetros de la secuencia 3D cube para un equipo SIGNA 1.5T de General Electric, como el nuestro. Con la ayuda del técnico especialista de resonancia se modifican estos parámetros hasta que se obtiene una imagen con buena señal ruido. En la tabla 1 mostramos los parámetros de la secuencia 3D Cube fijada para planificar en BT.

Secuencia	3D Cube
Orientación	3D
ETL, echo train length (ms)	90
TR, repetition time (ms)	2000
TE, echo time (ms)	Máximo
Espesor de corte (mm)	1.4
Dirección de Fase	AP
NEX (nº excitaciones)	1
FOV (field of view)(mm²)	240x240
Matriz de adquisición	256x256
Tamaño de Pixel (mm)	0.9x0.9
Bandwidth (Hz)	50

Figure 911: Secuencia 3D

Tras adquirir la imagen de RM, se hace una imagen CT en un equipo PHILIPS Big Bore.

Ambas modalidades de imágenes se fusionan en el planificador Mónaco vs 5.11.02. Se analizan sus dimensiones, comparando con los valores nominales dados por el fabricante. Y se verifica que se visualiza el mRM, que marca el recorrido de la fuente por el interior del aplicador.

Resultados

Los resultados se muestran en la tabla 2.

	NOMINAL	RM (3D cube)	CT (cortes 2mm)	Distorsión (%)
Recipiente				Entre CT y RM
X (mm)		8.00	8,03	0.4
Y (mm)		31,23	31,25	0.1
Z (mm)		4,92	4,90	-0.4
Ovoides				Entre valor nominal y RM
X (diámetro) (mm)	2.00	2.00	2,01	0.5
Y (diámetro) (mm)	2.00	2.00	2,01	0.5
Z (largo) (mm)		3,01	3.00	
Ring				Entre valor nominal y RM
X(diámetro) (mm)	2,60	2,60	2,61	0.4
Y(espesor) (mm)		1,51	1,51	
Z(diámetro) (mm)	2,60	2,60	2.59	-0.4

Figure 912: Medida de distorsión

Discusión

Las distorsiones obtenidas en la RM son menores del 0.5% en todas direcciones, lo que permite contorneo los volúmenes y reconstruir el aplicador con precisión.

Los mRM se visualizan bien en la RM, sirve como guía para reconstruir los aplicadores. Al superponerlo con las imágenes CT, con el marcador radiopaco, podemos conocer la posición más distal de la fuente.

Conclusión

La secuencia de RM 3D Cube en T2w con que se adquieren las imágenes para BT ginecológica, son aptas para planificar. Además, el maniquí de agar aporta una textura sólida semejante al tejido del paciente y permite que los aplicadores se mantengan fijos entre la adquisición del TC y la RM. Esto será útil en el momento que tengamos que caracterizar agujas intersticiales para poder reconstruirlas.

Pósteres Braquiterapia / 680

Simulación Montecarlo de la distribución de dosis de la fuente de HDR modelo Bebig Co0.A86

Autores: Alfonso Villacé Gallego¹ ; Diego Crelgo Alonso¹ ; Silvia Fernández Cerezo¹ ; Daniel Rodríguez Latorre¹ ; José Fernández García¹ ; Pedro Sánchez Galiano¹ ; Daniel San José Olmedo¹ ; Diego Bruzos López¹ ; Jesús Herrero Rojas¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

Corresponding Author: alfonsovillace@yahoo.es

Introducción:

En este trabajo se realiza la simulación mediante método Montecarlo de la distribución de tasa de dosis alrededor de la fuente de Co-60 modelo Bebig Co0.A86. A partir de la simulación se calculan las funciones que la caracterizan de acuerdo al formalismo del TG-43, así como su constante de tasa de dosis.

Materiales y Métodos:

Mediante el código montecarlo Penelope2014 y el paquete penEasy, se simula la geometría detallada de la fuente de Co-60 de la empresa Eckert-Ziegler Bebig. La fuente consiste en un núcleo activo de cobalto de 0.5 mm de diámetro y 3.5 mm de longitud activa encapsulado en un cilindro de acero inoxidable AISI-316L de alta densidad y punta redondeada.

Para el cálculo de la constante de tasa de dosis Λ , la fuente se coloca en vacío rodeada de un anillo de aire a 1m de distancia para evaluar la tasa de kerma de referencia en aire a partir de la fluencia, determinada con el estimador basado en la longitud de recorrido (track length estimator). Posteriormente la fuente se simula en agua obteniendo la tasa de dosis en el punto de referencia $\dot{D}(r_0, \theta_0)$.

De la distribución de dosis obtenida en agua, se ha calculado mediante Matlab la función geométrica, radial y las funciones de anisotropía a distintas distancias. Se han realizado dos simulaciones en agua: cerca de la fuente con alta resolución e incluyendo el transporte electrónico; y lejos de la fuente con menor resolución y usando la aproximación dosis-kerma de colisión.

Resultados:

La contante de tasa de dosis obtenida en este trabajo coincide con los valores publicados relativos a este modelo de fuente:

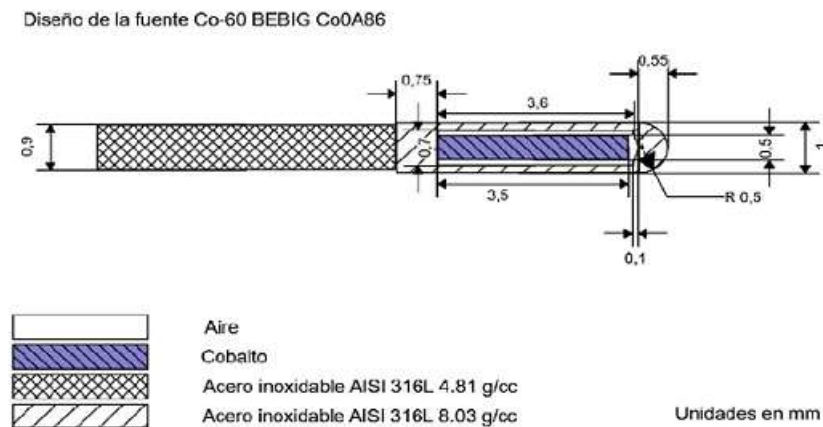


Figura 2: Diseño detallado de la fuente de Eckert & Ziegler BEBIG-Co0A86.

	Código MC	Λ (cGy/h.U)	Diferencias
Este estudio	Penelope 2014	1.096(8)	
Guerrero et al	Penelope 2011	1.094	-0.18 %
Anwarul et al	EGSnrc	1.097	0.09 %
Selvam et al	DOSRZ (EGSnrc)	1.097	0.09 %
Consenso		1.092	-0.36 %

Figure 913: Constante de tasa de dosis.

La función radial obtenida, tanto en la región cercana a la fuente donde no existe equilibrio electrónico, como más allá de 1 cm coincide con los valores de consenso publicados. Las funciones de anisotropía coinciden con las simulaciones realizadas con el mismo código:

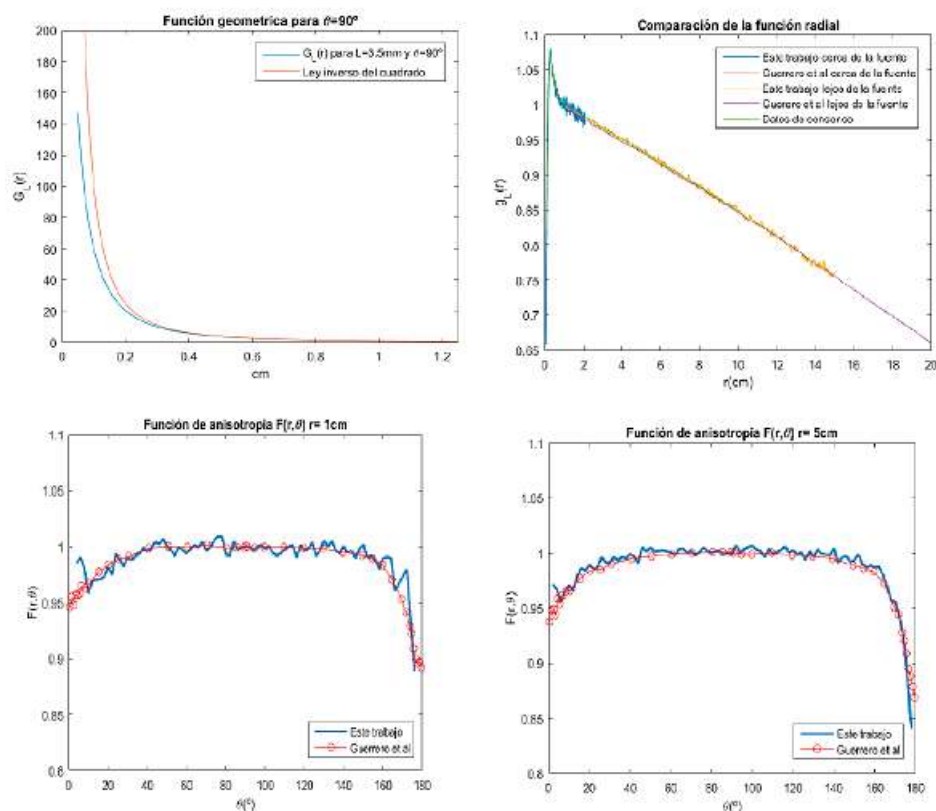


Figure 914: Funciones geométricas, radial y de anisotropía.

Conclusiones:

Con la comparación con datos publicados en la literatura con un código montecarlo similar, queda validado tanto el modelo de la fuente realizado, como el procedimiento de cálculo de las funciones del formalismo del TG-43, dado que estas coinciden en el rango de distancias estudiado.

Discusión:

En braquiterapia de HDR se está popularizando el uso de fuentes de Co-60 en sustitución de las fuentes habituales de Ir-192. El análisis de la función radial para el Co-60 en comparación con la del Ir-192, muestra una menor dosis a tejido sano a una distancia inferior a los 20 cm, debido a una menor dispersión en tejido para la fuente de más alta energía; más allá de los 20 cm la dosis periférica es mayor para el cobalto. Existen numerosos estudios comparando ambas fuentes con resultados clínicos muy similares. Los datos obtenidos pueden ser usados para futuros estudios con la fuente de Cobalto, así como para la comprobación de los datos introducidos en el planificador usado en braquiterapia.

Pósteres Braquiterapia / 155

EVALUACIÓN DOSIMÉTRICA INDEPENDIENTE DEL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN ONCENTRA BRACHY

Autores: Juan-Francisco Calvo-Ortega¹ ; Sandra Moragues-Femenía² ; Coral Laosa-Bello³ ; Joan Casals Farran⁴

¹ Hospital Quirósalud Barcelona

² HOSPITAL QUIRONSALUD BARCELONA

³ Hospital Quirósalud Barcelona

⁴ Hospital Quironsalud Barcelona

Corresponding Author: jfcdr@yahoo.es

Introducción:

Verificación independiente del sistema comercial de planificación y cálculo de braquiterapia Oncentra Brachy usando planes de referencia calculados con código Monte Carlo.

Material y métodos:

El grupo TG-186 de la AAPM (Med Phys. 2012 Oct;39(10):6208-36) suministra varios planes calculados usando Monte Carlo (código MCNP6) para una fuente genérica HDR Ir-192 y varias geometrías: 1) Caso I: fuente colocada en el centro de un maniquí cúbico de agua de 511 mm de lado; 2) Caso II: fuente colocada en el centro de un maniquí cúbico de agua de 201 mm de lado rodeado por aire hasta completar un cubo de lado 511 mm; 3) Caso III: mismo maniquí del Caso II pero con la fuente desplazada 70 mm en dirección perpendicular a su eje (eje +Y). Estos planes de referencia pueden ser descargados de la web <http://rpc.mdanderson.org/RPC/home.htm> de la institución IROC. Tras ser importados en el sistema de planificación Oncentra Brachy v. 4.6.0 (Nucletron B.V., Veenendaal, The Netherlands), estos planes se recalcularon con el algoritmo de cálculo basado en el formalismo TG-43 (Med Phys. 1995 Feb;22(2):209-34).

El plan calculado por Oncentra Brachy (plan OCB-TG43) para cada caso se comparó con el correspondiente plan Monte Carlo de referencia (plan MC). Se realizaron comparaciones local y global de dosis en distintos puntos discretos (X-Y-Z, ver Tabla 1): para los casos I y II, se usaron dos conjuntos de puntos centrados en las caras de cubos virtuales de lados 20 mm y 100 mm, con ambos cubos centrados en la posición (0 mm, 0 mm, 0 mm) donde se encuentra la fuente de radiación. Así, para el caso II, todos los puntos evaluados estuvieron situados en agua. Para el caso III (fuente desplazada +70 mm en el eje X, Fig 1), se obtienen 2 conjuntos de puntos añadiendo un offset de +70 mm en X a los puntos de los casos I y II, pero los puntos resultantes a X= 120 mm fueron sustituidos por puntos a X= 100 mm para mantenerlos dentro de la parte del maniquí con agua. La diferencia global de dosis fue realizada respecto a la dosis Monte Carlo a 1 cm de la fuente: punto (10 mm, 0 mm, 0 mm) en los casos I y II, y punto (60 mm, 0 mm, 0 mm) para el caso III.

Resultados:

La Tabla 1 muestra las diferencias locales y globales de dosis OCB-TG43 vs MC para cada caso analizado.

Discusión:

Sólo en el caso III se obtuvieron diferencias locales de dosis fuera de $\pm 5\%$, mientras que diferencias globales (con más relevancia clínica) dentro de $\pm 5\%$ se registraron para todos los casos analizados. En cualquier caso, se obtuvieron diferencias globales de dosis dentro de la tolerancia de $\pm 5\%$ establecida por el Real Decreto 166/1998.

Conclusiones:

Los planes de referencia dados por IROC es una herramienta útil para la puesta en marcha ("commissioning") del sistema de planificación Oncentra Brachy.

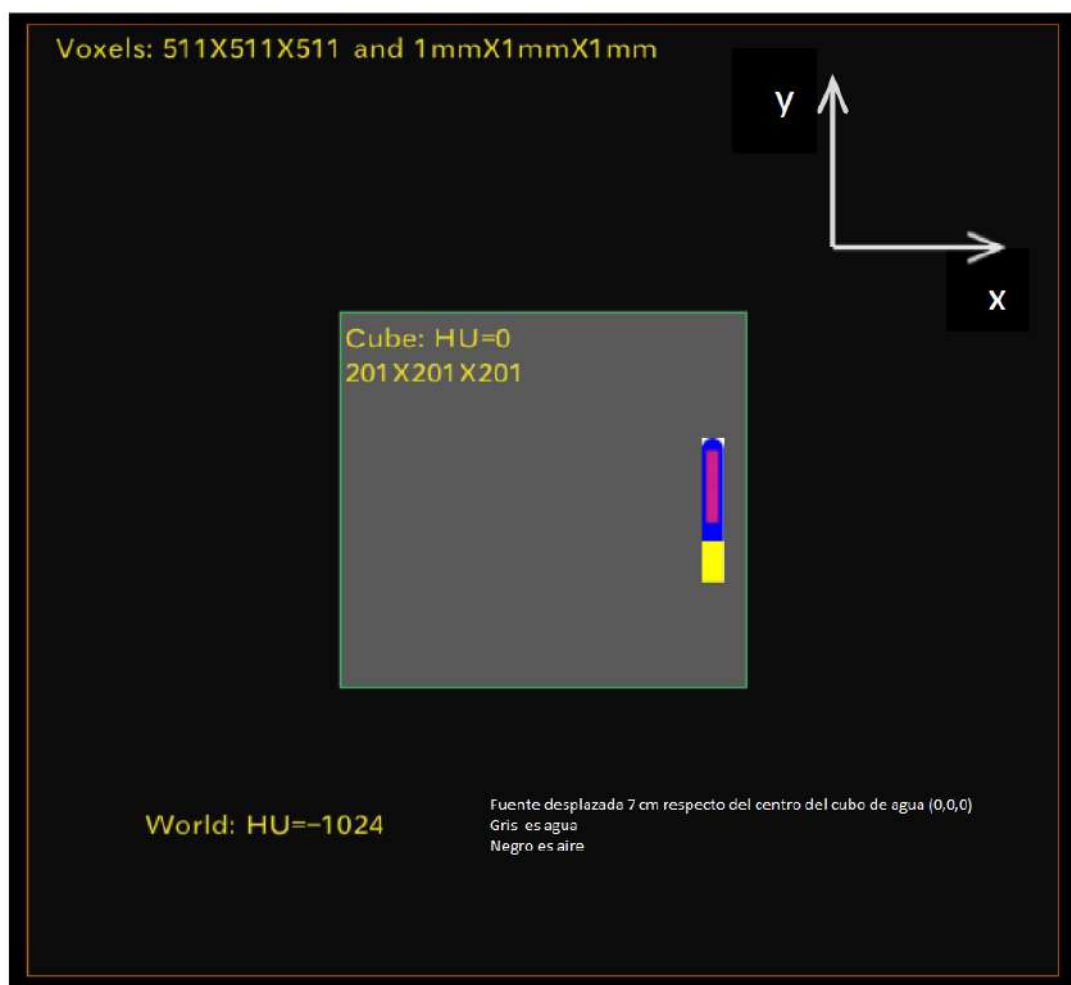


Figure 915: enter image description here

TABLA 1	Punto	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (cGy) OCB-TG 43	Dose (cGy) MC	Dif. local %	Dif. Global %
CASO I	DP_c.1.1	-10	0	0	111.90	112.15	-0.2%	-0.2%
	DP_c.1.2	10	0	0	111.90	112.17	-0.2%	-0.2%
	DP_c.1.3	0	-10	0	65.76	68.29	-3.7%	-2.3%
	DP_c.1.4	0	10	0	70.54	73.82	-4.4%	-2.9%
	DP_c.1.5	0	0	-10	111.90	112.14	-0.2%	-0.2%
	DP_c.1.6	0	0	10	111.90	112.17	-0.2%	-0.2%
	DP_c.2.1	-50	0	0	4.53	4.54	-0.2%	0.0%
	DP_c.2.2	50	0	0	4.53	4.55	-0.4%	0.0%
	DP_c.2.3	0	-50	0	2.98	3.03	-1.7%	0.0%
	DP_c.2.4	0	50	0	3.13	3.18	-1.6%	0.0%
	DP_c.2.5	0	0	-50	4.53	4.55	-0.4%	0.0%
	DP_c.2.6	0	0	50	4.53	4.55	-0.4%	0.0%
CASO II	DP_c.1.1	-10	0	0	111.90	112.05	-0.1%	-0.1%
	DP_c.1.2	10	0	0	111.90	112.06	-0.1%	-0.1%
	DP_c.1.3	0	-10	0	65.76	68.19	-3.6%	-2.2%
	DP_c.1.4	0	10	0	70.54	73.72	-4.3%	-2.8%
	DP_c.1.5	0	0	-10	111.90	112.05	-0.1%	-0.1%
	DP_c.1.6	0	0	10	111.90	112.08	-0.2%	-0.2%
	DP_c.2.1	-50	0	0	4.53	4.44	2.0%	0.1%
	DP_c.2.2	50	0	0	4.53	4.44	2.0%	0.1%
	DP_c.2.3	0	-50	0	2.98	2.92	2.1%	0.1%
	DP_c.2.4	0	50	0	3.13	3.07	2.0%	0.1%
	DP_c.2.5	0	0	-50	4.53	4.43	2.3%	0.1%
	DP_c.2.6	0	0	50	4.53	4.44	2.0%	0.1%
CASO III	DP_d.1.1	60	0	0	111.90	110.82	1.0%	1.0%
	DP_d.1.2	80	0	0	111.90	110.72	1.1%	1.1%
	DP_d.1.3	70	-10	0	65.76	67.35	-2.4%	-1.4%
	DP_d.1.4	70	10	0	70.54	72.83	-3.1%	-2.1%
	DP_d.1.5	70	0	-10	111.90	110.77	1.0%	1.0%
	DP_d.1.6	70	0	10	111.90	110.80	1.0%	1.0%
	DP_d.2.1	20	0	0	4.53	4.37	3.7%	0.1%
	DP_d.2.2	100	0	0	12.65	11.86	6.7%	0.7%
	DP_d.2.3	70	-50	0	2.98	2.77	7.6%	0.2%
	DP_d.2.4	70	50	0	3.13	2.92	7.2%	0.2%
	DP_d.2.5	70	0	-50	4.53	4.27	6.1%	0.2%
	DP_d.2.6	70	0	50	4.53	4.27	6.1%	0.2%

En negrita cursiva se muestra los valores fuera de $\pm 5\%$

Figure 916: enter image description here

Pósteres Braquiterapia / 707

ADAPTACIÓN DE UN NOMOGRAMA EN BRAQUITERAPIA DE PROSTATA LDR.

Autor: Miguel Giner Sala¹

Co-autores: Julia Torres del Río²; Néstor Chinillach Ferrando³; Ricardo Abdon Tortosa Oliver²

¹ Unidad de Radiofísica, Servicio de Radioterapia, Hospital IMED Elche

² Hospital IMED Elche

³ Unidad de Radiofísica, Servicio de Radioterapia, Hospital IMED Valencia

Corresponding Author: miguel.ginsa@gmail.com

I. INTRODUCCIÓN.

El uso de nomogramas en Braquiterapia de próstata de baja tasa de dosis (LDR) permite una estimación previa del número de semillas a implantar tras una volumetría inicial del paciente.

Los nomogramas realizados por Pujades et al. 1 proponen una ecuación lineal entre el número de semillas a implantar en función del volumen de tratamiento.

El propósito de este estudio es valorar la adaptación de un nomograma a la experiencia de centro en tratamientos LDR y su ajuste las expresiones del estudio 1.

II. MATERIAL Y MÉTODO.

Los implantes permanentes de próstata realizados en nuestro centro se llevan a cabo con equipamiento SP Oncentra Prostate 4.2.2.4 y semillas de I-125 SelectSeed U1.

Se realiza un estudio retrospectivo sobre los implantes de 15 pacientes, con tratamientos de próstata a 145 Gy.

En nuestro centro se ha aplicado la ecuación propuesta por 1:

$$\frac{N \cdot S_K}{D} = a \cdot V + b \quad (1)$$

Donde N es el número de semillas de tratamiento, S_K es la tasa de Kerma en aire de cada fuente ($\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$), V el volumen de tratamiento (cm^3) y D la dosis de prescripción (Gy).

III. RESULTADOS.

En la Figura 1, se muestran los valores de $N \cdot S_K / D$ (cuadrados azules) de nuestros 15 implantes en función del volumen de próstata. La recta azul es el ajuste de la ecuación 1 a estos datos, mientras que las discontinuas representan los tres nomogramas estudiados en 1 correspondientes a tres instituciones diferentes ("Institution A", "Institution B", "Institution C").

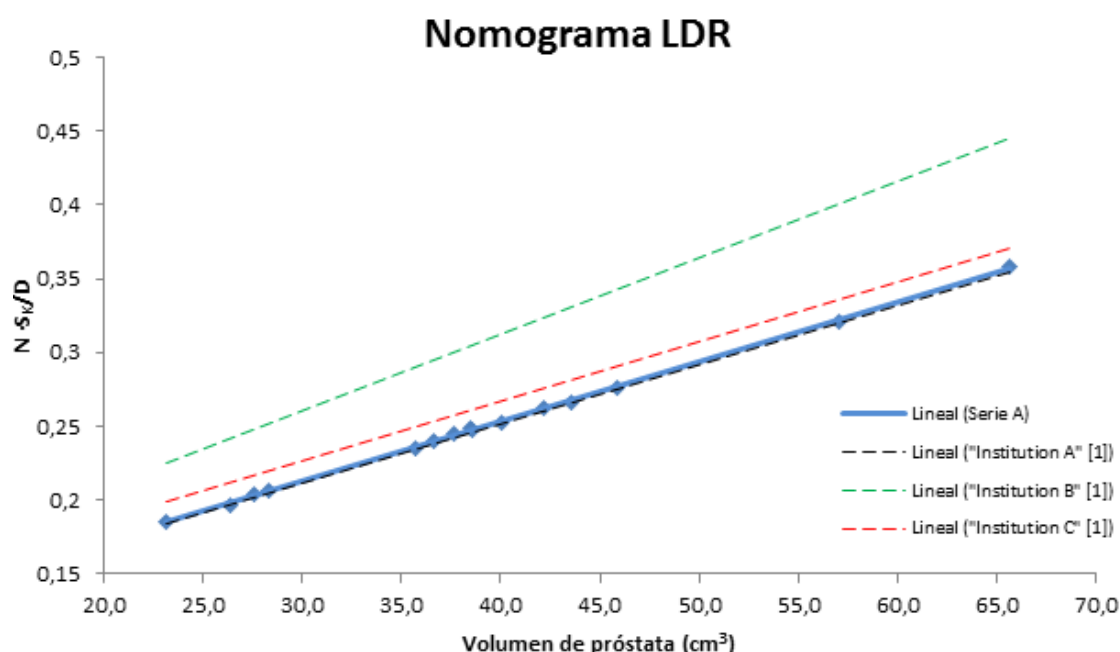


Figure 917: Se representa el ajuste a los datos de nuestro centro Serie A (Línea continua) junto a los nomogramas del estudio [1] correspondientes a tres instituciones diferentes (líneas discontinuas). Las unidades en eje de ordenadas son ($\text{mm}^2 \text{h}^{-1}$).

Los parámetros del ajuste lineal a la Serie A se detallan en la Figura 2 junto con los correspondientes a la "Institution A".

Serie A	"Institution A", Pujades <i>et al.</i>
$a = 0.00405 \pm 0.00002 \text{ (cm}^{-1} \cdot \text{h}^{-1})$	$a = 0.00404 \pm 0.00008 \text{ (cm}^{-1} \cdot \text{h}^{-1})$
$b = 0.090 \pm 0.001 \text{ (cm}^{-1} \cdot \text{h}^{-1})$	$b = 0.090 \pm 0.003 \text{ (cm}^{-1} \cdot \text{h}^{-1})$
$R^2 = 0.9995$	$R^2 = 0.940$

Figure 918: Parámetros del ajuste de la ecuación 1 a Serie A y los dados por [1] "Intitution A"

Se puede observar cómo los valores de ambos ajustes coinciden dentro de las incertidumbres.

IV. DISCUSIÓN.

Aunque la estadística de este estudio no es suficiente para obtener resultados concluyentes observamos que nuestro ajuste es equivalente al obtenido en la "Institution A" en el trabajo de Pujades et al.

V. CONCLUSIONES

Los datos concluidos para el nomograma LDR por Pujades et al., mostrados en este estudio, pueden ser aplicados a nuestra experiencia de centro.

BIBLIOGRAFÍA.

1. PUJADES M.C. et al. (2011). "The use of nomograms in LDR-HDR prostate brachytherapy". J. Contemp. Brachyther. 3: 121-124.

Pósteres Braquiterapia / 449

Estimación Monte Carlo del efecto del aplicador de cilindros segmentados para Braquiterapia con la fuente Varisource VS2000.

Autores: Pedro Antonio García Higuera¹ ; Salvador García Pareja¹ ; Coral Bodineau Gil¹

¹ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: garciaahigueraspa@gmail.com

Resumen

Se ha realizado una estimación mediante el método Monte Carlo del efecto que producen los cilindros de plástico PPSU alrededor de la fuente de braquiterapia de Ir192 VariSource VS2000 reproduciendo una situación más parecida a la realidad de la práctica clínica que no es tomada en cuenta por algunos planificadores actuales.

Materiales y método

Se ha hecho uso del código de simulación Monte Carlo PENELOPE versión 2014 reproduciendo la geometría de la fuente de Ir-192 VariSource VS2000 en un maniquí homogéneo de agua.

Para validar las diferentes geometrías y aproximaciones utilizadas se han realizado simulaciones obteniendo la función radial, función de anisotropía, intensidad de kerma en aire y tasa de dosis en agua descritas en el TG43-U1. Con estas funciones se ha obtenido la tasa de dosis en agua por unidad de intensidad de kerma en aire comparando los resultados con bibliografía (1).

A continuación se han introducido en la geometría los cilindros segmentados de plástico PPSU Cylinder Set GM11004150 de 2,5 cm, 3,0 cm y 3,5 cm de diámetro obteniéndose las matrices de dosis y comparándolas con la obtenida en agua.

Resultados

Las simulaciones han sido realizadas con $4 \cdot 10^9$ historias, alcanzándose una incertidumbre relativa para la tasa de dosis en agua por unidad de intensidad de kerma en aire del 1,7 % a 1 cm y de un 2,3 % a 8,5 cm sobre el eje perpendicular a la fuente. Se han considerado incertidumbres tipo A (incertidumbre estadística de simulación) con un factor de cobertura de $k=3$.

Los resultados de la simulación en el maniquí homogéneo de agua se han comparado con los resultados obtenidos por Casado et al. (1) obteniéndose resultados equivalentes.

Posteriormente se han obtenido las matrices de dosis para los cilindros de 2,5 cm, 3,0 cm y 3,5 cm de plástico PPSU y se han comparado con la matriz de dosis en el maniquí homogéneo de agua (Figura 1).

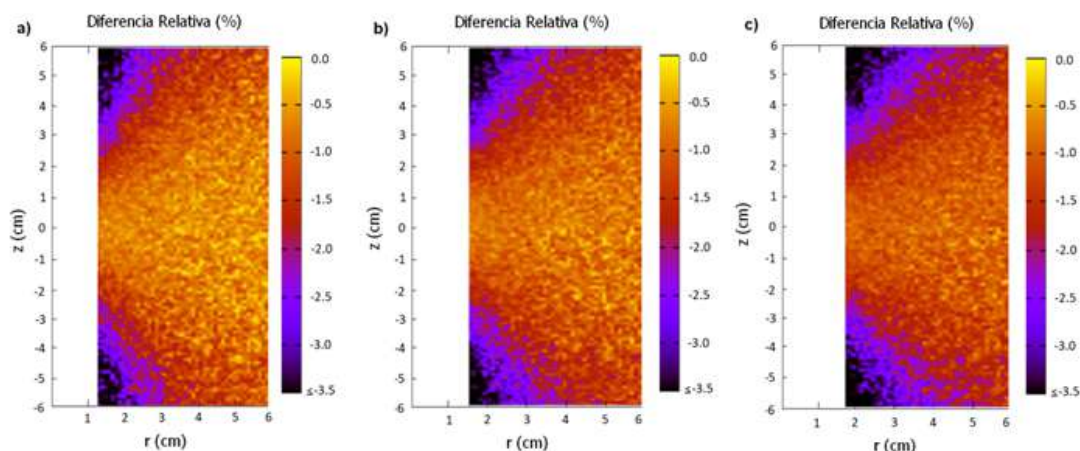


Figure 919: Diferencia relativa respecto al maniquí homogéneo de agua de las distribuciones de dosis obtenidas interponiendo un cilindro de plástico PPSU de diámetro a) 2,5 cm b) 3,0 cm y c) 3,5 cm. La fracción de la gráfica en blanco pertenece al interior del cilindro.

En la figura 1 se representan voxels de 1mm de lado con una incertidumbre a un 1,0 cm de la pared externa del cilindro menor al 1% ($k=3$) en los 3 casos.

Conclusiones

Aunque las diferencias oscilan entre un 0,5% y un 2% a una distancia de 1,0 cm de la pared externa de los cilindros, estas diferencias no pueden ser constatadas experimentalmente debido a las limitaciones y grandes incertidumbres que presenta la braquiterapia en este campo, así mismo, se considera que estas diferencias, aunque existentes, no son relevantes a nivel clínico.

Referencia:

- (1) F. J. Casado, S. García-Pareja, E. Cenizo, B. Mateo, C. Bodineau, P. Galán. Dosimetric characterization of an Ir-192 brachytherapy source with the Monte Carlo code PENELOPE. *Physica Medica* (2010) 26, 132-139.

Pósteres Braquiterapia / 164

Cálculo redundante en braquiterapia de alta tasa con Co60

Autores: Jorge Martín Rodríguez¹ ; Carlos Baeza Monedero² ; Montserrat Baeza Trujillo³

¹ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena

² Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen de la Macarena (Sevilla)

³ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla)

Corresponding Author: jorge.martin.rodriguez.sspa@juntadeandalucia.es

Introducción

La verificación de la concordancia entre lo simulado en el planificador y lo tratado es parte fundamental del control de calidad y seguridad del paciente en radioterapia.

Según diferentes recomendaciones de sociedades científicas, SEFM, ESTRO ó AAPM se debe realizar un cálculo redundante de verificación dosimétrica.

En braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) ya existen diseños de software que realizan cálculos redundantes. Sin embargo, el uso de Co-60 para braquiterapia es más reciente y se encuentra en continua expansión. Esta nueva fuente implica un nuevo diseño del cálculo redundante.

El objetivo de este trabajo es diseñar un software que permita realizar un cálculo dosimétrico independiente al planificador de braquiterapia HDR como parte del control de calidad para una fuente de Co 60.

Material y métodos

En este trabajo se emplea la fuente de braquiterapia modelo Co0-A86 de Eckert and Ziegler.

En el desarrollo del software se emplea el programa Microsoft Visual basic 6.0 y la utilidad de Matlab Curve Fitting Tool 3.2.1.

El cálculo dosimétrico del software verificador está basado en el formalismo del TG43, cuyos valores tabulados para el modelo de fuente Co0-A86 están simulados por montecarlo y aceptados clínicamente. Los parámetros de entrada son la actividad de la fuente y los informes generados del planificador HDR SagiPlan.v.2. que proporcionan las posiciones de parada de la fuente y los tiempos de permanencia.

Los valores tabulados de las funciones anisotropía $F(r,\theta)$ y la función de dosis radial $g_l(r)$ y la constante de tasa de dosis en agua Δ se toman de valores de consenso por GEC-ESTRO. Las fuentes en braquiterapia vienen caracterizadas por estos parámetros.

Se implementan los valores tabulados de las funciones $F(r,\theta)$ y $g_l(r)$ en el software verificador en forma de funciones analíticas. Para ello se realiza un ajuste a dichos valores utilizando el módulo de Matlab Curve Fitting Tool.

Se emplea el nuevo software para verificar un tratamiento tipo cilindro vaginal y otro tipo fletcher.

Resultados

En la tabla 1 se muestra la bondad de ajuste de la función $g_l(r)$ y $F(r,\theta)$ junto con la diferencia máxima encontrada entre el valor tabulado y el valor que arroja la función analítica:

Función	Diferencia Máxima(%)	R^2
$F(r,\theta)$	2.5	0.985
$g_l(r)$	0.3	0.999

Figure 920: Tabla 1

En la tabla 2 se muestran las diferencias relativas en el cálculo dosimétrico en los puntos de optimización empleados en la planificación del tratamiento:

Tratamiento	Punto	Dosis planificador (Gy)	Dosis Verificación (Gy)	Diferencia(%)
CILINDRO	1	6.99	6.79	2.86
	2	6.00	5.93	1.17
	3	6.56	6.57	0.15
	4	6.16	6.18	0.32
	5	5.88	5.90	0.34
	6	5.48	5.50	0.36
FLECHER	1	7.73	7.74	0.12
	2	7.86	7.87	0.13
	3	7.07	7.12	0.71
	4	7.00	7.06	0.86

Figure 921: Tabla 2

Discusión

Como se observa en la tabla 1 el ajuste de la función $gl(r)$ la diferencia relativa es menor al 0.3%. En el ajuste de la función $F(r, \theta)$ se obtienen diferencias relativas menores al 3%. Se justifica el uso de estos dos ajustes para el cálculo redundante.

De igual forma, en la tabla 2 el cálculo dosimétrico presenta diferencias relativas menores al 3%.

Conclusiones

La automatización de la verificación del tratamiento mediante un software supone una garantía de seguridad para el paciente. La precisión del software es suficiente para evitar errores clínicamente relevantes. Finalmente, con este software se dispone de una herramienta sencilla y fácil de usar para verificar la planificación antes de iniciar el tratamiento.

Pósteres Braquiterapia / 589

Influencia de los aplicadores metálicos de titanio en la distribución de tasa de dosis de una fuente de ^{60}Co para braquiterapia

Autores: Alfonso Villacé Gallego¹ ; Daniel Rodríguez Latorre¹ ; Diego Crelgo Alonso¹ ; Silvia Fernández Cerezo¹ ; Jesús Herrero Rojas^{None} ; Diego Bruzos López¹ ; Daniel San José Olmedo¹ ; Pedro Sánchez Galiano² ; José Fernández García¹

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURAS

Corresponding Author: alfonsovillace@yahoo.es

Introducción:

El objetivo del estudio es evaluar mediante simulación Montecarlo la influencia en la atenuación y la modificación en la distribución de dosis alrededor de una fuente radiactiva de ^{60}Co introducida en distintos aplicadores metálicos de titanio usados en braquiterapia.

Materiales y Métodos:

Se ha usado el código Penelope-2014 junto con el paquete PenEasy para simular la distribución de dosis de la fuente Bebig Co0.A86. Una vez obtenidas la constante de tasa de dosis en agua, la función radial y las de anisotropía según el TG-43 y comparadas con referencias publicadas, la fuente se ha introducido en tres modelos distintos de aplicadores metálicos de titanio comúnmente usados en braquiterapia ginecológica.

Para obtener las distribuciones, se han realizado varias simulaciones de alta resolución en la región cercana a la fuente, en las cuales se ha incluido el transporte de partículas cargadas secundarias, ya que por debajo de los 7 mm de distancia no existe equilibrio electrónico en Co-60. Para distancias

mayores se ha reducido la resolución y se ha usado la aproximación dosis-kerma de colisión. A partir de la atenuación en la tasa de dosis en el punto de referencia $\dot{D}(r_0 = 1\text{cm}, \theta_0 = 90^\circ)$ evaluamos un factor de transmisión para cada aplicador. Se comparan también las funciones radiales y de anisotropía a distintas distancias para ver los cambios que introducen en la distribución de dosis.

Resultados

Se muestra el factor de transmisión para los tres aplicadores simulados: 1406-STUMP con paredes de espesor 2mm; Aplicador Bebig LCR01-01 de 1mm y aplicador Mick 1409-6 de 0.6 mm:

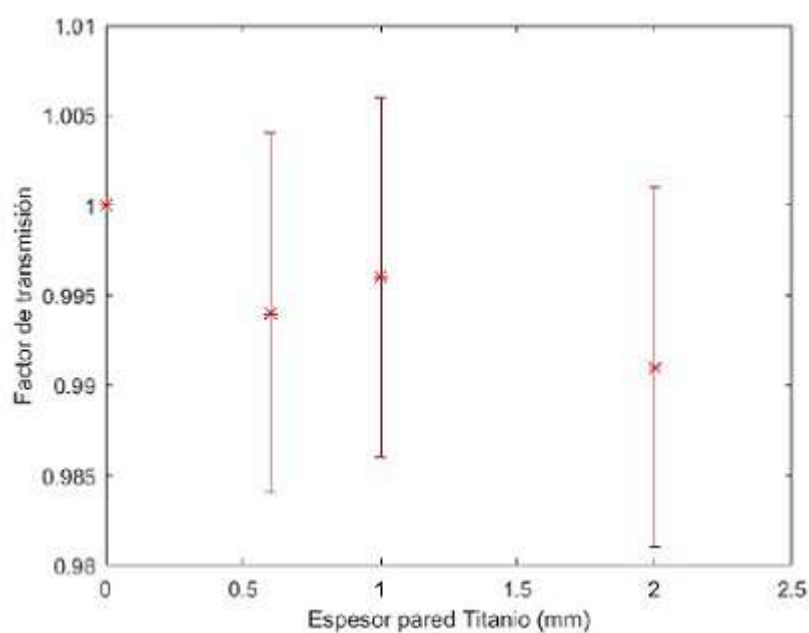


Figure 922: Factores de transmisión

Se muestran también las funciones radiales hasta 2 cm y las de anisotropía a 1 cm de distancia modificadas por los aplicadores, así como las diferencias relativas con la distribución de la fuente libre en agua:

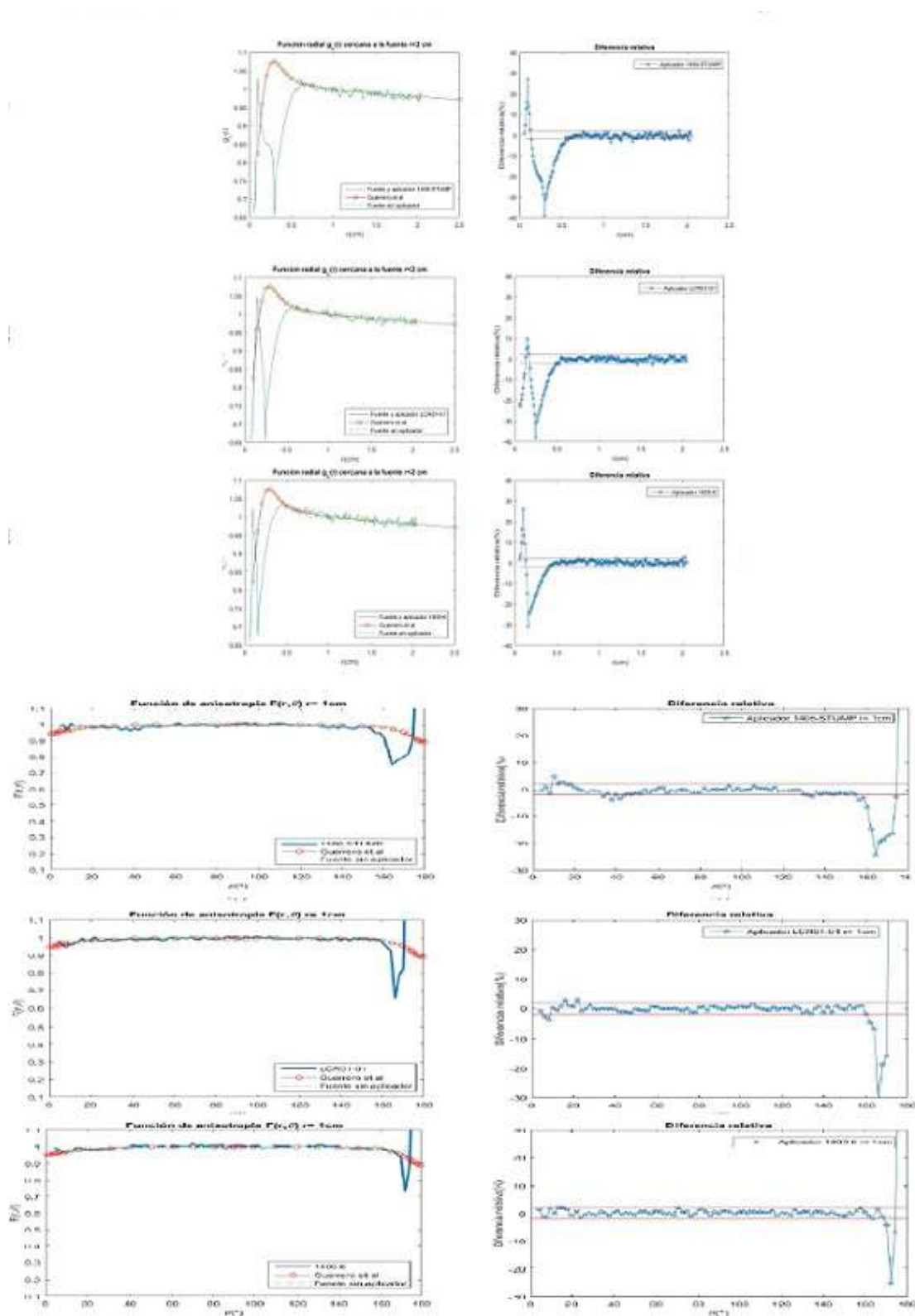


Figure 923: Funciones radiales y de anisotropía.

Conclusiones:

Los resultados obtenidos muestran una baja atenuación de los aplicadores de titanio para fuentes de Co, inferior al 1% en el punto de referencia, debido a su relativamente alta energía media de emisión y a la baja densidad y número atómico del titanio comparado con otros metales.

En las comparaciones de la función radial, aparece una zona de acumulación donde la dosis sube hasta alcanzar valores idénticos a los de la fuente sin aplicador a unos 2mm de la pared externa.

Las funciones de anisotropía están fuertemente afectadas a distancias inferiores a 1 cm para ángulos

bajos, hacia la punta del aplicador, dónde las diferencias pueden ser del orden del 20% a 5mm, a partir de esa distancia la influencia es pequeña con diferencias inferiores al 2%.

Discusión:

En el caso del Co-60, la influencia del titanio es baja en regiones clínicamente significativas, afectando únicamente a distancias inferiores a 1 cm al centro de la fuente y hacia la punta del aplicador, en estas regiones pueden producirse sobreestimaciones de la dosis por los planificadores basados en el formalismo del TG-43 que no tienen en cuenta las distintas densidades del medio ni la influencia de los aplicadores y accesorios usados en los tratamientos.

Pósteres Braquiterapia / 473

DESARROLLO DE UN PROGRAMA VBA PARA LA GESTIÓN Y VERIFICACIÓN DOSIMÉTRICA EN BRAQUITERAPIA DE PRÓSTATA.

Autor: Miguel Giner Sala¹

Co-autores: Ricardo Abdon Tortosa Oliver ² ; Julia Torres del Río ² ; Néstor Chinillach Ferrando ³

¹ *Unidad de Radiofísica, Servicio de Radioterapia, Hospital IMED Elche*

² *Hospital IMED Elche*

³ *Unidad de Radiofísica, Servicio de Radioterapia, Hospital IMED Valencia*

Corresponding Author: miguel.ginsa@gmail.com

I. INTRODUCCIÓN

La automatización en la gestión de datos clínicos minimiza errores y agiliza la verificación dosimétrica en braquiterapia.

Atendiendo a las necesidades anteriores se ha diseñado un programa en Excel®, en código VBA (Visual Basic for Applications). La aplicación minimiza la introducción manual de datos y utiliza éstos como test para el sistema de planificación (SP).

El propósito de este trabajo es presentar un programa de gestión de datos y verificación independiente de cálculo de dosis absorbida en braquiterapia de próstata de alta tasa de dosis (HDR) y baja tasa de dosis (LDR).

II. MATERIAL Y MÉTODOS.

Nuestro centro cuenta con SP Vitesse 3.0 y fuente HDR VS2000. En LDR se procede con SP Oncentra Prostate 4.2.2.4 y semillas de I-125 SelectSeed U1.

La comunicación entre el programa desarrollado y el SP se realiza mediante fichero de texto (.txt).

La interfaz principal (Figura 1) contiene los hipervínculos y documentos del implante, el libro contiene además una hoja, "HISTORICO", como base de datos y en el caso de la LDR un registro de la actividad almacenada y número de semillas.

Figure 924: Interfaz principal del programa LDR, en HDR solo contendrá el paso 5.

En LDR el paso 1, calcula el nomograma y lo guarda en la base de datos, los pasos siguientes solicitan el registro y verificación de semillas. El paso 5, Figura 2, abre el cálculo secundario, en HDR ésta es la única opción disponible. Dicho cálculo se implementa según el TG-43U1 1.

El cálculo solicita el archivo .txt del planificador (con los puntos de cálculo). La verificación dosimétrica y los datos fuente-paciente se rellenan en una vista tipo informe.

Figure 925: Vista del libro de cálculo de dosis absorbida LDR.

Finalmente, en el recuadro firma, aparecerán advertencias en rojo si hay incongruencias en puntos calculados frente a los exportados, fuente planificada frente a registrada o dosis de Tratamiento. El informe se imprime y graba en la base de datos.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

El programa expuesto se ha aplicado a los últimos 18 pacientes tratados en nuestro centro. Se estima un ahorro medio de tiempo de radiofísica de 15 minutos por paciente. Supone, además, una mayor seguridad en cuanto a la verificación de cálculo, test y gestión de datos.

Se ha validado el cálculo en un estudio retrospectivo de 14 pacientes tanto en HDR como en LDR, las

diferencias entre el cálculo implementado y el SP, en 69 puntos analizados, se ajustan a una gaussiana con media 0.00 % y desviación estándar (SD) 0.07% en HDR y 0.11% con SD 0.06% para LDR. Aplicando ligeras variaciones en el código, el programa es aplicable a otros centros con planificadores distintos a los expuestos.

IV. CONCLUSIONES

El programa cumple con las recomendaciones de verificación independiente de dosimetría clínica, agiliza la gestión de datos y minimiza la introducción de errores de carácter humano.

BIBLIOGRAFIA.

1. Rivard MJ et al. Update of AAPM Task Group 43: A revised AAPM protocol for Brachytherapy dose calculations. Med Phys 31 633-674,2004.

Pósteres Braquiterapia / 689

Verificación del algoritmo de cálculo ACE® para braquiterapia y comparación con el TG43

Autores: Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Naiara Fuentemilla Urio^{None} ; Daniel Martínez González¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Víctor Raposo Furelos^{None} ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Fernando Caudepón Moreno² ; Santiago Miquelez Alonso¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Tasio Rubio Arróniz¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario de Pamplona

Corresponding Authors: afernandez7694@gmail.com, naiara.fuentemilla.urio@navarra.es

Introducción

Los algoritmos aceptados para cálculos de braquiterapia según el formalismo TG43 no tienen en consideración las inhomogeneidades que presentan tejido y aplicadores. Con los avances tecnológicos de las últimas décadas han aparecido otros algoritmos que sí las tienen en cuenta. En este trabajo se comparan las dosimetrías obtenidas con algoritmos clásicos (TG43), un algoritmo según el formalismo del TG186 y con cálculos de MonteCarlo.

Material y métodos

Para realizar las comprobaciones del algoritmo basado en el TG186, se han seguido las recomendaciones de la WGDCAB (Working Group on Model-Based Dose Calculation Algorithm in Brachytherapy) de la AAPM/ESTRO, comparando 4 casos que pueden obtenerse libremente en el servidor del IROC Houston Quality Assurance Center (imágenes, volúmenes, puntos de comparación e isodosis). Del mismo servidor se obtuvo la fuente de referencia de Ir-192 (MBDCA-WG). Se han comparado las dosis obtenidas en puntos concretos de un maniquí mediante cálculos con el algoritmo ACE (Advanced Collapsed cone Engine) disponible en Oncentra Brachy v4.5.3.30 de Elekta, con los obtenidos mediante el código de MonteCarlo MCNP6.

Resultados

Las dosis obtenidas en los puntos de comparación para los diferentes casos se muestran en la tabla 1. Finalmente, se ha verificado que nuestros resultados y los que aporta la AAPM (calculados con un algoritmo ACE igual que el nuestro) coinciden.

	Dosis relativa a MCNP6 (%)											
	Caso 1			Caso 2			Caso 3			Caso 4		
	TG-43	ACE	MCNP6	TG-43	ACE	MCNP6	TG-43	ACE	MCNP6	TG-43	ACE	MCNP6
DP_c.1.1	-0.22%	0.31%	1.121.476	-0.13%	0.37%	1.120.466	0.97%	1.49%	110.82	0.81%	-9.36%	5.550.318
DP_c.1.2	-0.24%	0.39%	1.121.678	-0.14%	0.45%	1.120.567	1.07%	1.41%	110.72	754.91%	70.77%	654.464
DP_c.1.3	-3.71%	2.79%	682.935	-3.57%	2.89%	681.915	-2.36%	3.99%	67.352	-15.54%	1.72%	3.892.949
DP_c.1.4	-4.44%	3.21%	738.211	-4.32%	3.29%	737.211	-3.14%	4.40%	72.828	-17.76%	0.37%	4.288.506
DP_c.1.5	-0.21%	0.31%	1.121.375	-0.13%	0.34%	1.120.466	1.02%	1.41%	110.77	109.95%	13.19%	2.664.971
DP_c.1.6	-0.24%	0.19%	1.121.678	-0.16%	0.23%	1.120.769	0.99%	1.31%	110.8	109.94%	13.18%	2.665.122
DP_c.2.1	-0.37%	-0.81%	45.468	2.10%	0.53%	44.367	3.77%	1.94%	43.655	5.06%	-0.87%	215.781
DP_c.2.2	-0.39%	-0.61%	45.479	2.11%	0.99%	44.363	6.63%	1.74%	11.863	1010.73%	-61.78%	2.041
DP_c.2.3	-1.72%	-1.06%	30.322	1.97%	0.94%	29.224	7.56%	3.23%	27.705	15.87%	-49.21%	128.767
DP_c.2.4	-1.59%	-1.27%	31.805	1.95%	0.65%	3.07	7.32%	2.87%	29.164	10.18%	-52.88%	141.947
DP_c.2.5	-0.35%	-1.89%	4.546	2.17%	-0.54%	4.434	6.17%	1.25%	42.666	102.33%	-5.22%	112.047
DP_c.2.6	-0.39%	-1.93%	45.477	2.12%	-0.58%	44.359	6.13%	1.21%	42.682	102.46%	-5.15%	111.971

Figure 926:

Tabla 1. Dosis absolutas en unidades de cGy. Los puntos DP_c.1 se encuentran a 1 cm de la posición activa y los puntos DP_c.2 a 5 cm (excepto DP_c.2.2 en el caso 3 que se encuentra a 3 cm, sobre la interfaz agua-aire).

Discusión

En los dos primeros casos las diferencias son prácticamente inapreciables. En el caso 3 la estimación del ACE en los puntos cercanos a la interfaz agua-aire es ligeramente mejor que la que hace el TG43. Para el caso 4 se aprecia que a lo largo del canal y dentro del aplicador ACE no hace una buena estimación, aunque sí que mejora en los puntos más relevantes clínicamente con respecto al TG43. Pese a todo, se debería tener en cuenta que hacia el lado que está blindado nuestro algoritmo infraestima la dosis, mientras que en los puntos cercanos al plano que separa el lado blindado del lado sin blindar la sobreestima (ver imagen 1).

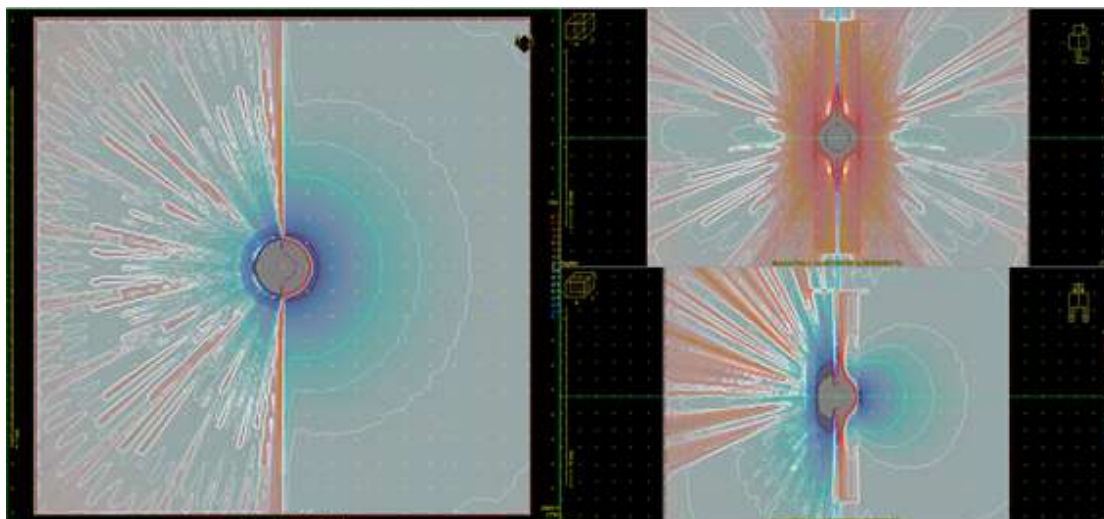


Figure 927:

Imagen 1. Diferencias dosimétricas entre el cálculo con ACE y MCNP6 para el caso 4.

Conclusiones

Aunque por el momento el cálculo con el algoritmo ACE es bastante más lento que el cálculo con el formalismo del TG43, hay casos en los que se obtiene una notable mejoría en la estimación de la dosis. Claro ejemplo de ello son los casos 3 y 4 tratados en este trabajo y, por lo tanto, creemos que en la práctica clínica puede merecer la pena hacer un segundo cálculo con el algoritmo ACE en implantes

superficiales o que involucren aplicadores blindados, siguiendo siempre las recomendaciones del TG186.

Pósteres Braquiterapia / 594

Caracterización y uso de MOSFET para dosimetría in vivo en braquiterapia de alta tasa

Autores: Daniel Rodríguez Latorre¹ ; Silvia Fernández Cerezo¹ ; José Fernández García¹ ; Alfonso Villacé Gallego¹ ; Diego Crelgo Alonso¹ ; Pedro Sánchez Galiano² ; Jesús Herrero Rojas¹ ; Diego Bruzos López¹ ; Daniel San José Olmedo¹

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURAS

Corresponding Author: latorre.dani@gmail.com

Introducción

La dosimetría in vivo en braquiterapia de alta tasa es poco usada. El pequeño número de fracciones deja poco margen de maniobra para corregir en caso de detectar errores. Los altos gradientes de dosis requieren un método preciso de posicionamiento del detector, así como un tamaño pequeño del mismo. Estudiamos un sistema de dosimetría in vivo consistente en un array de 5 MOSFET.

Material y métodos

Caracterizaremos el array Linear 5ive MOSFET Array (TN-502LA5, Best medical, Canadá Ltd.) compuesto por 5 MOSFET, que es parte del sistema mobileMOSFET. Estos detectores están adheridos a un sustrato con un marcador radiopaco en la punta, el primer detector a 1 cm, y los siguientes a 2 cm del primero.

Para obtener el factor de calibración fijamos una geometría en la que los detectores están situados a 4 cm de una aguja por el que viaja la fuente radiactiva de Co-60 (modelo Co0.A86, Eckert & Ziegler BEBIG GmbH) separados por un material sólido equivalente a agua e inmersos en agua. Generamos una distribución de tiempos en SagiPlan (Eckert & Ziegler BEBIG GmbH) de forma que obtengamos una dosis uniforme de 1 Gy en la línea donde están situados los detectores.

Estudiamos la dependencia de la respuesta del detector con la temperatura, la distancia, la isotropía y la linealidad con la dosis.

Para las medidas en paciente introducimos el array en una sonda uretral de 3 vías y llevamos el marcador radiopaco hasta la base de la próstata guiado por imagen ecográfica. Dada la longitud craneo-caudal típica de la próstata, habitualmente sólo usaremos la lectura de los dos primeros detectores para la dosimetría in vivo, ya que el resto quedarán fuera de la zona de irradiación.

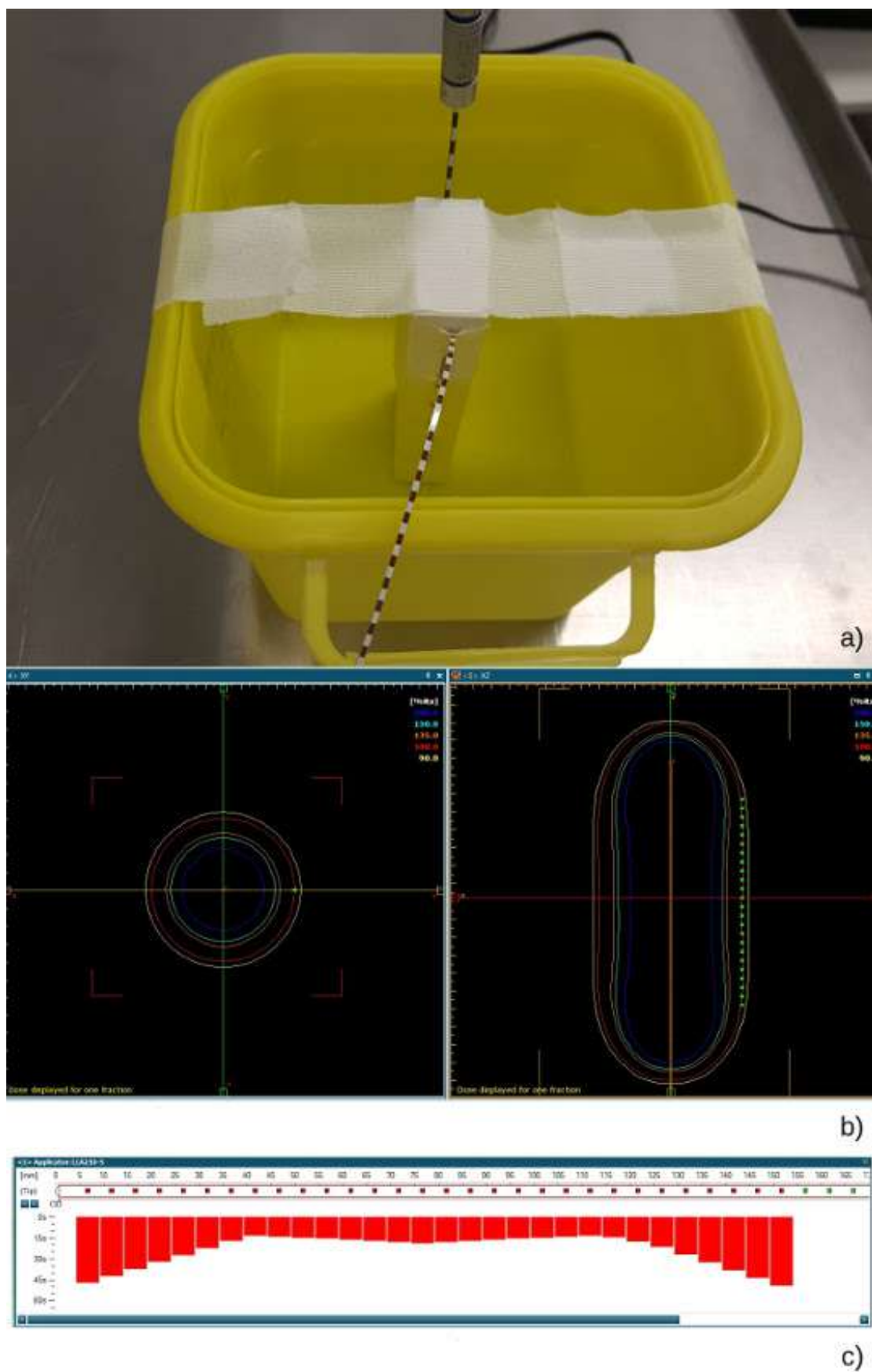


Figure 928: Geometría y plan de calibración

Resultados

Los factores de calibración obtenidos son:

# MOSFET	FC (mV/Gy)
1	74.19 ± 3
2	76.13 ± 3.8
3	74.59 ± 2.2
4	74.81 ± 0.7
5	74.93 ± 1.6

Figure 929: Factores de calibración en mV/Gy

Variando la temperatura entre 24°C y 41°C obtenemos una variación máxima del 4%. Variando el ángulo de incidencia cada 15° se añade una incertidumbre del 3%. Variando la distancia entre 2cm y 8 cm obtenemos una variación de la respuesta de un 5%. Luego la incertidumbre combinada de este detector puede establecerse en un 7%.

Los resultados de medidas en paciente muestran una desviación media de 0.5% y una desviación típica de un 17% para una muestra de 8 pacientes (17 puntos de medida). Menor desviación que con el sistema de diodos integrado en SagiNova, aunque más dispersión de las medidas en parte debido a la falta de experiencia en el posicionamiento del detector.

Discusión y conclusiones

A pesar de las dificultades para visualizar la posición de los detectores con imagen ecográfica en pacientes, y siendo un estudio aún preliminar por el escaso número de casos medidos, los resultados obtenidos mejoran los realizados previamente en nuestro servicio con diodos. Este sistema de dosimetría in vivo es válido para braquiterapia por su pequeño tamaño. No obstante, la toma de decisiones basada en estas medidas dista mucho de ser posible con este sistema y el método empleado.

Pósteres Braquiterapia / 648

Control de calidad equipo ultrasonidos Braquiterapia

Autores: Ana Martínez Felipe¹; Miguel Cámara Gallego²; Felipe Orozco Martínez¹; Rafael Colmenares Fernández¹; Daniel Prieto Moran³; Ana Belén Capuz Suárez¹; David Sevillano Martínez¹; Juan David García Fuentes¹; María José Béjar Navarro⁴; Rafael Morís Pablos¹; Feliciano García Vicente¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² HU Ramón y Cajal

³ Hospital Universitario Ramón y Cajal

⁴ H.U. Ramón y Cajal

Corresponding Author: annemar90@gmail.com

Introducción: Los procedimientos de braquiterapia de próstata, tanto de alta tasa (HDR) como de baja tasa (semillas de I-125) se llevan a cabo en nuestro servicio de radioterapia mediante sonda de ultrasonidos transrectal como soporte de imagen para visualizar la próstata, uretra y recto, además

de guiar el implante en tiempo real. Debido a la complejidad del tratamiento es necesario precisión y exactitud, ya que cualquier incertidumbre puede tener importantes consecuencias dosimétricas por el alto gradiente de dosis característico de la BQT. Luego, un control de calidad periódico del equipo de US permitirá cerciorar su correcto funcionamiento, tanto en lo que se refiere a calidad de imagen como a aspectos geométricos.

Material y métodos: Como parte del PGC, una vez al año se realiza el control de calidad al equipo de ultrasonidos EUB7500 de Hitachi, con ayuda del maniquí CIRS 045A. Éste se compone de material que simula el tejido biológico, permitiendo que la velocidad del sonido en él sea de 1540 m/s, característica de los tejidos blandos, y el coeficiente de atenuación se encuentra entre 0.5-0.7 dB cm⁻¹MHz⁻¹. En el interior del mismo se encuentran diversos objetos test, con dimensiones conocidas, compuestos por monofilamentos de nylon y blancos esféricos y no esféricos de volumen calibrado.

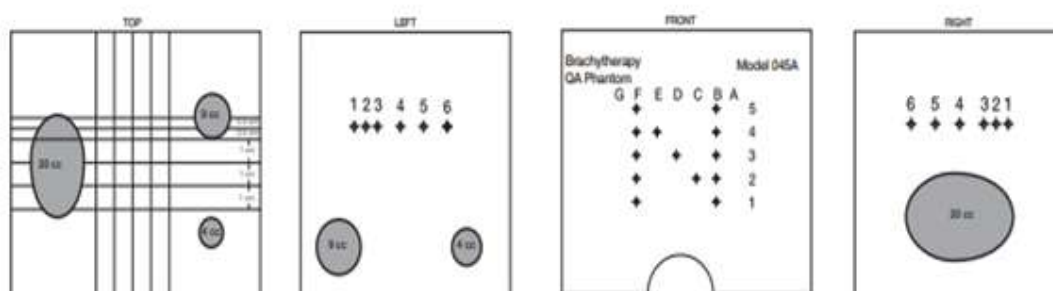


Figure 930: enter image description here

Es importante acoplar la sonda al maniquí con suficiente gel para que no quede aire entre ésta y la superficie del maniquí, además de asegurar que la sonda está correctamente orientada, de forma que el plano de escaneo sea perpendicular al blanco y no se produzcan deformaciones del mismo en la imagen. Hacer un barrido general para comprobar la visualización de los distintos insertos del maniquí previo al control.

Resultados: Las pruebas y tolerancias se basan en el report de la AAPM Task Group 128: "Quality assurance test for prostate brachytherapy"

Prueba	Descripción	Resultado y tolerancia
Visibilidad escala de grises	Diferencia distancia gradiente (mm) y valor por defecto	1<5%
Profundidad de penetración (sensibilidad del sistema)	Diferencia profundidad media y valor por defecto	Axial 6,1 <10 mm
		Longi. 5,6 <10 mm
Precisión medida axial	Patrón de insertos (maniquí) de distancia conocida. Diferencia con la medida con la sonda	Menor 2mm – en tolerancia
Precisión medida lateral		Menor 3mm – en tolerancia
Medidas que involucran áreas. Base para determinación del volumen	Diferentes insertos en el maniquí (dos ovalados y uno esférico) de sección circular con área y volumen certificados. Medida de los diámetros (plano axial y longitudinal) y comparación con el certificado.	Menor del 5% - en tolerancia, a excepción del inserto esférico que se encuentra en el límite.
Medidas que involucran volúmenes en el TPS	Diferencia volumen inserto maniquí (certificado) con el medido en el TPS	1.5<5%

Figure 931: enter image description here

Conclusión: Según los límites de acción tomados de AAPM Task Group 128, todos los parámetros medidos se encuentran dentro del límite de tolerancia, a excepción de las medidas que involucran áreas para el caso del inserto en forma de esfera pequeña, que aunque se encuentra en el límite de tolerancia conviene tenerlo en cuenta en el siguiente control.

Discusión: Debe realizarse el control de equipamiento de US utilizado para la braquiterapia de próstata de manera anual, como recomienda el citado AAPM TG.128. Además, este tipo de pruebas permiten mejorar el conocimiento de esta técnica de imagen y su tecnología.

Pósteres Braquiterapia / 445

Primeros resultados dosimétricos de irradiación parcial acelerada de mama con técnica multicatéter de braquiterapia intersticial en el Centro Oncológico de Galicia

Autor: Marcos Soto Búa^{None}

Co-autores: Alfonso Mariño Cotelo ; Arturo Candal Gómez ; Carlos Fernández Fernández ; Carlos Gesto Lage ; Félix Murga Dieste ; Inmaculada Díaz Martínez ; Jacobo Guiu Souto ; José Manuel Fandiño Lareo ; Kevin Varela Méndez ; Victoria Parra Osorio

Corresponding Author: marcos.soto@cog.es

Introducción:

La irradiación parcial acelerada de mama (APBI) en el lecho tumoral se ofrece como una alternativa terapéutica más personalizada para reducir las posibilidades de recaídas en pacientes de cáncer de mama de bajo riesgo. En este trabajo se muestran los resultados dosimétricos de los primeros

tratamientos realizados en el Centro Oncológico de Galicia (COG) con la técnica multicatéter de braquiterapia intersticial (MIB).

Material y métodos:

Se evalúan los parámetros dosimétricos de las 5 primeras planificaciones de tratamientos MIB de APBI, que se realizaron en el COG entre diciembre de 2017 y diciembre de 2018. La dosis total de 30,1 Gy se aplicó en fracciones de 4,3 Gy dos veces al día separadas por intervalos de 6 horas utilizando el equipo microSelectron® Digital HDR v2 de Elekta. Se utilizaron vectores de tubos plásticos termosellados "Comfort" insertados guiados por escopia con arco quirúrgico. Para el cálculo de dosis, se realizó un TC posimplante donde se delimitaron volúmenes blanco (PTV) y órganos críticos y se reconstruyeron los catéteres, utilizando el sistema de planificación de tratamientos Oncentra Brachy® de Elekta.

Resultados:

En los implantes se utilizaron 13 o 17 vectores separados 1,2 cm entre sí y distribuidos en 3 o 4 planos. Los volúmenes de PTV oscilaron entre 19,1 cm³ y 72,5 cm³, siendo el valor promedio 39,1 cm³. En media, la dosis de prescripción logró cubrir el 85,8% de PTV, oscilando entre el 79,7% y el 92,3%. El 90% de PTV recibió en promedio el 91,1% de la dosis de prescripción, oscilando entre el 85,1% y el 99,7%, y el índice de conformidad promedio (COIN) ha sido de 0,74, oscilando entre 0,65 y 0,82. La razón de no uniformidad de dosis (DNR) y el índice de homogeneidad de dosis (DHI) han sido, en promedio, 0,33 (entre 0,27 y 0,46) y 0,66 (entre 0,52 y 0,73) respectivamente. Los volúmenes de pulmón y de corazón cubiertos por la isodosis de 5 Gy oscilaron entre 0 y 35,9 cm³ para el pulmón y entre 0 y 13,8 cm³ para el corazón. La dosis máxima en piel fue, en promedio, el 60,3% de la dosis de prescripción, oscilando entre el 29,0% y el 70,5%. El volumen de mama restante cubierto por el 60% de la dosis ha sido, en promedio, del 11,8%, oscilando entre el 3,0% y el 23,3%.

Discusión:

Los resultados son óptimos en cuanto a homogeneidad y conformación. La cobertura del PTV es buena y se ha evaluado siguiendo el criterio NSABP B-39/RTOG cubriendo la isodosis del 90% de dosis prescrita al menos el 90% del PTV. Para satisfacer las recomendaciones del grupo de trabajo de cáncer de mama GEC-ESTRO de 2018 y garantizar alcanzar, al menos, el 90% del PTV con la dosis prescrita, podría estudiarse realizar un TC preimplante para localizar el lecho quirúrgico y preparar la colocación de los vectores.

Conclusiones:

Se ha evaluado la calidad dosimétrica de 5 planificaciones de tratamientos MIB de APBI. Los resultados están dentro de los valores RTOG recomendados para homogeneidad, conformación y cobertura del PTV.

Pósteres Braquiterapia / 342

Diseño de un maniquí para la calibración de un sistema de dosimetría in vivo en braquiterapia

Autores: Antonio Herreros¹ ; José Pérez-Calatayud² ; Facundo Ballester Pallarés³ ; Luis Moutinho⁴ ; Joana Melo⁴ ; José M. Fernández-Varea⁵

¹ Hospital Clínic Barcelona

² Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia.

³ Universitat de València

⁴ NU-RISE, Lda.

⁵ Universitat de Barcelona

Corresponding Author: herreros@clinic.cat

Introducción

Se ha diseñado y fabricado un maniquí para calibrar rápida y robustamente de un sistema de dosimetría in vivo (DIV) de centelleo en braquiterapia de alta tasa de dosis. Se han medido los factores de calibración y se han calculado mediante simulación Monte Carlo.

Material y Métodos

El prototipo DIV de centelleo PRODOSE (NU-RISE Lda., Portugal) dispone de 3 canales para la conexión de sondas de fibra óptica de PMMA de 0.5 mm de diámetro, en cuyo extremo se ha adherido el centelleador BCF-12 (Saint-Gobain Crystals, Francia) de 2 mm de longitud. La tecnología de detección consiste en fotodiodos de tipo fotomultiplicador. La señal adquirida se ha procesado mediante un script de Matlab (Mathworks, EEUU) para: a) sustraer el fondo, b) corregir por la temperatura de la electrónica, c) filtrar el ruido de la señal, y d) obtener el valor medio de las señales (Figura 1). Para las medidas de ionización se ha utilizado la cámara Farmer (PTW-30013, Alemania), conectada a un electrómetro PTW UNIDOS E. El maniquí consiste en un cilindro de PMMA de 10 cm de altura y diámetro que tiene mecanizados en la periferia (a 4 cm del eje y cada 90°) 4 orificios equi-espaciados para insertar agujas metálicas trócar de la firma ELEKTA (Suecia) modelo 083.918 de 120 mm de longitud. En el eje del maniquí hay un alojamiento para colocar: a) la sonda de DIV o b) la cámara de 0.6 cm³ (Figura 2). El proyector de carga diferida automática de ¹⁹²Ir HDR es un microSelectron v3 Digital (ELEKTA).

Para obtener el factor de calibración del DIV se han alternado en el maniquí los insertos de Farmer y de DIV. La tasa de dosis absorbida en función de la TKRA en el punto efectivo del DIV se ha estimado: (a) experimentalmente, a partir del cociente de ionizaciones en el mini-maniquí y en condiciones de dispersión saturada en agua, utilizando una cuba (Scanditronix, Suecia) modelo RFA-300, y (b) teóricamente, a partir del cociente de dosis absorbida obtenidas en cálculos Monte Carlo mediante el programa PENELOPE/penEasy.

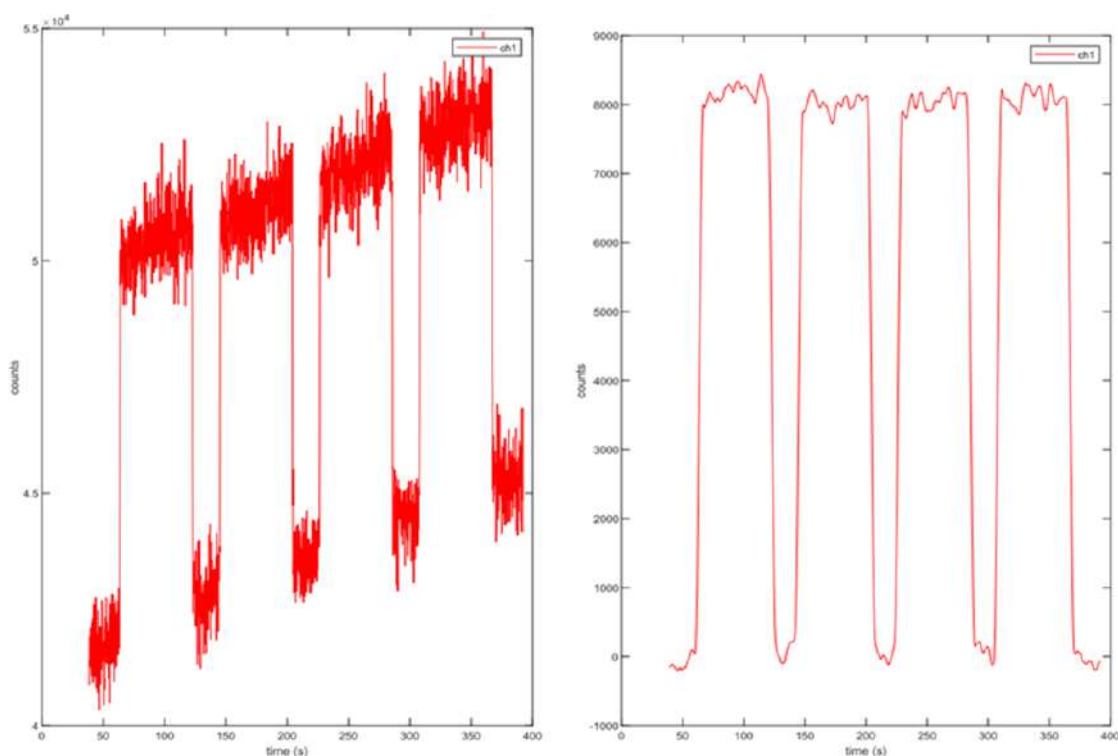


Figure 932: a) señal de centelleo adquirida y b) corregida mediante el script de Matlab®.

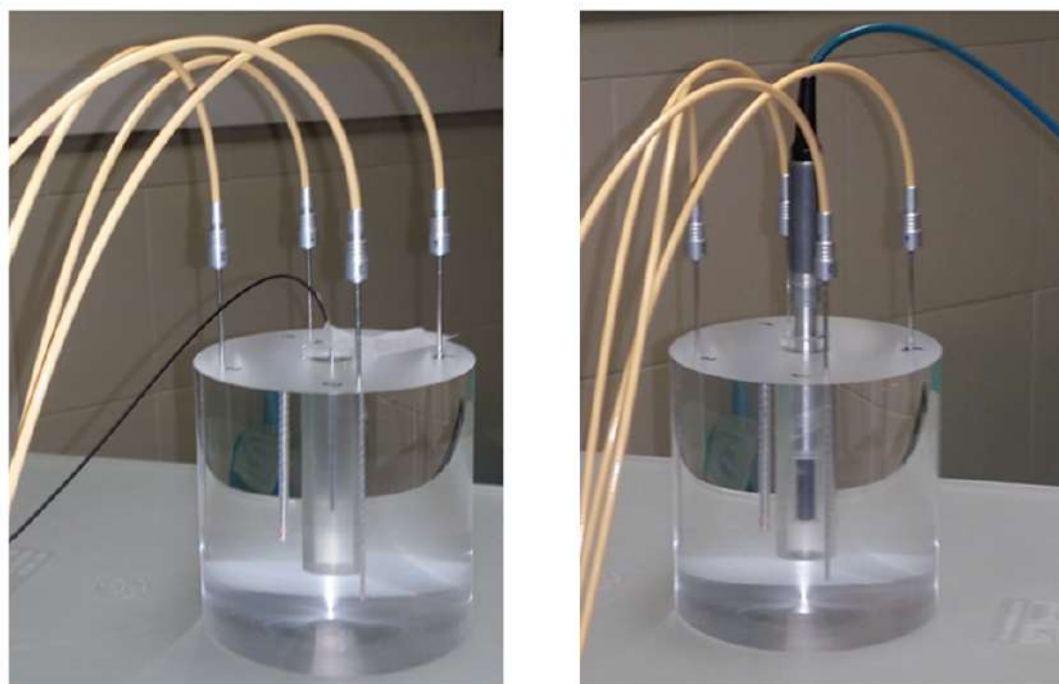


Figure 933: Mini-maniquí diseñado: a) con el detector de centelleo, y b) con la cámara Farmer.

Resultados

El factor para convertir la ionización en el seno del mini-maniquí de PMMA a ionización en agua en condiciones de dispersión saturada, $F(\text{agua, PMMA}) = 1,094 \pm 0,013$ ($k=2$), se ha obtenido a partir de una serie de 10 medidas en cada configuración.

El valor de $F(\text{agua, PMMA})$ obtenido por simulación Monte Carlo es de $1,086 \pm 0,004$ ($k=2$).

La calibración del DIV se ha repetido para valores extremos de TKRA, antes y después de sustituir la fuente.

Discusión

Los datos obtenidos experimentalmente son compatibles con los valores calculados por Monte Carlo dentro de las respectivas incertidumbres. Las medidas se han realizado con una única posición activa por aguja para este estudio. No obstante, para reducir impacto de la incertidumbre en el posicionamiento longitudinal de la fuente tenemos previsto realizar las simulaciones y medidas experimentales con más posiciones activas que cubran holgadamente una distancia superior a la longitud de la cavidad de la cámara Farmer.

Conclusiones

Las posibilidades que ofrece el mini-maniquí de PMMA son una rápida y robusta calibración de la respuesta del DIV con el TKRA del día, así como una verificación del TKRA de la fuente alternativa a la obtenida mediante la cámara de pozo.

Pósteres Braquiterapia / 592

Puesta en marcha del aplicador Freiburg para plesioterapia.

Autores: Jonathan Suárez Arteaga¹ ; Rebeca Hernández Rodríguez¹ ; José Manuel Richarte Reina¹ ; Andrés Cid Galanche¹ ; José Miguel García Madueño¹ ; José Manuel Reinoso Cobo¹

¹ Hospital Universitario de Jaén.

Corresponding Author: jonathan.suarez.arteaga@gmail.com

INTRODUCCIÓN:

La plesioterapia o braquiterapia de contacto es una técnica desarrollada para tratar determinados tipo de cánceres de piel no melanoma. Está indicada para lesiones superficiales "lisas", en cuero cabelludo o después de cirugía si los márgenes son positivos.

Para tratarlas se fabrican moldes en función de la lesión o se utiliza un material que sirve de bolus y para fijar los catéteres plásticos.

El aplicador Freiburg usa unas esferas plásticas de 5mm de radio unidas en una malla como bolus, además de fijar los tubos en su interior pasándolos por unos canales huecos que las atraviesan (por los cuales circulará la fuente de alta tasa). A continuación describimos las pruebas necesarias para su puesta en marcha.

MATERIAL Y MÉTODOS

El material con el que está fabricado tiene densidad equivalente a agua. Los centros de las esferas se encuentran equiespaciados a 1cm de distancia, con lo que los catéteres por los que se mueve la fuente quedarán separados 1cm.

El aplicador se puede cortar para usar sólo la cantidad de material necesario para cubrir la zona a tratar. Los tubos plásticos han de cortarse a mano.

En tratamiento de una lesión en una superficie lisa: hacemos un TAC al aplicador con los marcadores radiopacos introducidos por los tubos plásticos, si estos no se encuentran en el centro de las bolitas (recomendado por la bibliografía) modificamos la longitud total de los catéteres en el planificador y añadimos un offset en el mismo sentido para llevar la fuente al centro.

Verificamos que la posición de la fuente es la misma que nos dicen los marcadores (realizamos una comprobación tanto visual como con películas radiocrómicas):



Figure 934: enter image description here

Una vez definidos los catéteres observamos cuál de las optimizaciones posibles en el planificador Oncentra Brachy treatment planning es la que nos deja una distribución de dosis más homogénea tanto en superficie como a la profundidad de prescripción. Y comparamos con un cálculo alternativo.

RESULTADOS:

Tipos de optimización y porcentaje de dosis de prescripción									
Geométrico Distancia					Puntos Distancia				
	Normalización		Superficie	Verificador		Normalización		Superficie	Verificador
	Oncentra	Verificador				Oncentra	Verificador		
Media	100,00%	99,81%	129,36%	129,02%		Media	100,00%	99,82%	129,57%
RMS	7,17%	7,12%	5,25%	5,23%		RMS	0,78%	0,78%	10,16%
Min	79,98%	79,92%	113,74%	113,88%		Min	97,11%	96,88%	118,25%
Max	107,79%	107,47%	137,81%	137,44%		Max	101,34%	101,31%	167,73%
Geométrico Volumen					Puntos Dosis				
	Normalización		Superficie	Verificador		Normalización		Superficie	Verificador
	Oncentra	Verificador				Oncentra	Verificador		
Media	100,00%	99,75%	129,49%	129,25%		Media	100,00%	99,82%	129,50%
RMS	6,11%	6,06%	4,46%	4,37%		RMS	1,77%	1,71%	8,54%
Min	81,08%	81,08%	119,77%	119,61%		Min	92,08%	92,02%	118,41%
Max	106,18%	105,95%	139,53%	139,34%		Max	103,92%	103,66%	154,86%

Figure 935: enter image description here

La optimización que nos provoca mayores inhomogeneidades (en piel) y máximos más altos es la optimización a puntos, con lo que optamos por usar la optimización geométrica.

DISCUSIÓN:

Para lograr una dosimetría lo más homogénea posible la fuente debe caer en el centro de las esferas plásticas. En la bibliografía nos hablan de una diferencia de dosis de hasta un 25% con la calculada por el planificador.

También comprueban que las desviaciones de la distribución de dosis (en caso de una colocación adecuada) calculada con el TG-43 con respecto del cálculo Monte Carlo teniendo en cuenta la composición del material y el aire que envuelve al aplicador son menores al 5% en las regiones de interés. Con lo que su uso queda validado para la práctica clínica.

CONCLUSIONES:

Tras dichas comprobaciones podemos empezar a realizar los tratamientos de plesioterapia y pacientes que antes no podían tratados debido a sus condiciones físicas (edad avanzada y baja movilidad que haría muy difícil el tratamiento de radioterapia con electrones) ahora sí puedan hacerlo.

Pósteres Braquiterapia / 199

Nuevo método semi-automático de reconstrucción de aplicadores ginecológicos plásticos mediante librerías de aplicadores

Autores: Antonio Otal Palacín¹; Javier Vijande Asenjo²; Vicente Carmona Meseguer³; Facundo Ballester Pallarés⁴; Àngel Forner Forner¹; Carlota Monfà Binefa¹; Sonia Serrano Zabaleta¹; José Pérez Calatayud⁵; Óscar Ripol Valentin¹

¹ Hospital Universitari Arnau de Vilanova

² Universitat de Valencia

³ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

⁴ Universitat de València

⁵ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

Corresponding Author: aotalpalacin@gmail.com

Introducción

La ABS y GEC-ESTRO recomiendan la resonancia magnética (RM) en su modalidad T2 como la modalidad de imagen preferida en braquiterapia de cérvix. Existen marcadores para los aplicadores

plásticos que nos permiten reconstruir la trayectoria que seguirá la fuente en la componente intracavitaria, pero no para la intersticial. Una posible solución para esta limitación ha sido descrita por Otal et al1 utilizando librerías de aplicadores (LApp). Los modelos 3D de la LApp se posicionan sobre la secuencia de imágenes con ayuda de los detalles que se aprecian en las mismas, lo que hace la reconstrucción dependiente del profesional que lo haya realizado.

Además, los modelos de LApp solo coinciden con el real en el caso de aplicadores rígidos y no en aquellos que tienen algún grado de libertad.

El objetivo del trabajo es el desarrollo de un método que minimice la potencial subjetividad comentada y generar un aplicador rígido para cada caso concreto.

Materiales y métodos

En el estudio se ha utilizado el aplicador Utrecht de la compañía Elekta (Estocolmo, Suecia). Se utilizó 3DSlicer, (<https://www.slicer.org/>), como herramienta para la reconstrucción.

Se marcan las secciones, (el radio, R, se conoce), de los marcadores de los canales de los ovoides (Ovs) y de la sonda intrauterina (IU) que se aprecian en la secuencia, obteniendo superficies en el espacio. Son proyectados puntos de la superficie sobre el eje del canal con ayuda de las normales y el valor R. Esta colección de puntos están en la base de la secuencia de RM y su número es mucho mayor que las secciones identificadas.

De los modelos de los canales en la LApp, se obtienen las colecciones de puntos de los canales Ovs e IU en la base propia de los mismos. Por un procedimiento de mínimos cuadrados encontramos las transformaciones a la base RM y la parametrización que convierte en rígido el aplicador.

Resultados

Se aplicó el método expuesto a 14 pacientes y las distancias entre los puntos en la imagen y los calculados se resumen en el histograma de la figura 1. En el caso de los ovoides, las diferencias están por debajo del milímetro, no así en el caso de la IU, en el que no se aprecian tan buenos resultados.

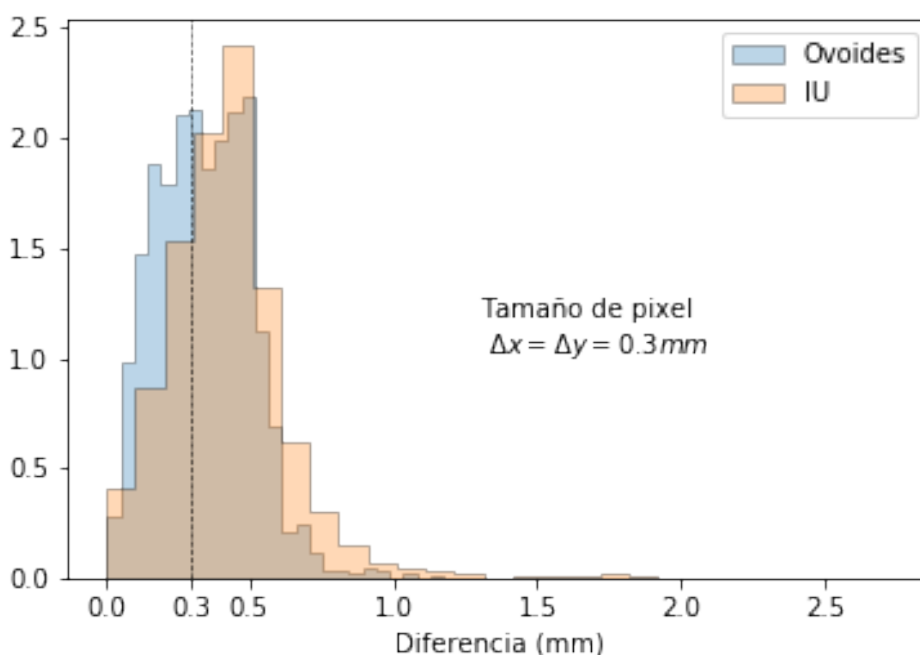


Figure 936: Se aprecia en la figura que las diferencias en distancia se concentran alrededor del tamaño de pixel.

Discusión

El peor resultado de la IU es debido a la menor curvatura de la misma lo que hace que en el ajuste exista una indeterminación mayor que en el caso de los ovoides los cuales forman un ángulo que minimiza la incertidumbre en la dirección cráneo-caudal.

Conclusiones

El método descrito es preciso y se puede utilizar tanto en Tomografía Computarizada (TC) como en MR y puede ser la base de una reconstrucción completamente automática.

Referencia

1. Otal A, Richart J, Rodriguez S, Santos M, Perez-Calatayud J. A method to incorporate interstitial components into the TPS gynecologic rigid applicator library. *Journal of Contemporary Brachytherapy*. 2017;9(1):59-65. doi:10.5114/jcb.2017.65290.

Pósteres Braquiterapia / 637

ANÁLISIS DE UN PROGRAMA VBA DE VERIFICACIÓN SECUNDARIA EN BRAQUITERAPIA HDR Y LDR.

Autor: Miguel Giner Sala¹

Co-autores: Julia Torres del Río ² ; Ricardo Abdon Tortosa Oliver ² ; Néstor Chinillach Ferrando ³

¹ *Unidad de Radiofísica, Servicio de Radioterapia, Hospital IMED Elche*

² *Hospital IMED Elche*

³ *Unidad de Radiofísica, Servicio de Radioterapia, Hospital IMED Valencia*

Corresponding Author: miguel.ginsa@gmail.com

I. INTRODUCCIÓN.

La legislación vigente exige la comprobación del cálculo realizado por los sistemas de planificación (SP) en braquiterapia.

Atendiendo a la necesidad anterior se ha diseñado un programa, en código VBA (Visual Basic for Applications), de verificación secundaria aplicado a braquiterapia de próstata de alta tasa de dosis (HDR) y baja tasa de dosis (LDR).

El objetivo del presente estudio es analizar la validez del cálculo implementado usando los mismos datos del planificador y su comparación con los datos de consenso BRAPHYQS www.uv.es/braphyqs.

II. MATERIAL Y MÉTODO.

Los tratamientos HDR se realizan con SP Vitesse 3.0 y fuente de Ir-192 VS2000, mientras que para LDR se cuenta con SP Oncentra Prostate 4.2.2.4 y semillas de I-125 SelectSeed U1.

En la implementación del cálculo se usa el formalismo del TG-43U1 1.

Se ha realizado un estudio retrospectivo con 69 puntos de cálculo, de un total de 14 pacientes, evaluando las diferencias relativas entre la dosis calculada por el programa frente a la del planificador. El test se ha realizado implementando en el cálculo los mismos datos del planificador en HDR, caso H_A, y en LDR, caso L_A, pero también implementando los datos propuesto por el consenso BRAPHYQS nombrados como casos H_B y L_B respectivamente.

III. RESULTADOS.

Los valores del estudio se agrupan en la Figura 1. Del caso H_A resulta una media de 0.00% con desviación estándar (SD) 0.07 %, en el caso H_B se obtiene 0.30% y SD 0.17%. En L_A el valor medio de las diferencias es 0.11% con SD 0.06%, la media en L_B se desplaza a 1.6 % con SD 0.3%.

ESTUDIO	DIFERENCIAS RELATIVAS VERIFICACIÓN-PLANIFICADOR		
	MEDIA (%)	MEDIANA (%)	SD (%)
H_A	0.00	0.00	0.07
H_B	0.30	0.30	0.17
L_A	0.11	0.12	0.06
L_B	1.6	1.6	0.3

Figure 937: Estadística de los casos HDR y LDR como diferencia relativa de dosis Verificación-SP

En la Figura 2, se representan la distribución normal de los casos H_A y L_A.

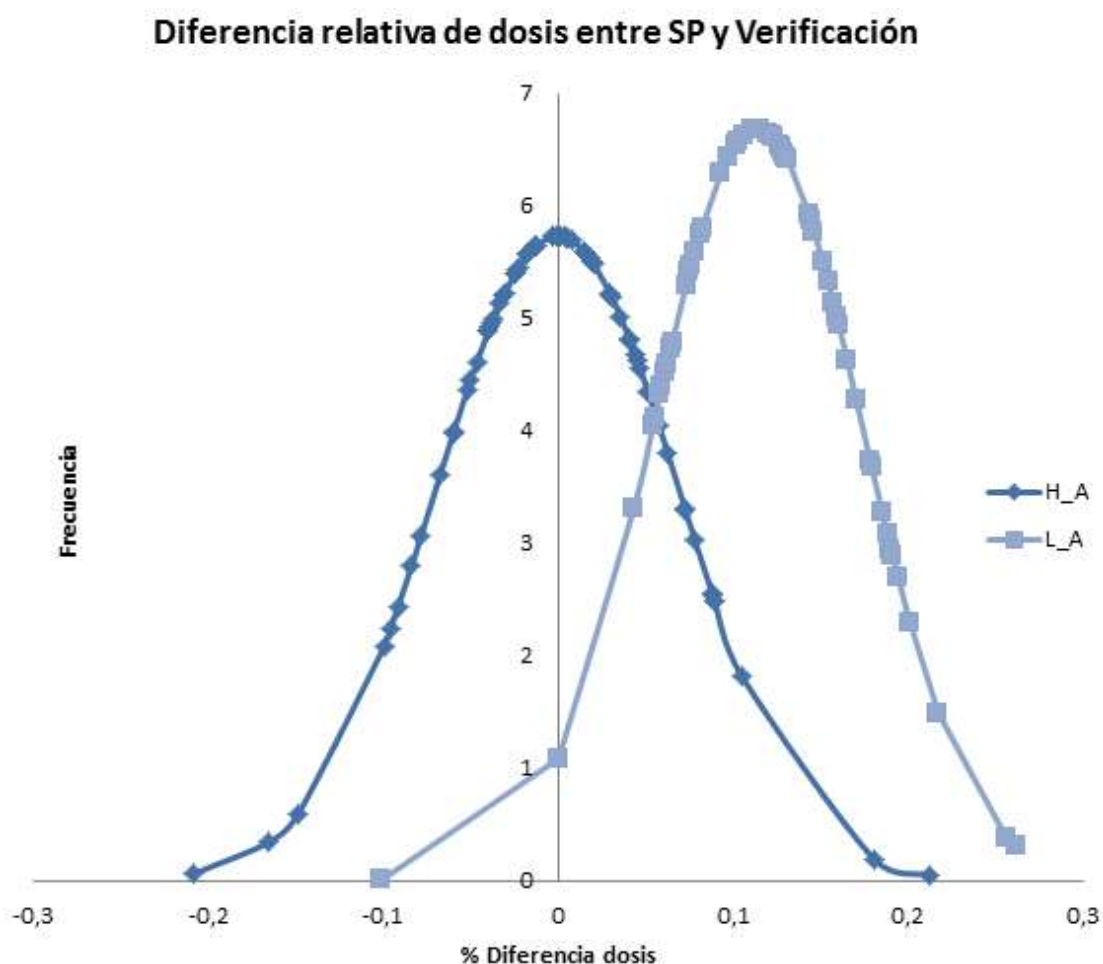


Figure 938: Ajuste gaussiano de 69 puntos de cálculo estudiados como diferencias relativas de dosis calculadas en los casos H_A y L_A.

IV. DISCUSIÓN.

El caso H_A muestra un gran acuerdo entre nuestro cálculo y el SP, los cálculos en H_B tienden a ser mayores que los del SP aunque compatibles dentro de las incertidumbres.

El cálculo LDR también queda validado con el caso L_A, las pequeñas desviaciones encontradas en

la media se atribuyen a la interpolación realizada para la función de geometría $g(r)$ y el factor de anisotropía $\phi_{an}(r)$, así como a la resolución de la matriz de cálculo del SP. En el caso L_B nuestros cálculos incrementan el valor medio de la dosis absorbida un 1.6% respecto al SP, debido, principalmente, a que los datos de Λ (constante de tasa de dosis en agua) y $\phi_{an}(r)$ consensuados en BRAPHYQS son de magnitud mayor que los del SP.

V. CONCLUSIONES.

El estudio realizado avala el programa desarrollado para la verificación dosimétrica HDR y LDR. En LDR, cabe esperar mayores dosis calculadas si se utilizan los datos de BRAPHYQS.

BIBLIOGRAFÍA.

1. Rivard MJ et al. Update of AAPM Task Group 43: A revised AAPM protocol for Brachytherapy dose calculations. Med Phys 31 633-674, 2004.

Pósteres Braquiterapia / 192

Aproximaciones COMS en Braquiterapia Oftálmica: Resultados para 34 pacientes

Autor: Nuria Carrasco ^{None}

Co-autores: Mar Adria ; Jose Chimeno ; Vicente Carmona ; Jose Gimeno ; Françoise Lliso ; Jose Perez Calatayud ¹

¹ Hospital La Fe

Corresponding Author:

INTRODUCCIÓN

En determinados casos clínicos, la braquiterapia episcleral es una alternativa a la enucleación en el tratamiento de melanoma uveal.

El grupo COMS recomienda una dosis de 85 Gy en el ápex del tumor excepto si el ápex se encuentra a menos de 5 mm de la esclera en cuyo caso el punto de prescripción se fija a 5 mm de ésta. COMS supone fuentes puntuales y medio infinito de agua.

El objetivo de este estudio ha sido evaluar la variación de dosis en el punto de prescripción cuando se incluyen las correcciones por anisotropía, heterogeneidad y dispersión.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han considerado 34 casos tratados entre 2012 y 2018 empleando los modelos de placas COMS disponibles en nuestro servicio: COMS10, COMS12, COMS14, COMS16n y COMS20n.

El Sistema de Planificación utilizado es Plaque Simulator v.5.3.6. Además del cálculo en la aproximación COMS este software incorpora la posibilidad de calcular las correcciones debidas a la fuente lineal, siguiendo el formalismo del TG-43, y las correcciones de heterogeneidad y dispersión.

En nuestro centro seguimos la prescripción del grupo COMS, a pesar de la recomendación de la ABS del 2003 de prescribir un mínimo de 85 Gy al ápex independientemente de la profundidad

El TG-129 recomienda realizar un cálculo paralelo que estime la inclusión de los distintos efectos. Por ello, se han reevaluado los casos planificados incluyendo las correcciones por anisotropía (aproximación denominada "Homo") y las correcciones por anisotropía, heterogeneidad y dispersión. (a la que denominamos aproximación USC).

Con el fin de aislar la sistemática debida a la posición de la placa, se ha calculado la dosis con las correcciones por heterogeneidad pero excluyendo la debida a la interfaz aire-agua (aproximación USC/A(R)).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados "Homo" indican que la dosis en el punto de prescripción decrece de 85 a 84.2 Gy. La aproximación USC muestra desviaciones mayores (Figure 1).

Las mayores diferencias entre la aproximación COMS y USC aparecen cuando la placa se sitúa más cerca del borde del diagrama de fondo de ojo, es decir, en una posición más anterior.

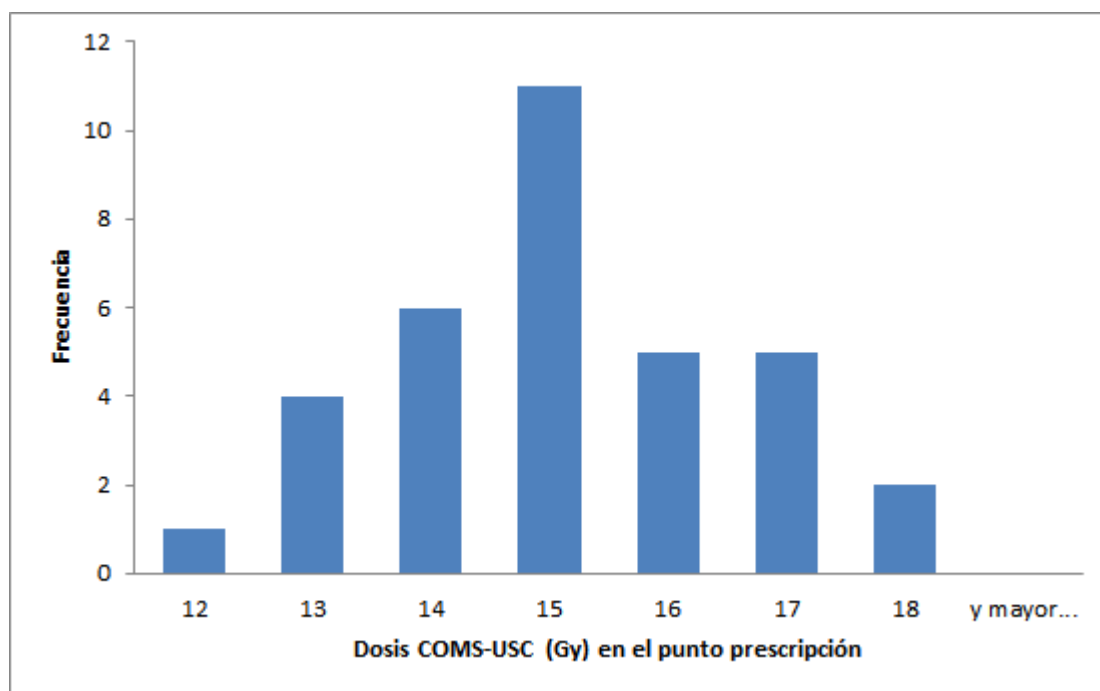


Figure 939:

Los resultados indican que la diferencia entre la aproximación COMS y la aproximación USC/A(R) depende del tamaño de la placa y la profundidad del punto de prescripción. La diferencia de dosis COMS-USC/A(R), aumenta linealmente al alejar el punto de prescripción (Figure 2). Asimismo, esta diferencia aumenta linealmente con el tamaño de la placa. Si consideramos únicamente aquellos casos con punto de prescripción situado a 5 mm de la base de la esclera encontramos que la diferencia de dosis COMS-USC/A(R) aumenta linealmente desde 12.2 para COMS10 hasta 13.5 Gy para COMS20n.

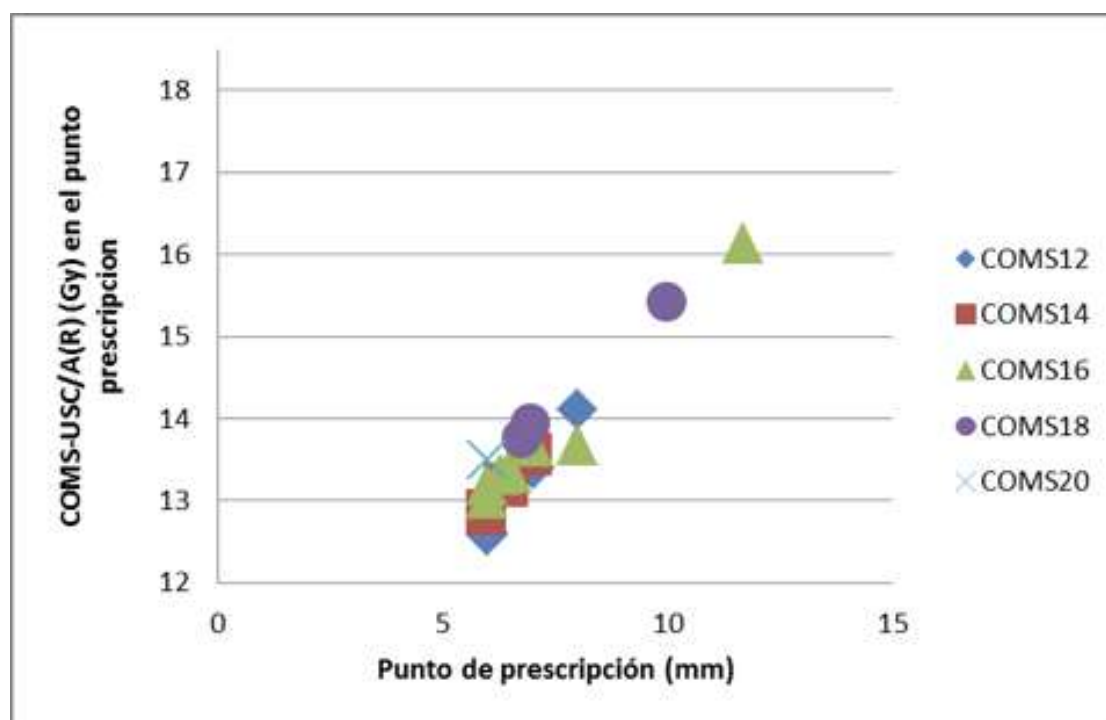


Figure 940:

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos indican desviaciones de dosis con las aproximaciones COMS con respecto al cálculo completo de $15.5 \pm 1.5 \text{ Gy}$ ($k=1$). No obstante, cualquier cambio significativo en el cálculo de dosis requiere el consenso adecuado con el Oncólogo Radioterápico ya que los efectos y complicaciones se han relacionado con la metodología de cálculo COMS.

Pósteres Braquiterapia / 99

Optimización de la dosimetría en braquiterapia episcleral con aplicadores personalizables

Autores: David Miguel Pérez¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Ricardo Torres Cabrera² ; Delfín Alonso Hernández¹ ; María Ruiz Aznar¹ ; Pilar Alonso Martínez¹ ; Victor de la Llana Granja³ ; Daniel Martínez² ; Mario Martín Véganzones⁴

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospitla Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario Valladolid

⁴ Hospital Clínico Univeristario de Valladolid

Corresponding Authors: david.miguel@outlook.com, jmdefb@gmail.com

La posible incidencia de complicaciones por las dosis recibidas en los tratamientos de braquiterapia episcleral hace necesario que se realice una optimización en la dosimetría cuya finalidad es la de reducir los efectos secundarios sin pérdida del control tumoral.

Material y métodos:

Se plantearán distintas alternativas al tratamiento con aplicadores personalizables considerando los siguientes factores: la distancia a los órganos de riesgo, la intensidad de la fuente y la geometría del aplicador.

Para la evaluación de la dosis se emplea un sistema de planificación que está basado en el protocolo

TG-43. Para la reconstrucción en 3 dimensiones del globo ocular y del tumor (dimensiones de la base, altura y situación) y la evaluación de la dosis se emplea el sistema de planificación Plaque Simulator X 5.3.7gm4 (BEBIG GmbH, Berlín, Alemania).

Resultados:

La distancia del aplicador al órgano de riesgo es quizá el factor más importante puesto que la dosis presenta una atenuación proporcional al inverso del cuadrado de la distancia. De esta manera distancias adecuadas sin sacrificar los márgenes del tumor protegerán, en la medida de lo posible, los órganos de riesgo.

La mezcla de fuentes de distintas actividades que puede optimizar la distribución de isodosis y salvaguardar ciertos órganos sin sacrificar el tratamiento de los márgenes del tumor.

En cuanto a la geometría del aplicador: las fuentes se pueden orientar de forma que sus extremos apunten a los órganos de riesgo ya que en estos puntos la autoabsorción de la fuente es importante y la caída de la dosis puede ser considerable. El aplicador donde se inserta el alojamiento que alberga las semillas radiactivas ejerce de blindaje ante las radiaciones y con la debida orientación puede proteger algunas regiones donde interese y así disminuir la dosis en los órganos de riesgo.

Discusión:

La disponibilidad de otros radioisótopos y su posible utilización conjunta en el caso de los aplicadores de ^{125}I permite un paso más en las estrategias de optimización dosimétrica e incluso radiobiológica. Para nuestra serie de pacientes tratados a lo largo de 20 años en nuestra institución, resulta destacable comprobar que las dosis medias al ápex y al cristalino son similares a las del resto de autores mientras que las dosis medias para los tejidos relativos al nervio óptico y la mácula son considerablemente menores en nuestros tratamientos. Esto es fruto de nuestras estrategias de optimización.

Conclusiones:

La optimización en la dosimetría puede reducir los efectos secundarios sin pérdida del control tumoral por lo que debe ser una estrategia a tener en cuenta en cada planificación con aplicadores personalizables.

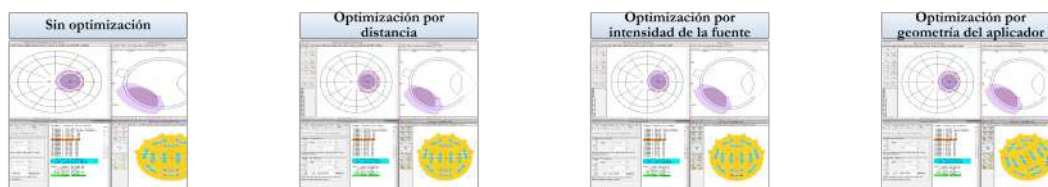


Figure 941: Optimización de la dosimetría

Variable	Shields [274] N=1300	Meia [218] N=623	Gündüz [268] N=630	Presente estudio N=267
Isotopo	^{125}I	^{125}I	^{106}Ru	^{125}I , ^{106}Ru
Duración media (h)	120,6	141,2	120,0	123,7
Tasa de dosis media(cGy/h)	70,5	80,0	80,0	69,5
Dosis media ápex (Gy)	85,0	95,2	91,2	85,43
Dosis media NO (Gy)	52,1	70,6	59,0	34,95
Dosis media cristalino (Gy)	15,6	24,1	11,7	19,16
Dosis media en mácula (Gy)	79,0	86,9	122,1	51,6

Figure 942: Comparación de los resultados de nuestra institución con los de otros autores

Pósteres Braquiterapia / 322

Radioterapia intraoperatoria en mama con equipo Axxent. Comparación dosimétrica con Mammosite**Autor:** Almudena Gandia Martinez¹**Co-autores:** Sergio Alberto Lozares Cordero²; David Carlos Villa Gazulla²; Verónica Alba Escorihuela²; Sara Jiménez Puertas²; Jose Antonio Font Gomez²¹ Hospital Miguel Servet² Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza**Corresponding Author:** agandia@salud.aragon.es**Introducción**

En nuestro centro se han tratado 350 pacientes de cáncer de mama desde mayo de 2015 hasta enero de 2019 con radioterapia intraoperatoria (RIO) con el equipo Axxent (Xoft Inc.) siguiendo los parámetros de inclusión del estudio TARGIT. Comparamos las dosis en la piel de las primeras 250 pacientes tratadas con la fuente de 50 kVp con las dosis en piel que habrían recibido usando el kit Mammosite con fuente de Ir192 y estimamos dosis en pulmón y corazón en los casos de mama izquierda.

Material y métodos

El método seguido para las 350 pacientes tratadas en nuestro centro consiste en la extirpación del tumor y selección del tamaño de balón adecuado para cubrir la zona tumoral. La dosis aplicada es de 20 Gy en la superficie del balón siendo necesario comprobar que la distancia a la piel desde los tres puntos más cercanos es superior a los 10 mm. Los tamaños utilizados van desde los 30-65 cm³, siendo 30 y 35 cm³ los más utilizados, y la duración media de los tratamientos es de 10.3 minutos. Los planes de tratamiento se realizan previamente en el Sistema Brachyvision (Varian Inc.) para cada uno de los posibles volúmenes. A su vez, se calcula otro plan con el aplicador Mammosite y la fuente Ir192, a partir del cual se estima la dosis cutánea de cada punto de control, comparándola con nuestros resultados. Presentamos también los casos de dermatitis aguda observados para los primeros 250 pacientes en un tiempo inferior a 6 meses después del acto quirúrgico y la irradiación.

Resultados

Los registros de la dosis máxima de piel para ambos tipos de tratamiento son $8,2 \pm 1,3$ Gy para el caso de Mammosite y $5,7 \pm 1,2$ Gy para las pacientes tratadas con Axxent. Esta diferencia se debe a la diferencia en el porcentaje de dosis de profundidad de ambos tipos de tratamiento. Esto, a su vez, explica los muy pocos casos de dermatitis aguda a los 6 meses (14 casos de grado 2 y 3 casos de grado 3), así como las dosis medias y máximas (expresadas como porcentaje de la dosis prescrita) para el pulmón izquierdo y el corazón en los casos de tumor de mama izquierda para los volúmenes de 30 y 35 cm³, que son los más comunes en nuestro hospital (67% de los casos):

PULMÓN IZQUIERDO (Tratamiento mama izquierda) AXXENT Ir192

Dosis máxima (%DP) 20.4% 29.9%

Dosis media (%DP) 1.0% 3.9%

CORAZÓN (Tratamiento mama izquierda) AXXENT Ir192

Dosis máxima (%DP) 4.1% 10.4%

Dosis media (%DP) 0.8% 3.3%

Conclusión

Se concluye que los tratamientos RIO realizados con el equipo Axxent son una buena alternativa a los realizados con Ir192, con baja toxicidad cutánea, y sin casos de recurrencia en los pacientes tratados hasta el momento. Los resultados en nuestros 350 pacientes tratados hasta la fecha, se unen a los buenos resultados presentados por otros centros, lo que nos hace ser muy optimistas sobre esta técnica

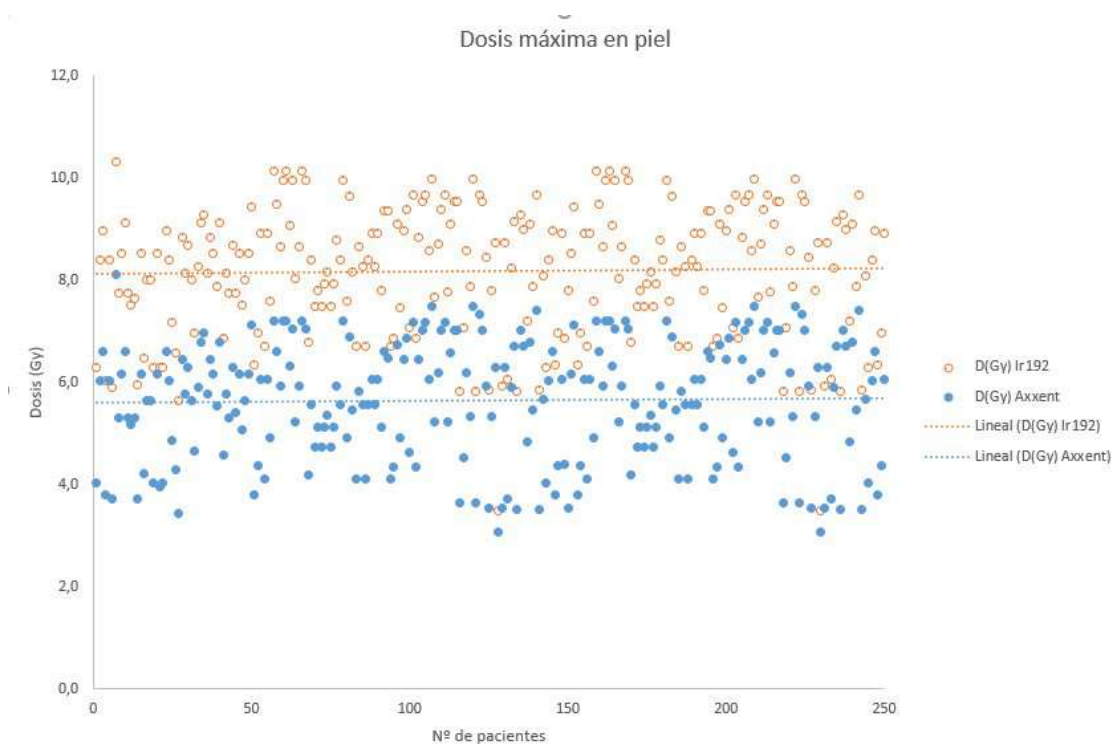


Figure 943: Comparativa dosis máxima en piel

Volumen del balón (cm ³)	Grado 0	Grado 1	Grado 2	Grado 3	Total	%
30	65	18	3	2	88	35%
35	62	15	1	1	79	32%
40	40	8	3	0	51	20%
45	15	2	7	0	24	10%
50	8	0	0	0	8	3%
Total	190	43	14	3	250	

Figure 944: Casos de dermatitis

Pósteres Radiobiología / 446

Heterogeneidades de dosis en CTV: Repercusión teórica en la PCT del Glioblastoma

Autores: Pedro Antonio García Higuera^{None} ; Coral Bodineau Gil¹ ; Salvador García Pareja¹

¹ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: garciahiguera@gmail.com

Resumen

Haciendo uso del modelo lineal cuadrático se va a determinar la pérdida teórica de probabilidad de control tumoral durante un año (PCT) en tratamientos de Glioblastoma por inhomogeneidades de dosis en el Clinical Target Volume (CTV) producidas al proteger órganos de riesgo (OAR) cercanos. Se han analizado 112 histogramas de pacientes con Glioblastoma tratados en el H.R.U. de Málaga mediante radioterapia conformada 3D.

Método

Se han seguido los siguientes criterios en la selección de pacientes a estudio:

1. Tratamientos de Glioblastoma calculados en la misma versión del sistema de planificación PCRT-3D entre los años 2011 y 2017.
2. Prescripción de 60 Gy con un fraccionamiento de 2 Gy/sesión.

Han sido seleccionados 112 pacientes de los cuales se han obtenido los siguientes datos:

- Histograma diferencial de volumen (HDV) del CTV.
- Malla de cálculo utilizada.
- Distancia más corta entre CTV y OAR.
- Existencia o no existencia de incidencia de haces que permitan la preservación del OAR sin infradosificar CTV.

Integrando el HDV de cada tratamiento se ha calculado la dosis uniforme equivalente (EUD) y la PCT (definida como el producto de probabilidad de control tumoral en cada intervalo de dosis y unidad elemental de volumen).

Para la realización de los cálculos se ha hecho uso de los parámetros radiobiológicos publicados en bibliografía (1).

Resultados

Los pacientes han sido clasificados en 3 grupos según las características de su tratamiento (Figura 1).

	Características	Número de pacientes
Grupo I	Tratamiento estándar de esta patología	69
Grupo II	El CTV se encuentra a menos de 5 mm del OAR	26
Grupo III	Además de estar a menos de 5 mm, no existe incidencia que proteja el OAR sin <u>infradosificar CTV</u>	17

Figure 945: Grupos en los que se han dividido los pacientes y número de pacientes en cada grupo en función de las características de cada tratamiento.

El número de pacientes en función de la EUD recibida y su PCT se muestran en la Figura 2.

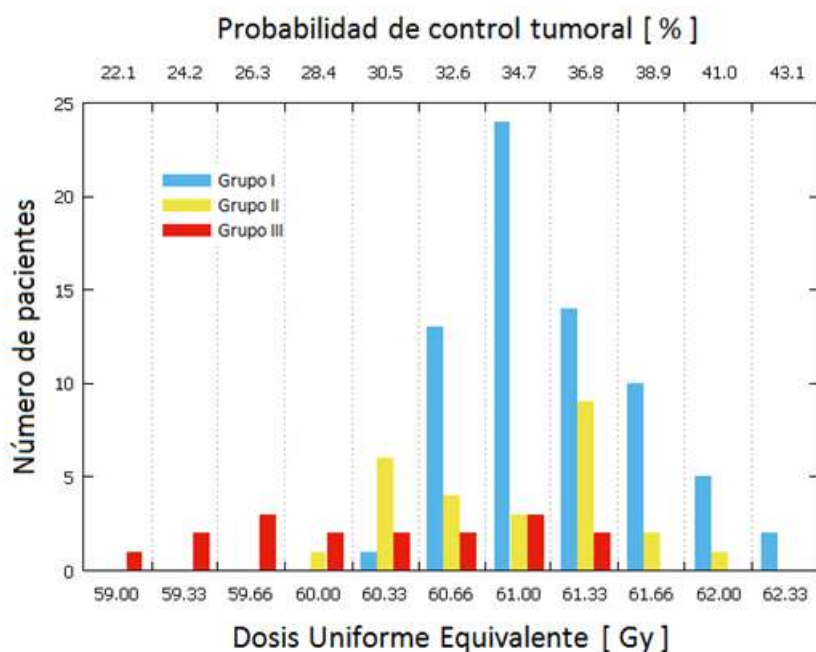


Figure 946: Número de pacientes (eje de ordenadas) en función de la EUD recibida (eje de abscisas inferior) y la PCT calculada (eje de abscisas superior) divididos en los grupos especificados en la figura 1.

Se han calculado distribuciones normales de pacientes en los que el Grupo I tiene una PCT promedio (PCT_{prom}) del 36,7% y una desviación estándar (σ) del 3,0%, el Grupo II una $PCT_{prom} = 35,0\%$ con $\sigma = 3,4\%$ y el Grupo III una $PCT_{prom} = 30,5\%$ con $\sigma = 4,8\%$.

Conclusión

Se ha estudiado el efecto teórico mediante el modelo lineal cuadrático que producen heterogeneidades de dosis en el CTV resultado de proteger algún OAR involucrado categorizando los tratamientos en 3 grupos.

Las diferencias obtenidas entre los grupos 1 y 2 prácticamente son irrelevantes, pero la PCT promedio entre el grupo 1 y el grupo 3 difieren en un 6,2%, llegando a alcanzar una diferencia del 20% entre el caso más favorable y desfavorable encontrado.

Referencia:

(1) P. Pedicini, A. Fiorentino, V. Simeon, P. Tini, C. Chiumento, L. Pirtoli, M. Salvatore, G. Storto. Clinical radiobiology of glioblastoma multiforme. Estimation of tumor control probability from various radiotherapy fractionation schemes. Strahlenther Onkol (2014).

Pósteres Radiobiología / 605

Diseño de un modelo animal de radiodermatitis y evaluación de la liberación, absorción y acción de una crema radioprotectora y mitigadora

Autores: Ana Melero¹; Jose Miguel Soriano²; Carlos Serra³; Rebeca Alcalá³; José Pérez-Calatayud⁴; Cristian Candela-Juan⁵; Teresa García⁵; Alida Taberner⁶; Luis Aparicio⁷; Pilar Sepúlveda⁸; J. Antoni Sirerol⁹; Natividad Sebastià⁹; Maria Dolores Pérez Del Caz¹⁰; Juan Ignacio Villaescusa¹¹; Juan Manuel Campayo¹²; Juan José Carreras¹³; Antonio Guillot¹⁴; Teresa Garrigues¹⁵; Javier Sicilia¹⁶; Luis Martí-Bonmatí¹⁷; Alegría Montoro¹¹

- ¹ *Department of Pharmacy and Pharmaceutical Technology and Parasitology. University of Valencia.*
- ² *Research Group in Food Sciences Based on the Evidence and Experimentation, Institute of Material Science, Scientific Park, University of Valencia, 3Joint Research Unit on Endocrinology, Nutrition and Clinical Dietetics, University of Valencia-Health Research Institute La Fe, Spain; Department of Endocrinology and Nutrition. University and Polytechnic La Fe Hospital.*
- ³ *IVO's Dermatology Department.*
- ⁴ *5Department of Radiation Oncology. University and Polytechnic La Fe Hospital. 6Joint Research Unit on Nuclear and Radiophysical and Instrumentation in Medicine (IRIMED). La Fe Polytechnics and University Hospital and Health Research Institute,*
- ⁵ *Department of Radiation Oncology. University and Polytechnic La Fe Hospital.*
- ⁶ *Faculty of Medical Science. Biomedical Department. European University of Valencia.*
- ⁷ *Faculty of Medical and Odontology. University of Valencia.*
- ⁸ *9Regenerative Medicine and Heart Transplantation Unit. La Fe Polytechnics and University Hospital and Health Research Institute,*
- ⁹ *Radiation Protection Service, University and Polytechnic Hospital La Fe, Avda.*
- ¹⁰ *Department of Plastic and Reconstructive Surgery, La Fe Hospital.*
- ¹¹ *Radiation Protection Service, University and Polytechnic Hospital La Fe,*
- ¹² *Avda.*
- ¹³ *Department of Pharmacy and Pharmaceutical Technology and Parasitology. University of Valencia.*
- ¹⁴ *1Department of Pharmacy and Pharmaceutical Technology and Parasitology. University of Valencia. Avda.*
- ¹⁵ *1Department of Pharmacy and Pharmaceutical Technology and Parasitology. University of Valencia.*
- ¹⁶ *Laboratory Animal Platform. University and Polytechnic La Fe Hospital.*
- ¹⁷ *13Medical Imaging Department and Biomedical Imaging Research Group (GIBI230), La Fe Polytechnics and University Hospital and Health Research Institute,*

Corresponding Author: montoro_ale@gva.es

Introducción

Dentro de las técnicas médicas que utilizan radiación ionizante, es la radioterapia y la radiología intervencionista la que más problemas de radiodermatitis producen en los pacientes. Estudios científicos demuestran que existen sustancias de origen natural que poseen determinadas funciones biológicas que pueden proteger de los efectos secundarios de la radiación.

En primer lugar diseñamos un modelo de radiodermatitis en rata para evaluar el efecto de un prototipo de crema con propiedades antioxidantes, radioprotectoras y mitigadoras. A continuación, profundizamos en su mecanismo de acción mediante la evaluación de la liberación de los compuestos, los perfiles de absorción y la acumulación de los principios activos en piel humana ex vivo.

Materiales y métodos

En la primera etapa de investigación, se diseñó un prototipo de crema radioprotectora/ mitigadora (crema A) que contenía tres activos diferentes: superóxido dismutasa (SOD), resveratrol y curcumina. La SOD cataliza la inactivación de los radicales libres superóxido que son el reactivo de oxígeno más dañino para las células de la piel ². El resveratrol ha demostrado propiedades antioxidantes e inductoras de la producción interna de superóxido-dismutasa ³. La curcumina podría utilizarse para neutralizar la radiación ⁴. También se diseñó una segunda crema B con resveratrol y curcumina únicamente.

Los animales (10 ratas Wistar adultas) se irradiaron con un acelerador lineal clínico con energía de 6 MV. Las ratas, divididas en 2 grupos, recibieron una irradiación de 18 Gy en ambas patas traseras. La pata trasera izquierda, de control, se trató aplicando crema sin el compuesto activo. El grupo 1 se trató aplicando la crema A y el grupo 2 con la crema B en las patas traseras derechas. Ambas cremas se aplicaron todos los días desde 2 días antes hasta 20 días después de la irradiación.

Las reacciones cutáneas agudas se evaluaron cada tres días por dos expertos en dermatología independientes.

Por último, se realizaron experimentos in vitro con células de difusión de Franz y Tape-stripping utilizando piel humana ex vivo para observar la cinética de absorción y la distribución de los activos a través y dentro de la piel, respectivamente.

Resultados

La gravedad de la radiodermatitis de las ratas en el grupo 1 fue menor que en el grupo 2.

Los resultados in vitro mostraron que la crema A es capaz de administrar los tres activos de forma controlada. La SOD, permanece en las capas superficiales de la piel. La curcumina se distribuye principalmente dentro del estrato córneo y la epidermis, el resveratrol accede a las capas más profundas de la piel de manera más rápida. La crema B reproduce los mismo efectos, excepto para la SOD.

Discusión

Nuestros resultados sugieren que los productos estudiados pueden proteger todas las capas de la piel contra el daño inducido por la radiación ionizante. Sin embargo, se deben realizar más estudios para caracterizar completamente los productos en términos de actividad farmacológica y seguridad.

Conclusión

Las cremas radioprotectoras y mitigadoras eficaces, como la evaluada en este estudio, pueden mejorar la calidad de vida de los pacientes y personal expuesto.

Pósteres Radiobiología / 147

SOBRE LAS EXTRAPOLACIONES DE LAS DOSIS DE TOLERANCIAS DE LOS ÓRGANOS DE RIESGO

Autores: FERNANDO PIZARRO TRIGO¹; Miguel Ángel Díez Gallego²; Diego Bengoechea Álvaro²; Teresa Cepas Arroyo²; María Luisa Martín Albina²; Juan Morillas Ruiz²; Lara Núñez Martínez²; Ignacio Agustín Pérez Urbón²; Javier Sánchez Jiménez²; Sandra Zaballos Carrera²

¹ Hospital Universitario de burgos

² Hospital Universitario de Burgos

Corresponding Author: fpizarrot@saludcastillayleon.es

INTRODUCCIÓN.- Actualmente, se ha extendido el uso de las extrapolaciones de dosis de tolerancia de los Órganos de Riesgo (OAR) en Radioterapia debido a la utilización, cada vez más frecuente, de esquemas de tratamiento con fraccionamientos no estándar. Estas extrapolaciones de dosis se suelen realizar a través de las relaciones de isoefecto que proporciona el concepto de Dosis Biológica Efectiva (DBE). Se analiza de qué manera los diferentes esquemas calculados a partir del isoefecto en la DBE no muestran coherencia cuando se comparan a través de las probabilidades de complicación en el tejido sano (NTCP).

MÉTODO.- La conocida ecuación de Withers (Ec.1) nos permite obtener, para una determinada dosis por sesión, la dosis total que produzca el mismo efecto que otra cuyos efectos son más conocidos, como ocurre con los fraccionamientos estándar. En esta relación participan los valores α/β que son parámetros de la curva de supervivencia celular según el modelo Lineal-Cuadrático. Los diferentes esquemas así obtenidos se aplican sobre un plan de Radioterapia y se calculan las NTCP, según la ecuación de Källman (Ec.2), a partir de los Histogramas Dosis-Volumen (HDV) generados para el OAR elegido.

$$\frac{D_{EXTRAPOLADA}}{D_{ESTANDAR}} = \frac{\alpha/\beta + d_{ESTANDAR}}{\alpha/\beta + d_{SESION}} \quad (1)$$

$$NTCP_{LQ} = (1 - \prod_i (1 - [exp(-exp[e\gamma - (\frac{DBE_i}{D_{50}(1 - 2/\alpha/\beta)}(e\gamma - \ln(\ln 2)))]^s)^{v_i/v_r})^{1/s}) \quad (2)$$

RESULTADOS.- En la tabla se muestran los diferentes esquemas de isoefecto obtenidos sobre la estructura del pulmón utilizando un valor $\alpha/\beta=3$. En la gráfica se representan los datos de esta tabla con los valores de NTCP y DBE sobre los ejes principal y secundario, respectivamente. Se observa que las DBE son prácticamente iguales para todos los esquemas analizados, mientras que los valores de la NTCP no, siendo más bajos a medida que aumenta la dosis por sesión de los diferentes esquemas.

Esquema de fraccionamiento	DBE (Gy ₃)	NTCP (%)
50Gy/25x2Gy	83.3	6.9
45.36Gy/18x2.52Gy	83.46	6.2
37.2Gy/10x3.72Gy	83.3	5.3
34.24Gy/8x4.28Gy	83.1	4.9

Figure 947:

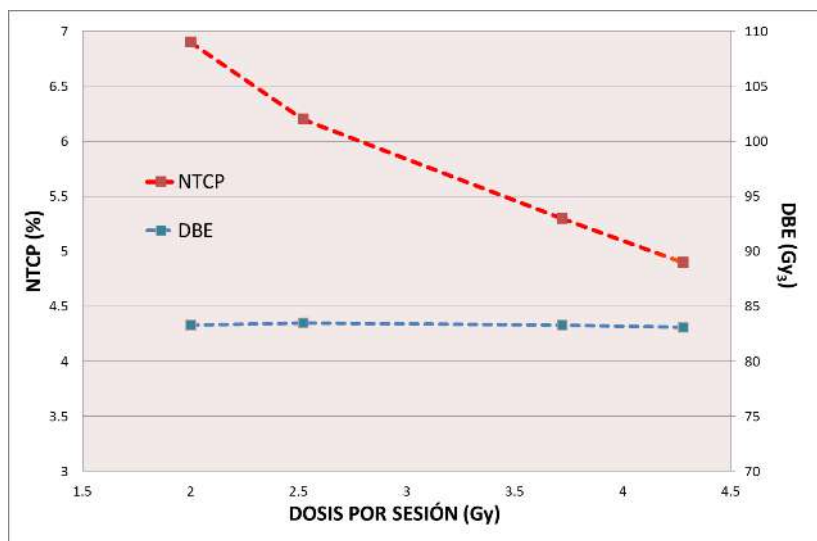


Figure 948:

DISCUSIÓN.- La ecuación 2 muestra la relación de la NTCP y la DBE, donde el subíndice *i* indica que el multiplicador se aplica para cada bin de dosis del HDV. De este modo, se espera que para los mismos valores de DBE se obtuviera un mismo valor de NTCP, afirmación que no se refleja en la gráfica anterior, ya que, sin entrar en detalles de la ecuación, se observa que la NTCP depende del valor de DBE calculado para cada bin de dosis del HDV en cuestión. La discrepancia estriba en la simplificación que consiste en no hacer uso del HDV en la ecuación de Withers, presuponiendo, así, que todos los vóxeles de la estructura reciben la misma dosis.

CONCLUSIONES.- El uso de la ecuación de Withers con el fin de extrapolar dosis de tolerancia sin la participación del HDV del OAR da lugar a dosis de tolerancia conservadoras cuando se aumenta la dosis por sesión, ya que las NTCP correspondientes son más bajas que las asignadas al esquema de referencia. Por otro lado, si se utiliza la ecuación de Withers para transformar un HDV de fraccionamiento no estándar a su equivalente a 2Gy, se haría innecesaria la extrapolación de dosis de tolerancia y se mantendría la coherencia con respecto a la NTCP.

Pósteres Educación y Formación / 136

FORMACIÓN Y ENTRENAMIENTO A TRABAJADORES POTENCIALMENTE EXPUESTOS A FUENTES HUÉRFANAS.

Autores: Elena Alcaide Trenas¹ ; Teresa Ortiz Ramis^{None} ; M^a Concepción Orta Navarro¹

¹ ENRESA

Corresponding Author: ealt@enresa.es

Resumen

El capítulo IV de la Directiva 2013/59/EURATOM del Consejo, del 05 de diciembre de 2013, establece los requisitos para la educación, entrenamiento e información en protección radiológica. Este capítulo se refiere a la información y la formación de los trabajadores potencialmente expuestos a fuentes huérfanas.

De acuerdo con el artículo 16 los Estados miembros garantizarán que se informe a los encargados de instalaciones en las que sea muy probable encontrar o procesar fuentes huérfanas, incluidos grandes vertederos de chatarra y grandes instalaciones de reciclado de chatarra, así como lugares de tránsito importantes, acerca de la posibilidad de ser expuestos a una fuente.

Asimismo los Estados miembros alentarán a los encargados de este tipo de instalaciones para asegurar que cuando los trabajadores de la instalación pueden encontrarse con una fuente, han sido:

1. Asesorados y entrenados en la detección visual de fuentes y de sus envases;
2. Informados de las nociones básicas sobre las radiaciones ionizantes y sus efectos;
3. Conozcan y hayan recibido formación sobre las medidas que deben tomarse in situ en caso de detectarse o sospecharse la presencia de una fuente.

Este trabajo describe la participación de la Unidad Técnica de Protección Radiológica de ENRESA en las actividades de formación y entrenamiento relacionados con el Protocolo de Vigilancia Radiológica de los Materiales Metálicos y con la iniciativa MEGAPORT, así como con la formación de las fuerzas de Seguridad del Estado. Se describen los tipos de cursos y el contenido de esta formación.

Estos cursos se llevan a cabo con la colaboración del CSN, de la Agencia Tributaria, de la Dirección General de protección Civil y de las instalaciones, en el caso de la industria del metal.

Pósteres Educación y Formación / 100

EUTERP- Fundación Europea de Formación y Entrenamiento en Protección Radiológica. Actividades

Autores: CRISTINA LLORENTE HERRANZ¹ ; MARISA MARCO ARBOLÍ¹ ; Penelope Allisy-Roberts² ; Marcel Schouwenburg³ ; Michèle Coeck⁴ ; Joanne Stewart⁵ ; Friedrich Hoyler⁶ ; Matjaž Koželj⁷ ; Celso Osimani⁸

¹ CIEMAT

² EFOMP

³ University of Technology (TU Delft)

⁴ SCK•CEN

⁵ PHE

⁶ QSK

⁷ Jozef Stefan Institute

⁸ AIRP

Corresponding Authors: cristina.llorente@ciemat.es, marisa.marco@ciemat.es

1.- Introducción.

La creación de la Fundación EUTERP se remonta a las inquietudes de la Comisión Europea sobre la falta de movilidad de los expertos en protección radiológica (RPE) a través de la Unión Europea (UE), así como las diferentes interpretaciones en sus requisitos sobre formación y capacitación a lo largo de los diferentes estados miembros, como ponía de manifiesto el estudio realizado en 2002 sobre el estatus de los RPE.

Los objetivos marcados para la Fundación EUTERP pueden resumirse:

- Entendimiento común de la figura del RPE.
- Requisitos de formación y capacitación coherentes para los RPE.
- Reconocimiento mutuo para los RPEs.
- Entrenamiento apropiado para los Responsables de protección radiológica (PR) de las instalaciones radiactivas y nucleares (RPO) y los trabajadores expuestos.
- Enlace con los “stakeholders” que tienen entre sus actividades la formación y entrenamiento en PR.

2.- Material y métodos.

Las actividades que desarrolla la Fundación incluyen:

- Fomentar los puntos de contacto nacionales de todos los países europeos.
- Proporcionar un programa de referencia para la formación de RPEs.
- Desarrollo y testeo de cursos de formación modulares.
- Participación de los stakeholders en desarrollos formativos.
- Enlace con HERCA en el reconocimiento de RPEs.
- Socio en proyectos europeos (ENETRAP).
- Desarrollo y mantenimiento del portal web de EUTERP (www.euterp.eu)
- Emisión de boletines y difusión periódica de información.
- Organización de workshops sobre Formación en PR.
- Colaboración con conferencias internacionales - (ej. ERPW-2017, Francia; Congreso Europeo de IRPA-2018)

3.- Resultados y discusión.

Desde junio de 2010, EUTERP está constituida como entidad auto-sostenida, con un portal web dinámico y número creciente de asociados.

Ha proporcionado asesoramiento a la UE sobre las definiciones, funciones y deberes del RPE y RPO de las Normas básicas de seguridad- 2013 de la UE (Guía publicada) a través de su participación en los proyectos ENETRAP.

Se han organizado hasta el momento tres workshops (Chipre 2011: "Radiation protection training in Europe – the next steps"; Croacia 2014: "Education and Training in Radiation Protection. Improving ALARA Culture."; Grecia 2015: "Legislative change in Europe: the implications for training in radiation protection - rising to the challenge") y se está organizando el cuarto en Malta del 10 al 12 de abril de 2019: "Optimizing radiation protection training".

Se ha organizado el curso europeo de PR y se ha desarrollado una base de datos de eventos de formación, entrenamiento y oportunidades en el sitio web de EUTERP, que en este momento está en fase de prueba por los Asociados.

4.- Conclusiones.

La Fundación EUTERP proporciona un portal web para actividades de formación y capacitación en PR en Europa. Ejerce de enlace con otras organizaciones europeas, participando en proyectos y eventos para desarrollar y mejorar las actividades de capacitación, así como promover un entendimiento común de los requisitos de capacitación de todas las personas involucradas en actividades que utilizan radiaciones ionizantes. Está abierta a la incorporación como socios de las entidades nacionales dedicadas a la formación y entrenamiento en PR.

Pósteres Educación y Formación / 46

Uso y comparativa de aplicaciones informáticas en docencia.

Autores: Ana Isabel Milanés Gaillet¹ ; Ángel Gaitán¹ ; Marta Manzano¹ ; Mario Leonor² ; Luis Carlos Martínez² ; Alejandro Ferrando² ; Gustavo Pozo² ; Raúl Díaz² ; Eduardo Cabello³

¹ H.U. 12 de Octubre

² Hospital Universitario 12 de Octubre

³ HU 12 de Octubre

Corresponding Author: amilanesg@hotmail.com

Uno de los cometidos de los Servicios de Radiofísica y de Protección Radiológica es la formación de personal sanitario en materia de protección radiológica y la impartición de cursos de acreditación para profesionales que van a operar y dirigir instalaciones con radiaciones ionizantes. El uso de aplicaciones informáticas como ayuda a la docencia está de plena actualidad en todos los centros educativos a todos los niveles.

El objetivo del trabajo es hacer una comparativa entre las herramientas informáticas usadas como complemento a la docencia en el área de la Radioterapia y de la Radioprotección.

Material y métodos

Se han comparado dos de las aplicaciones más usadas para la docencia tanto a nivel escolar como universitario: las plataformas Socrative y Kahoot! en su versión gratuita. Estas dos aplicaciones han sido empleadas puntualmente en la formación de un grupo de veinte estudiantes de Técnicos en Radioterapia en nuestro hospital.

El programa Socrative presenta diferentes modalidades para que el alumno interaccione con el grupo: el denominado *Prueba* (sin límite de tiempo), *Carrera espacial* (con tiempo determinado) y *Pregunta Final*. Para nuestro estudio se ha utilizado la opción de *Prueba*, la más conocida.

La aplicación de Kahoot! presenta también diferentes modalidades y se ha utilizado el apartado *Quiz*, el más sencillo: responder entre cuatro opciones en un tiempo determinado previamente por el profesor.

Se han configurado una batería de preguntas que pueden ser compartidas por otros docentes.

Para usar estas aplicaciones se necesita un ordenador o teléfono móvil conectado a internet. Además para poder usar Kahoot! se requiere de un proyector en el aula para que los alumnos puedan ver los enunciados y posibles respuestas ya que en su sesión sólo pueden ver los códigos de colores asociados a cada una de éstas.

Resultados

El uso de ambas aplicaciones ha permitido hacer la clase más interesante para los alumnos, manteniendo la atención más tiempo. Se les ha preguntado al alumnado si les ha gustado el uso de estas aplicaciones y han respondido afirmativamente. El programa Kahoot! les era más conocido.

El docente además ha podido ver in situ si los estudiantes han entendido o no lo que se les ha explicado pudiendo aclarar aquellos conceptos respondidos erróneamente.

Discusión

Aunque las dos aplicaciones presentan rasgos similares y sus objetivos son los mismos, dinamizar la clase y ver el nivel de conocimientos del alumnado, presentan pequeñas diferencias que hay que tener en cuenta a la hora de preparar la clase.

Kahoot! tiene una interfaz más llamativa y dinámica y permite manejar el programa de manera muy intuitiva. Además permite enlazar con vídeos ubicados en la red. El modo más empleado por los usuarios es el de *Quiz*. Para la puntuación final se valora tanto el que se haya respondido correctamente como la prontitud con que se responde fomentando por tanto la competitividad en el alumnado. Una desventaja respecto a Socrative es que en esta última se puede seleccionar si se desea tener un límite de tiempo o no mientras que en Kahoot! los cuestionarios siempre tienen límite de tiempo. Además Socrative cuenta también con la ventaja que una vez contestada las preguntas se puede ver la explicación en pantalla de la respuesta correcta. En ambas se pueden exportar los resultados a Excel y en Socrative además en PDF.

Conclusión

El poder implantar esta metodología es una ayuda más al Radiofísico para impartir la materia y poder detectar aquellos conceptos que el alumnado puede no comprender.

Tanto Socrative como Kahoot! son buenas herramientas para dinamizar la clase y son fáciles de configurar y usar.

Al ser aplicaciones abiertas permite que diferentes Servicios de Radiofísica puedan compartir sus cuestionarios.

Pósteres Educación y Formación / 36

Desarrollo de un maniquí para enseñanza de desplazamientos angulares y espaciales en el registro de imágenes en TomoTerapia

Autores: Uvaldo Reyes Serrano¹ ; Rubén Omar Vela Herrera¹ ; Daniel Gerardo Calderón Calderón¹ ; Verónica Hernández Márquez¹ ; Higmar Herrera Hernández¹

¹ Servicios de Salud de Durango

Corresponding Authors: uvaldoreyes@hotmail.com, , danielcalderon-91@hotmail.com

En el Centro Estatal de Cancerología de Durango, México, se instaló el equipo de TomoTerapia HDA en Jun de 2016 y hasta la fecha se ha iniciado el tratamiento de más de mil pacientes y se han disparado más de 22mil sesiones de tratamiento. Como parte del aprendizaje en el manejo de esta tecnología de radioterapia guiada por imagen se diseñó un maniquí que incluye diferentes densidades y con Unidades Hounsfield similares a los tejidos encontrados en los pacientes con el objetivo de utilizarlo para encontrar la correlación entre las traslaciones y rotaciones manualmente aplicadas al maniquí y las correcciones de traslación y rotación detectadas por el sistema de Imagen de TomoTerapia. En este trabajo se presentan las mediciones realizadas con dicho maniquí y un somero análisis de los mismos que nos ha permitido determinar la enorme importancia de la elección correcta de la técnica de imagen en dependencia del sitio de tratamiento para el correcto registro de imagen y nos ha permitido comprobar el sentido de las correcciones sugeridas por equipo.

Pósteres Simposio de Técnicos / 321

EXPERIENCIA EN EL FUNCIONAMIENTO DE LOS FLUJOS DE TRABAJO DE LA RED ARIA EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA.

Autores: Dúnia Jové Teixidó¹; Laura Ruz Uclés²; Susana Badorrey Gomicia³; Antonia Ot Estable¹; Marc Gómez Prieto¹; Àngel Forner Forner²; Antonio Ota Palacín²; Sonia Serrano Zabaleta²; Carlota Monfà Binefa²; Óscar Ripol Valentín²

¹ Hospital Universitari Arnau de Vilanova

² Hospital Universitari Arnau de Vilanova

³ Hospital Universitario Arnau de Vilanova

Corresponding Author: sbadorrey.lleida.ics@gencat.cat

INTRODUCCIÓN

Una buena organización es fundamental para el buen funcionamiento de un servicio.

En el Servei de Protecció Radiològica i Radiofísica (SPRiR) del Hospital Universitari Arnau de Vilanova de Lleida (HUAV) desde hace aproximadamente 4 años se están utilizando Flujos de trabajo (workflow), (en simulación y planificación de tratamientos de radioterapia).

Los Flujos de trabajo proporcionan al usuario una serie de mecanismos para el control y seguimiento de tareas, así como la coordinación del trabajo entre los diferentes profesionales.

Este trabajo tiene como objetivo analizar las mejoras aportadas por los flujos de trabajo en la dinámica del servicio.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para trabajar con flujos se utiliza la red Aria 15.5 de VARIAN® en un entorno virtual (Citrix 4.12).

Para poner en marcha los flujos, previamente se estudiaron las etapas del tratamiento (actividades, orden de ejecución...) y así poder adaptarlos mejor:

- Se crearon distintos tipos de flujos o procesos y se personalizaron. En nuestro caso fueron cuatro flujos distintos (urgente, preferente, radioterapia con Intensidad Modulada (IMRT), radioterapia 3D).
- Cada flujo relaciona y programa actividades entre sí en orden cronológico, incluyendo el seguimiento del estado de éstas (en progreso, completado,...).
- Cada actividad tiene un acceso directo a la aplicación de aria desde la cual se debe realizar esa tarea en concreto. A ésta se puede añadir una lista de puntos de control (Checklist) para filtrar posibles descuidos, que se deben completar para pasar a la siguiente tarea.
- Durante el proceso de planificación se muestra el día que tiene programada cada actividad, el retraso que pueda llevar y los profesionales que intervienen en su realización.

En esta imagen podemos observar las distintas tareas de las que se compone un flujo de trabajo con los Checklist.

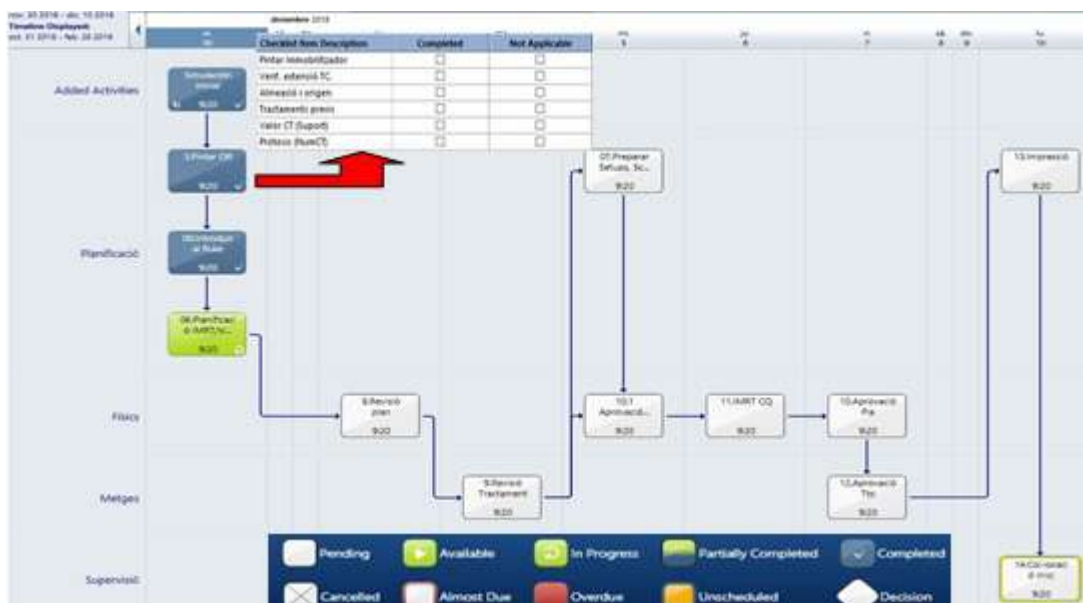


Figure 949: Ejemplo del flujo de IMRT con sus *Checklist*

RESULTADOS

Haciendo una valoración global del tiempo durante el cual se han utilizado los flujos de trabajo, se ha observado que:

- Se ha optimizado el tiempo del proceso de planificación en el cual puede intervenir más de un profesional.
- Se han detectado, filtrado y minimizado descuidos mediante los Checklist.
- Se puede localizar en todo momento en qué actividad del flujo se encuentra la planificación del paciente.
- Se mejora la coordinación de todo el equipo en tiempo real.

DISCUSION

Con los flujos de trabajo se ha mejorado el control de los procesos y de las distintas actividades de la planificación del paciente, se han minimizado descuidos que llegaban a los aceleradores lineales en los tratamientos mediante los Checklist que nos han servido de barrera.

Una parte muy positiva de los flujos es que nos ha permitido poder prescindir del tradicional papel de una forma progresiva y segura.

CONCLUSIONES

En general, hemos optimizado nuestra metodología de trabajo en un equipo multidisciplinar, con la consiguiente mejora en la organización del trabajo.

¿Es la técnica VMAT superior a la radioterapia 3D conformada en el cáncer de mama izquierda con fosa supraclavicular y cadena mamaria interna?

Autores: Elisabet Canals de las Casas¹; Ingrid Romera-Martínez¹

Co-autores: Ana Maria Cortés González¹; Sergi Fontas Fargas¹; Anna López Vidal¹; Maria Buxó²

¹ Institut Català d'Oncologia de Girona

² Institut d'Investigació Biomèdica de Girona Dr. Josep Trueta (IDIBGI)

Corresponding Author: elisabet.canals@iconcologia.net

Introducción:

Los tratamientos de cáncer de mama pueden incluir la fosa supraclavicular (FSC) y la cadena mamaria interna (CMI), lo que complica la dosimetría tanto a nivel de objetivos como de restricciones. La incorporación de nuevas técnicas de tratamiento, como la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), podría aportar mejoras frente a la radioterapia conformada 3D (3DCRT).

El objetivo es realizar un estudio dosimétrico comparativo de distintas técnicas de VMAT frente a 3DCRT en estas pacientes para valorar cuál de ellas minimiza la irradiación de los órganos de riesgo manteniendo las coberturas de los PTVs.

Material y métodos:

Se seleccionaron 5 pacientes de cáncer de mama izquierda con FSC y CMI. Para cada paciente se planificaron 6 dosimetrías con diferentes configuraciones de VMAT obtenidas de la literatura (Figura 1) y 1 dosimetría en 3DCRT con un único isocentro, campos complementarios y tangenciales amplios para la CMI.

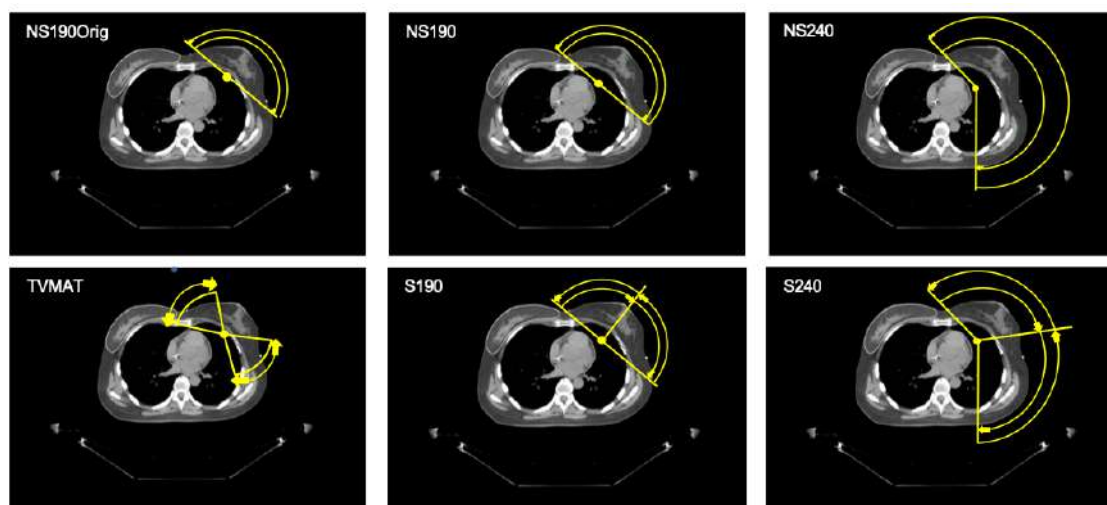


Figure 950: Figura 1: Ilustración esquemática de los diseños VMAT

Todas las planificaciones se realizaron en Eclipse v13.7.16 de Varian y las distribuciones de dosis se calcularon con el algoritmo AAA. Para VMAT se utilizó el optimizador PO, que no permite definir un margen de seguridad de la fluencia fuera del paciente ("skin flash") de forma automática. Para ello, se definió un bolus a partir de una expansión de 1.5 cm de la mama fuera del contorno de la paciente. Cada planificación se optimizó individualmente para cumplir los objetivos siguientes:

- Mama y FSC: V90% ≥ 98%
- CMI: V90% ≥ 90%
- Pulmón ipsilateral: V20 ≤ 35%
- Corazón: V25 ≤ 10% y Dmedia ≤ 5Gy
- Mama contralateral: V5 ≤ 10%

Utilizando scripts de Eclipse se obtuvieron los parámetros dosimétricos a evaluar para los PTVs - incluyendo el índice de homogeneidad y el de conformidad del 95%- y órganos de riesgo.

Para determinar si hay diferencias entre las técnicas, se utilizó la prueba no paramétrica de Friedman con comparaciones múltiples por parejas y 5% de nivel de significación estadística.

Resultados:

Los resultados se muestran en la tabla 1.

Parámetros dosimétricos de los volúmenes de planificación										
Volumen	Parámetro	Plan							p-valor ajustado	Comparaciones significativas por parejas
		3DCRT	NS190Orig	NS190	S190	NS240	S240	TVMAT		
PTV _{mama}	V95%	96.10 [4.95]	93.90 [3.40]	94.00 [3.15]	94.30 [2.65]	92.30 [1.95]	95.2 [3.75]	90.90 [4.20]	0.067	
	D2(%)	105.20 [3.20]	105.30 [1.90]	105.90 [2.50]	105.30 [1.60]	106.50 [2.05]	105.30 [3.50]	108.80 [5.50]	0.188	
PTV _{rsc}	V95%	98.70 [2.80]	94.10 [5.20]	93.20 [6.35]	94.70 [4.80]	93.00 [2.95]	94.60 [4.40]	92.30 [4.65]	0.085	
	D2(%)	105.30 [0.85]	105.40 [1.00]	106.40 [2.45]	106.90 [2.05]	105.60 [4.50]	106.90 [4.75]	108.40 [2.95]	0.056	
PTV _{CMI}	V90%	95.80 [10.15]	100.00 [0.40]	99.80 [2.55]	99.50 [4.55]	99.90 [2.20]	99.60 [3.40]	98.00 [4.05]	0.042	*
	D2(%)	101.90 [5.55]	105.30 [3.50]	106.40 [3.70]	108.40 [4.50]	107.30 [2.75]	104.10 [5.70]	102.00 [7.60]	0.029	*
CI		0.53 [0.16]	0.80 [0.05]	0.78 [0.07]	0.79 [0.06]	0.76 [0.09]	0.78 [0.07]	0.76 [0.08]	0.030	3D - NS190Orig
HI		0.11 [0.04]	0.14 [0.03]	0.14 [0.03]	0.13 [0.03]	0.14 [0.04]	0.13 [0.06]	0.19 [0.05]	0.053	
Parámetros dosimétricos de los órganos de riesgo										
Pulmón ipsilateral	V5(%)	33.40 [13.50]	72.20 [5.40]	70.20 [4.10]	65.40 [18.70]	81.30 [25.25]	65.60 [20.35]	63.50 [19.35]	0.022	3D - NS240
	V10(%)	28.00 [11.10]	46.10 [6.10]	45.60 [3.85]	42.80 [21.80]	53.70 [28.00]	42.90 [13.05]	46.20 [15.45]	0.014	3D - NS240 3D - TVMAT
	V20(%)	23.30 [10.00]	27.60 [8.15]	27.50 [6.35]	24.50 [12.70]	30.80 [5.80]	22.20 [6.60]	28.10 [8.25]	0.008	*
	D _{media} (Gy)	11.65 [4.69]	14.60 [2.50]	14.34 [2.23]	13.30 [4.64]	15.47 [3.57]	13.09 [2.60]	14.59 [3.72]	0.014	3D - NS240
Pulmón contralateral	V5(%)	0.00 [0.20]	29.60 [18.10]	19.50 [18.20]	33.00 [27.00]	28.00 [27.10]	22.80 [35.10]	15.90 [15.40]	0.003	3D - NS190Orig 3D - S190 3D - NS240
	V10(%)	0.00 [0.10]	6.50 [7.20]	5.90 [6.15]	9.90 [6.15]	9.90 [12.45]	7.40 [23.15]	2.80 [3.00]	0.003	3D - S190 3D - S240
	V20(%)	0.00 [0.00]	0.00 [0.30]	0.00 [0.15]	2.20 [1.90]	0.10 [0.75]	0.50 [5.80]	0.00 [0.50]	0.001	TVMAT - S190 NS190 - S190
	D _{media} (Gy)	0.73 [0.26]	3.88 [1.42]	3.56 [1.64]	4.35 [1.86]	4.50 [2.29]	3.23 [4.47]	2.92 [1.56]	0.007	3D - S190 3D - NS240
Corazón	V25(%)	0.10 [3.55]	0.10 [1.15]	0.50 [1.00]	0.60 [1.40]	1.20 [3.60]	0.60 [1.25]	0.80 [3.35]	0.557	
	D _{media} (Gy)	2.22 [2.06]	3.84 [1.08]	3.46 [1.23]	3.23 [2.51]	4.80 [3.82]	3.30 [2.92]	4.83 [2.44]	0.055	
Coronaria	D _{media} (Gy)	5.90 [21.99]	8.34 [15.07]	10.67 [14.62]	8.18 [19.52]	14.51 [21.00]	10.11 [15.56]	18.17 [18.40]	0.027	*
Mama contra.	V5(%)	0.00 [0.95]	4.50 [4.25]	4.40 [5.55]	3.80 [10.25]	13.10 [29.55]	10.90 [24.70]	11.60 [31.05]	0.005	3D - NS240 3D - TVMAT

Figure 951: Tabla 1: Comparación dosimétrica: mediana [rango intercuartil], p-valor ajustado, y comparación significativa entre parejas de técnicas. *Insuficiente potencia para determinar comparaciones significativas entre parejas.

Discusión:

La cobertura y homogeneidad de los volúmenes de tratamiento son similares en todas las técnicas aunque la conformidad es claramente superior en VMAT. Para la CMI la VMAT parece preferible pero falta estadística para que los resultados sean significativos.

La 3DCRT es superior en dosis bajas a órganos de riesgo (pulmones y mama contralateral).

No se observan diferencias significativas entre 3DCRT y VMAT para la dosis media al corazón, debido al elevado peso del objetivo en la optimización.

Los diseños VMAT NS190Orig y NS190 parecen más robustos -menor rango intercuartil-.

Conclusión:

La VMAT parece superior en términos generales a la 3DCRT dada la mejor conformación e irradiación de la CMI a expensas de un aumento de las dosis bajas a los órganos de riesgo aunque sin sobrepasar las restricciones prescritas.

Es necesario aumentar el tamaño de la muestra para obtener mayor potencia estadística que confirme las diferencias significativas en algunos de los parámetros evaluados.

Pósteres Simposio de Técnicos / 658**INMOVILIZACION PARA SBRT PULMON****Autores:** Manuel Dominguez Bautista¹ ; Belen Rodriguez Gonzalez² ; maria soledad broncano gonzalez³¹ *H U Burgos*² *H U Leon*³ *H U 12 Octubre***Corresponding Author:** manoloo_88@hotmail.com**Introducción**

El tratamiento de lesiones pulmonares con SBRT exige una inmovilización muy precisa con garantía de reproductibilidad para cada sesión.

Objetivo

los pacientes susceptibles de recibir este tipo de tratamiento no necesitan unas características especiales solamente tener un buen estado general ya que este tipo de tratamiento es largo y deben mantener lo mejor posible su posición. Esta técnica utiliza altas dosis de radiación que no son posibles con otro tipo de tratamientos.

Método

Utilizamos una plataforma indexable, un colchón de vacío, un sistema de restricción respiratoria y un TAC 4D. En la simulación de SBRT hay que encontrar equilibrio entre la comodidad del paciente y la mejor inmovilización posible. Colocamos la plataforma indexada a la mesa del TAC, encima de ésta e indexada a ella colocamos un colchón de vacío. Colocamos los brazos arriba para reducir la movilidad y al mismo tiempo dejar el tórax libre en la zona de tratamiento. Después colocamos el sistema de compresión abdominal con un plato que hará presión al nivel del diafragma y nos ayudara a restringir el movimiento respiratorio. Por último colocamos el sensor de respiración del TAC y obtenemos las imágenes del caso.

Resultado

Con una buena inmovilización del paciente y un equipo bien entrenado, obtenemos un tratamiento óptimo.

Conclusión

El cáncer de pulmón es una patología muy frecuente que incluye muchos tipos de lesiones ya sean primarias o metastásicas. Con una inmovilización adecuada y control respiratorio, proporcionaremos un tratamiento altamente sofisticado y preciso.

Pósteres Simposio de Técnicos / 586**NECESIDAD DE FORMACIÓN EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA TRABAJADORES NO EXPUESTOS****Autores:** María José Hungría Estévez^{None} ; Manuel Muñoz Espejo^{None} ; Francisco Julián Manzano Martínez¹ ; David Jiménez Feltström² ; Cristina Nuño Rodríguez¹ ; Belen Rios Pozo¹¹ *Vithas Sanidad Málaga Internacional*² *Vithas Xanit Hospital Internacional***Corresponding Author:**

OBJETIVO Y APORTACION ORIGINAL

Con periodicidad bienal y desde hace años, desde el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica (SFMPR) impartimos cursos de formación para los trabajadores expuestos y lo estamos haciendo extensible a trabajadores no expuestos. Pretendemos mostrar la importancia de que en el ámbito sanitario con presencia de radiaciones ionizantes, todo trabajador debe conocer ciertas medidas básicas en materia de protección radiológica.

MATERIAL/METODO

En estos años hemos ido ofreciendo formación presencial a trabajadores expuestos, haciéndola extensible a los no expuestos.

Centrándonos en los trabajadores no expuestos y con independencia de estos cursos, constantemente se atienden a demanda las dudas que puedan surgirles. Por ejemplo, las nuevas incorporaciones de personal a los que hay que explicarles cómo y cuándo limpiar, retirar basura, acceso a habitaciones de pacientes en estudio con radioisótopos para atenderlos, traslado de los mismos, etc.

RESULTADOS

Comenzamos a impartir cursos ante la necesidad que veíamos desde el SFMPR, de que los trabajadores no expuestos estuvieran formados en materia de protección radiológica ya que en muchas ocasiones trabajan en instalaciones radiactivas o con pacientes que están en tratamiento con isótopos radiactivos. Con el tiempo, el interés por parte de este tipo de trabajadores ha ido en aumento y demandan formación de este tipo para trabajar con mayor seguridad y confianza.

FORMACIÓN	PERSONAS INSTALACIÓN	PERSONAL FORMADO	SERVICIO
Formación Mandos Intermedios	30	24	Mandos Intermedios
Protección Radiológica Básica	1	1	CBRA
Protección Radiológica Básica	35	29	PLANTA (auxiliares y DUE)
Protección Radiológica Básica	25	19	LINGÜISA
Protección Radiológica Básica	6	6	CELADORES

Figure 952: enter image description here

DISCUSIÓN

De manera bienal realizamos cursos para trabajadores expuestos. Consideramos que existía un vacío en la formación de los trabajadores no expuestos. Comenzamos desde el SFMPR a impartir cursos, que también serán de periodicidad bienal. Durante tiempo, estos trabajadores han sido informados, la mayoría “in situ”, antes de realizar el trabajo en presencia de radiaciones ionizantes. Esto les daba inseguridad, según veíamos y nos comentaban, incluso podía derivar en una mala atención al

paciente.

CONCLUSION

Los cursos ofrecidos por el SFMPR están orientados a cada puesto de trabajo, haciéndoles partícipes recopilando las dudas o problemas con los que se encuentran e intentando que queden resueltas al momento y además, incluirlas en la futura formación.

Intentamos que los cursos sean lo más claros y útiles posibles. Nos centramos en situaciones reales o muy probables de suceder.

En estos años la aceptación de formación hace que el personal trabaje más cómodo, confiado y seguro. Consideramos que es una manera de perderle el miedo a la radiación y protegerse mejor a sí mismo y a los pacientes.

Pósteres Simposio de Técnicos / 584

ERI Y QA DE EQUIPOS DE PR INDIVIDUAL

Autores: Manuel Muñoz Espejo^{None} ; María José Hungría Estévez^{None} ; David Jiménez Feltström¹ ; Francisco Julián Manzano Martínez² ; Cristina Nuño Rodríguez² ; Ignacio Alvarez Rey²

¹ *Vithas Xanit Hospital Internacional*

² *Vithas Sanidad Málaga Internacional*

Corresponding Author:

OBJETIVO Y APORTACION ORIGINAL

El Servicio de Protección Radiológica junto con el Servicio de Prevención de Riesgos Laborales se encarga de hacerles un Es
Una vez que se reciben estos EPIs el Servicio de Protección Radiológica se encarga de hacerles un Es

SERVICIO	EQUIPO	Pb	TALLA	N/S	ETIQUETADO	Inspección Visual	Sujeción adecuada	Está comple	CC Placa

Figure 953: enter image description here

Se hace una evaluación de la atenuación de radiación que proporcionan estos EPIs, de esta manera se comprueba que estos EPIs son válidos para el Servicio de destino.

Después de estas revisiones los EPIs se reparten en los servicios, donde se dejarán por escrito las normas para el correcto uso y mantenimiento de los mismos.

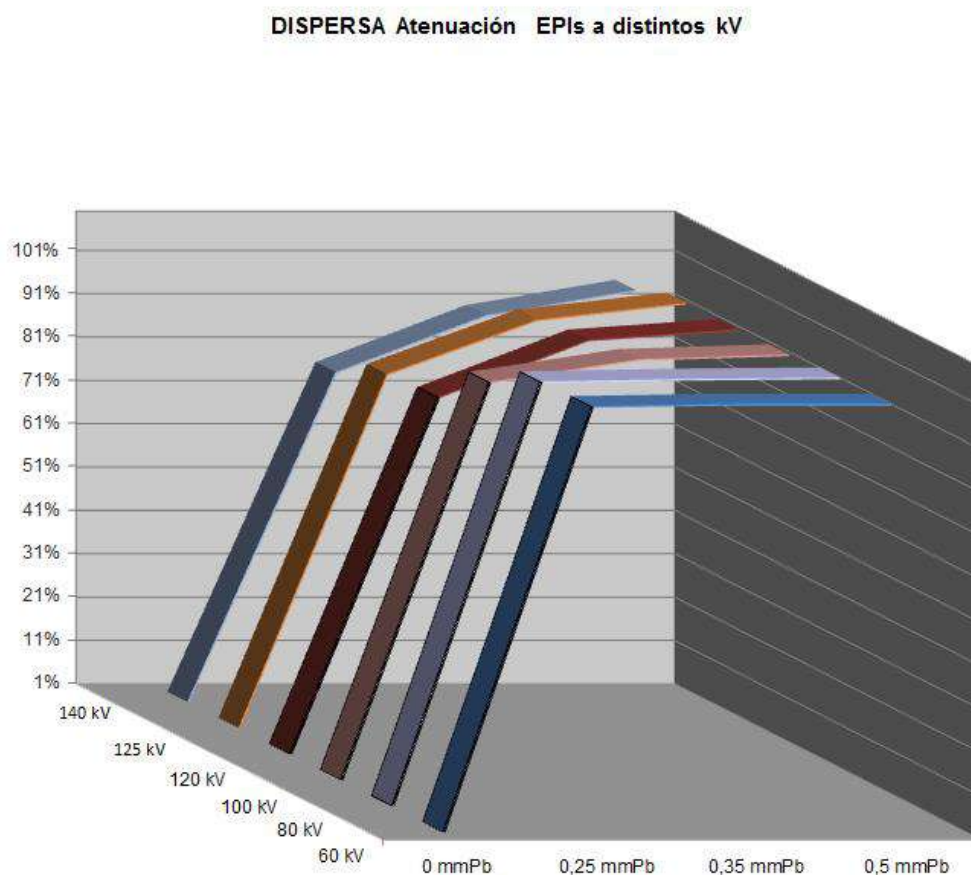


Figure 954: enter image description here

Anualmente el Servicio de Protección Radiológica pasará por los servicios para hacer un QA de los EPIs, que consiste en hacer una inspección visual y radiografías.

MATERIAL/METODO

Para realizar el ERI y QA utilizamos:

- Personal del Servicio de Protección Radiológica para hacer la Inspección Visual.
- Un equipo de Rayos X Convencional (ERI y QA anual).
- Material de oficina para el etiquetado.
- Detector de radiación para medir la atenuación.

RESULTADOS

- Correcto registro de los EPIs.
- Comprobamos que la atenuación es apropiada para el servicio de destino, lo que ayuda a una buena protección del trabajador/trabajadora y de los/las pacientes.
- El QA anual nos ayuda a desechar los EPIs que no están en buen estado.
- Las normas de uso y mantenimiento ayudan a una buena conservación de los equipos.

CONCLUSION

El Estado de Referencia Inicial nos ayuda a comprobar que los EPIs son adecuados para los dist...
Con el QA comprobamos el correcto estado de los EPIs de forma periódica y en caso de detectar...

Pósteres Simposio de Técnicos / 580**Seguimiento y análisis de los controles de dosis en Tomoterapia**

Autores: David Fuentes Cegarra¹ ; Juan Carlos Zapata Jiménez¹ ; Carmen B. Carrascosa Fernández¹

¹ HGU Ciudad Real

Corresponding Author: dafuence@hotmail.com

La tomoterapia administra la radiación con un movimiento simultáneo del gantry y de la mesa en forma helicoidal. Se caracteriza por su método de colimación que consta de un colimador primario y un colimador binario con 64 láminas capaces de modular la dosis.

Adicionalmente se pueden disparar campos estáticos, con fines de controles de calidad y calibración. Material y método:

El material utilizado en las medidas de dosis es: Verificador diario Beamchecker, conjunto cámara de ionización + electrómetro, laminas de agua sólida (modo estático) y maniquí cilíndrico de agua sólida con insertos para cámaras (modo dinámico).

Con el Beamchecker se obtiene el valor de la dosis en el centro, y en dos laterales así como de la energía. El maniquí de láminas de agua sólida permite la medida de la dosis (10 cm) y de la energía (cociente de 20 cm y 10 cm). Con el maniquí cilíndrico se puede medir la dosis en distintos puntos según la colocación del maniquí.

En modo dinámico se hace el control diario con el Beamchecker, semanalmente se mide la dosis con el maniquí cilíndrico, electrómetro y cámara. Para el modo estático se mide semanalmente la dosis con el Beamchecker y mensualmente con el maniquí de agua sólida, la cámara y el electrómetro.

A parte de la medida externa de dosis el propio equipo dispone de un sistema de control propio (TQA) que permite el análisis de los datos recogidos por el detector de imagen del equipo una vez realizado el procedimiento de radiación.

Resultados

Se presentan los datos medidos con todos los sistemas anteriores desde 2016 hasta finales del 2018.

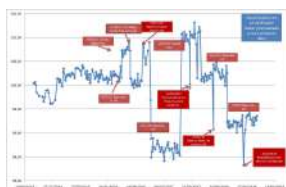


Figure 955: enter image description here

Corresponde a las medidas de la dosis en campo estático (no uso clínico) con el verificador diario. Refleja los cambios en la tasa de dosis del acelerador, sin tener en cuenta los efectos de la modulación de la dosis con MLC. Es una prueba de constancia. Se observan oscilaciones del orden del

0.5% achacables a la imprecisiones de la colocación, incertidumbres del propio equipo de medida y del acelerador. Oscilaciones aisladas mayores asociadas a medidas probablemente incorrectas por cambio de operador habitual o errores de setup. Se observan las actuaciones sobre la tasa de dosis efectuadas por el Servicio técnico.



Figure 956: enter image description here

Se comparan los diversos sistemas de medida. Se observa la coherencia entre los sistemas que miden tasa de dosis estática, y las desviaciones en los sistemas que miden la dosis rotacional de intensidad modulada, que reflejan cambio en el MLC.

Conclusiones

Los sistemas de verificación diarios (BeamChecker y TQA) muestran una mayor reproducibilidad y constancia, frente a los que usan cámara de ionización y maniquíes con setup más complejo, que miden la dosis real administrada por el sistema con mayor exactitud. Todos muestran una buena reproducibilidad, aportan información complementaria, y el uso conjunto permite distinguir si las variaciones en las medidas se deben a errores en la medida, variaciones en la tasa de dosis, en la energía o en el MLC

Pósteres Simposio de Técnicos / 579

TASA ELEVADA AL ALTA EN PACIENTES DE TERAPIA METABOLICA

Autores: María José Hungría Estévez^{None}; Manuel Muñoz Espejo^{None}; Francisco Julián Manzano Martínez¹; David Jiménez Feltström²; Cristina Ponce Herrera¹; Cristina Nuño Rodríguez¹

¹ Vithas Sanidad Málaga Internacional

² Vithas Xanit Hospital Internacional

Corresponding Author:

OBJETIVO Y APORTACION ORIGINAL

Los pacientes tratados con I-131, que requieren ingreso hospitalario, son dados de alta cuando sus niveles de radiación son suficientemente bajos como para que se cumplan los límites para el público. Hay ocasiones en que los niveles son elevados pero el paciente se va de alta teniendo en cuenta su situación familiar y patología, adecuándole las pautas a seguir en casa hasta que vuelva para el

rastreo. Entonces se le volverá a medir la tasa y se le modificarán las pautas a seguir en su día a día si es necesario.

MATERIAL/METODO

El alta radiológica del paciente se realiza tomando la medida de la tasa a 1m y se incluye en su historia junto con el alta médica. En el caso de tasa elevada, donde la patología no sea el único motivo de dicha lectura, se orienta al paciente a llevar ciertas medidas en casa para reducir la cantidad de I-131 así como las indicaciones en materia de protección radiológica.

El día del rastreo se vuelve a medir al paciente.

Los datos de todas las medidas quedan registrados en EXCEL. Hay casos en los que se acompaña de un informe técnico para explicar algunas observaciones.

RESULTADOS

Cuando el paciente acude al rastreo han pasado una media de 3 días tras el alta.

Los datos obtenidos muestran como pasados entre 2 o 3 días, la tasa disminuye en torno al 40%.

El dato marcado es un caso de patología por la cual el paciente no eliminaba el yodo de manera fisiológica con facilidad.

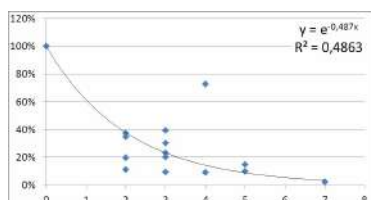


Figure 957:

DISCUSIÓN

En algunos casos, los pacientes no han seguido las recomendaciones dadas por el médico durante el ingreso o bien no han sido suficientes o su propia patología no ha permitido que elimine rápidamente el yodo no deseado para el tratamiento. Se le insiste en la necesidad de beber abundante agua o tomar fibra o laxantes.

En casos en los que la patología es la responsable, poco puede hacerse, pero en el resto el paciente suele responder mejor tras el alta, ya que en casa se siente más relajado.

CONCLUSION

Los pacientes con tasa elevada al alta reciben indicaciones del tipo “beber abundante agua o tomar fibra”, junto con el resto de recomendaciones en materia de protección radiológica. Pasados unos días, en el rastreo, se observa una disminución considerable de la tasa (~60%).

Pósteres Simposio de Técnicos / 559

Análisis del uso de un acelerador lineal de electrones en sus tres primeros años de funcionamiento

Autores: Raúl López Luque¹ ; Rosa M^a Ortega Visiedo¹ ; Pilar Reyes Ortiz¹ ; Damián Guirado Llorente¹

¹ Unidad de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio de Granada

Corresponding Author:**Introducción**

En la práctica médica es necesario realizar un análisis del modo en que se utilizan los recursos disponibles; esto es particularmente importante para las unidades de irradiación en radioterapia, debido a su elevado coste, su largo período de vida y a la necesidad de optimizar su uso.

Durante el verano de 2015 fue instalado un nuevo acelerador lineal de electrones en nuestro hospital, tras su preparación para uso clínico, comenzó a emplearse en los tratamientos de radioterapia en febrero de 2016. Al igual que ya se hizo para otro acelerador instalado en el año 2011, en este trabajo se analiza el uso de este nuevo equipo en sus primeros años de funcionamiento.

Material y métodos

El acelerador considerado es un Elekta Infinity, asociado a la red Mosaiq; de esta última, de los registros incluidos en otras bases de datos disponibles en nuestro departamento y del libro diario de operaciones de la instalación, se han obtenido datos sobre los pacientes que fueron tratados en el acelerador cada día, de la técnica de tratamiento aplicada, de las averías que se produjeron y de otras incidencias en su funcionamiento. Los registros analizados cubren el período del 17 de febrero de 2016 al 30 de septiembre de 2018.

Resultados

En la figura 1 se muestra, para cada semana, el número medio de pacientes tratados diariamente desde la puesta en uso clínico del acelerador hasta octubre de 2018. Después de un período inicial, hasta finales de abril de 2016, se completaron dos turnos de trabajo (de 9:00 a 20:00 horas); la mediana del número de pacientes diarios tratados fue de 40.4 (media 34.5) hasta final de mayo de 2017. Después de esa fecha se aumentó en 2 horas el turno de la tarde y la mediana aumentó hasta 48.4 pacientes (media 45.4); el objetivo de nuestro departamento es tratar a 50 pacientes diarios con este acelerador.

Como se observa, hay semanas en las que el número medio de pacientes diario es muy inferior a los valores medios, esta disminución se corresponde con averías o mantenimientos del equipo y con días festivos. Asimismo, las fiestas navideñas, marcadas con bandas azules, suponen por lo general una disminución del número de pacientes tratados; sin embargo, no hay un efecto perdurable de las vacaciones navideñas debido a los planes específicos que se activan durante esas fechas.

En la figura 2 se muestra la evolución de la proporción de tratamientos con técnicas de IMRT y VMAT que se realizan con este acelerador. En los últimos meses se ha llegado a una estabilidad en estas proporciones: un 71.4% y un 5.5 % de pacientes son tratados con VMAT e IMRT, respectivamente.

Conclusiones

Mediante los registros disponibles en la unidad de radioterapia, ha sido posible realizar un análisis de la evolución del uso de un acelerador de electrones desde su puesta en marcha. Esto nos permitirá optimizar este uso y emplear los datos obtenidos como referencia para nuestro trabajo.

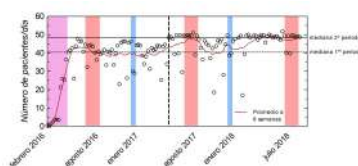


Figura 1. Número de pacientes tratados cada día en el acelerador objeto de este estudio. La banda roja indica el periodo inicial de funcionamiento, las bandas azules los periodos navideños y las regiones de color indican los meses de julio y agosto de cada año.

Figure 958: enter image description here

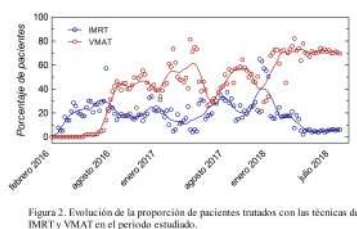


Figure 959: enter image description here

Pósteres Simposio de Técnicos / 550

ESTUDIO ESTADÍSTICO DE LA INFLUENCIA DE LAS VARIACIONES DE LAS POSICIONES DE MESA EN EL POSICIONAMIENTO DE LOS TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Autores: Manuel Ángel Benito Bejarano¹ ; Alexandra Ramos Carrero¹ ; Inés Cordero Gago¹ ; Francisco Sáez Beltrán¹

¹ Complejo Asistencial de Zamora, Hospital Provincial, Servicio de Radiofísica

Corresponding Author: aramoscar@saludcastillayleon.es

INTRODUCCIÓN:

Se han utilizado técnicas de minado de datos para extraer las posiciones de mesa registradas durante los tratamientos de radioterapia externa. Se ha buscado la repercusión de estos parámetros sobre el correcto posicionamiento del paciente.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Se ha realizado el estudio sobre 899 tratamientos clasificados por localizaciones. Se ha utilizado matching sobre imágenes portal de megavoltaje semanales para verificar los tratamientos. Se aplicó un protocolo de posicionamiento offline eNAL. Si en el control semanal las desviaciones resultantes superan un valor de tolerancia se vuelve a realizar el ciclo de adquisición de imágenes para obtener un desplazamiento promedio que será utilizado para modificar el posicionamiento. Para la administración de los tratamientos se ha utilizado el sistema de verificación y registro Mosaiq (Elekta AB). En el mismo se almacenaron tanto las imágenes portal como los desplazamientos realizados a lo largo del curso de tratamiento. También se registraron las tres coordenadas longitudinales de mesa para cada sesión administrada. Utilizando Crystal Reports (SAP SE) se ha realizado una extracción de datos de posición de mesa y desplazamientos aplicados. Se han analizado los datos para estudiar la relación entre las correcciones y las tendencias en las posiciones de mesa. Se han clasificado los pacientes en dos grupos, los que han concluido el tratamiento sin correcciones, y los que han sido sometidos a correcciones una o más veces. Se han calculado los valores promedios de la posición de mesa respecto a la posición prevista en la simulación, así como sus desviaciones estándar. Los datos se han clasificado por localización. Se ha comprobado la bondad del ajuste de los datos de posición de mesa a una distribución normal utilizando un test chi-cuadrado.

RESULTADOS

Para las posiciones de mesa, los valores de chi-cuadrado arrojaron un ajuste a una distribución normal superior al 95% (ver figura 1). Por localización, el número de tratamientos en los que hubo que aplicar correcciones estuvo entre el 4.7% y el 52.0%, habiendo una clara influencia del sistema de inmovilización utilizado (ver figura 2). Del mismo modo se observaron diferencias en las posiciones promedio y desviaciones típicas por localización, pero no se observan diferencias significativas entre los grupos con y sin corrección.

DISCUSIÓN

El número de tratamientos en los que se aplicaron desplazamientos fue menor de lo esperado. Las

localizaciones con menor número de correcciones se corresponden con aquellas en los que los dispositivos de inmovilización son más restrictivos (máscaras en ORL, cerebral, etc). El número de grados de libertad de la indexación de los dispositivos no parece influir. Dentro de cada localización no se ha encontrado ninguna diferencia estadísticamente significativa en las posiciones de mesa de los grupos con corrección y sin corrección.

CONCLUSIÓN

El desarrollo de aplicaciones de minado de datos desde Mosaic permite un estudio estadístico detallado de un gran número de parámetros que permiten obtener conclusiones útiles a la hora de mejorar la precisión y seguridad en los tratamientos de radioterapia externa.

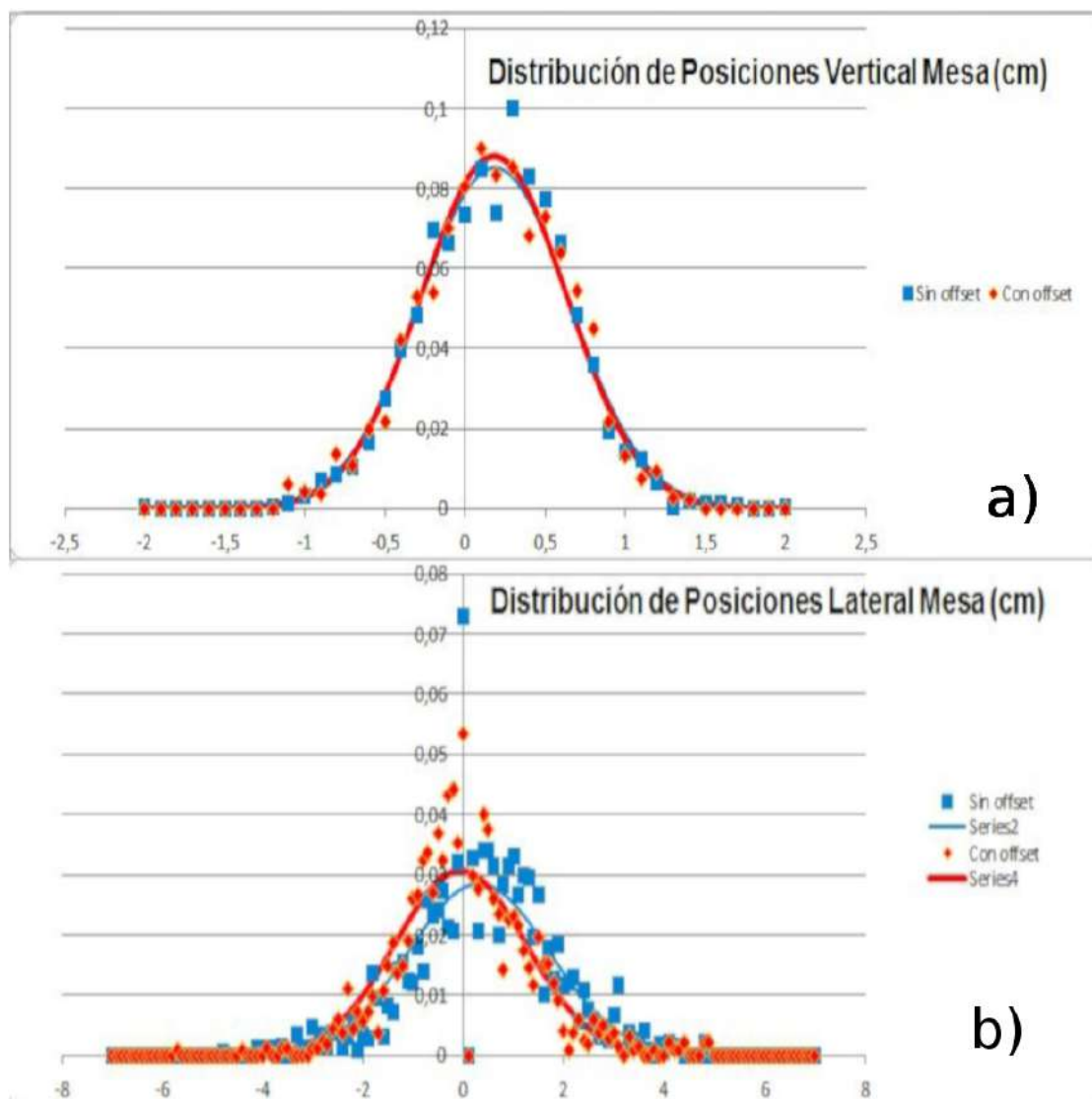


Figure 960:

Localización	Ntotal	% desplazados	Sin desplazamiento					Con desplazamiento				
			Prom. Vrt	Prom. Lat	Prom. Lng o. Vrt	o. Lat	o. Lng	Prom. Vrt	Prom. Lat	Prom. Lng o. Vrt	o. Lat	o. Lng
ABDOMEN	59	47,5	0,104	0,52	0,391	1,556		0,129	0,367		0,397	1,428
BELLYBOARD	98	52,0	-0,167	0,031	0,061	0,341	1,030	-0,207	-0,073	0,102	0,456	1,078
CEREBRAL	16	18,8	0,011	0,033	0,000	0,124	0,211	0,055	0,088	-0,105	0,173	0,261
COLUMNA	44	15,9	0,155	-0,149		0,373	1,639	-0,045	-0,334		0,442	1,434
HOLOCRANEO	43	4,7	-0,032	-0,027	0,022	0,124	0,249	-0,103	-0,031	-0,031	0,178	0,140
MAMA	203	28,1	0,186	0,308	0,050	0,468	1,397	0,181	-0,058	0,117	0,453	1,300
MAMA CON SUPRA	83	50,6	0,104	0,368	0,028	0,427	1,242	0,305	-0,047	0,063	0,424	1,302
ORL	98	15,3	-0,017	0,012	0,025	0,134	0,213	-0,078	-0,126	0,098	0,165	0,289
PELVIS	122	26,2	0,204	0,259		0,403	1,663	0,231	-0,105		0,479	1,336
PROSTATA	29	41,4	0,257	-0,064		0,421	1,369	0,170	0,268		0,329	1,520
TORAX	104	37,5	0,314	-0,057	-0,014	0,360	1,294	0,384	0,306	0,464	0,089	0,422

Figure 961:

Pósteres Simposio de Técnicos / 380**Uso del Pentaguide en el Control de Calidad de la IGRT**

Autores: Leonor Zazo García¹ ; M Ascensión Navalon Martinez¹ ; Miriam Tirado Porcar¹ ; Zulema Contreras Navarro¹ ; M Antonia Masía Tarazona¹

¹ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

Corresponding Authors: neskale70@gmail.com, , , ,

Objetivos:

Realizar una prueba dentro del protocolo de control de calidad en la IGRT para la comprobación del isocentro de KVs, MV y CBCT mediante el maniquí PENTAGUIDE, utilizando DRRs, como parte del control mensual de la IGRT. Según las recomendaciones "A report of the AAPM TG-179" en las que se establece unos controles con una periodicidad y unos protocolos para este tipo de pruebas.

Material y Métodos:

Unidades Clinacs IX Varian. Adquisición de imágenes mediante los sistemas de IGRT en las unidades correspondientes.

Offline Review de Varian planificador (Eclipse versión 15). Software de análisis RIT.

Software RIT. Análisis y procesado de imágenes

Este control de calidad consta de varias etapas en las que se verifica la tolerancia del isocentro de imagen.

1. Adquisición de imágenes en las unidades correspondientes.

La duración del procedimiento es de aproximadamente unos 20 minutos en la unidad y otros 20 minutos para el análisis y procesado en el RIT.

Para realizar estos controles se selecciona, según el acelerador, el paciente creado para ello RFB02, RFC02 planes "Pentaguide KV". "Pentaguide MV" Y "Pentaguide CBCT".

Se centra el maniquí en las marcas del isocentro siguiendo las posiciones INF, SUP, R, L., teniendo la precaución para su comprobación que el nivel que incluye el maniquí este situado en la parte inferior y este nivelado. Se procede a la adquisición del KV0 y del KV270. Y después se hace una comparación 3D/3D para adquirir un CBCT en el modo pelvis con un diámetro 45cm para que abarque todo el maniquí y comience la adquisición con una vuelta entera del gantry de 181° a 179°.

2. Exportación imágenes al RIT.

Una vez adquiridas las imágenes se procede a exportarlas al RIT para su procesado. Se exporta al modo DICOM seleccionando el acelerador en el que se han adquirido.

3. Análisis y procesado de imágenes

En el procesado de imágenes se selecciona una 1ª prueba "Pentaguide Test1" para DRR-KV-MV Coincidence" para KV a 0° y 270°. Y "Pentaguide Test2" para CBCT. En ellas se comparan automáticamente las DRRs con las imágenes adquiridas generando un informe con las distancias que deberán tener una tolerancia de 2mm. Estos informes se archivan para tener un registro de la evolución del isocentro de imagen en cada acelerador.

Resultados

Todos los controles analizados hasta el momento se encuentran dentro del valor de tolerancia, esto es menor de 2 mm. La tabla 1 muestra un ejemplo de la desviación analizada para adquisiciones tanto de MV como de kV.

	X (mm)	Y (mm)	Distancia (mm)
MV	-0.51	1.30	1.39
kV	0.18	1.15	1.16

Figure 962: enter image description here

Conclusión

En este procedimiento, incluido en el control de calidad mensual de la IGRT, permite un procesado de

imágenes con unos resultados objetivos y sólidos para el control del isocentro de imágenes KV,MV y CBCT.

Pósteres Simposio de Técnicos / 378

Control de calidad mensual de los colimadores multiláminas en los aceleradores Varian del Hospital La Fe automatizado con el programa RIT

Autores: M Ascensión Navalón Martínez¹ ; Miriam Tirado Porcar¹ ; Zulema Contreras Navarro¹ ; M Antonia Masia Tarazona¹ ; Leonor Zazo García¹

¹ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

Corresponding Authors: , , , neskale70@gmail.com

OBJETIVO:

En el Hospital La Fe los aceleradores son Varian los controles establecidos para su chequeo geométricos, así como dosimétrico determinarán su comportamiento en lo relativo a la conformación de los campos de tratamiento. Es importante establecer un control de calidad para verificar mensualmente su estabilidad, reproductibilidad en la posición, y velocidad tanto en condiciones estáticas como de VMAT. Las pruebas se realizan en el acelerador Truebeam o Clinac iX para ser analizadas automáticamente en el programa de análisis del RIT.

MATERIAL Y MÉTODOS

1. Se han creado unos pacientes para la prueba RFC/B/A Mensual MLC 2018. Red Aria modo clínico.
2. Exportación imágenes en el Portal Dosimetry de cada acelerador. Eclipse V15.
3. Análisis automático de las imágenes adquiridas del MLC con el RIT.

El tiempo de adquisición en la unidad son unos 15 min. Y el de análisis en 30 minutos.

La verificación del sistema MLC. Procedimiento

Se realiza la adquisición en cada respectivo acelerador (Truebeam o Clinac Ix) de los planes llamados RFA,B,C Mensual MLC,A 2018(RFA05) sobre el sistema de imagen Portal Visión. De unos planes con pruebas estáticas del MLC como rendija móvil y Garden Fence; y pruebas dinámicas como RA Garden Fence, RA Tasa Velga, RA velocidad para verificar el comportamiento del MLC con la variación de la tasas de dosis y de velocidad del brazo.. Todas estas pruebas son las recomendadas por los protocolos de control de calidad. En el Eclipse, en gestión de imágenes, en Portal Dosimetry (v 13.0) se exporta cada prueba mensual específica del MLC a la carpeta del Acelerador seleccionado.

En el programa RIT se importan estas imágenes, open reference image, las imágenes en el apartado MLC QA se encuentran cada prueba del MLC y el programa RIT las analiza automáticamente de una en una. En cada análisis de la prueba se genera un report con los datos y las tolerancias. Para ser revisadas posteriormente y tener un histórico del comportamiento del MLC.

RESULTADOS

En todos los controles desde la puesta en marcha del análisis y procesado automático con el RIT los resultados han sido para el modo estático:

Para el Clinac B media FWHM 2.15 mm, siendo la media de la desviación menor de 0.1mm y el máximo menor de 0.4mm. Para el Clinac C media FWHM 2.21 mm, siendo la media de la desviación menor 0.1mm y el máximo menor de 0.4mm. Y por último para el Truebeam media FWHM 2.15 mm, siendo la media de la desviación menor 0.1mm y el máximo menor de 0.4mm.

En cambio, para el Rapidarc para todos los aceleradores ha sido media FWHM menor de 2.2 mm, la media de la desviación menor de 0.1mm y su máximo menor de 0.5 mm.

CONCLUSIONES

Estos controles Mensuales del MLC permiten un riguroso control del movimiento del MLC de una forma objetiva descartando la subjetividad del técnico(i) como en otros procedimientos.

Pósteres Simposio de Técnicos / 268

EVALUACIÓN DEL EFECTO DOSIMÉTRICO EN LA IRRADIACIÓN POST-MASTECTOMÍA CON EXPANSOR METÁLICO

Autor: Alba Lloret Puerto^{None}

Co-autores: Elisabet Escudero Lopez ; Cristina Castro Cuevas ; Gabriela Oses ; Meritxell Molla ; Jordi Saez

Corresponding Author: alloret@clinic.cat

Introducción

Es cada vez más habitual que la irradiación post-mastectomía en pacientes de cáncer de mama se produzca tras una reconstrucción inmediata durante la cirugía. La planificación se realiza sobre unas imágenes que contienen un disco metálico con densidad electrónica (pe) elevada que genera un artefacto severo.

El objetivo del estudio es evaluar, para el expansor PolyTech-MeshForce, las diferencias entre estrategias de planificación.

Material y Métodos

Se seleccionaron 5 pacientes planificadas con expansor cuyas imágenes TC se adquirieron en un Toshiba Aquilion-LB. Se prepararon 4 imágenes TC para cada paciente (Figura1, paciente de ejemplo)

- 'TC_agua': pe sobre-escritas a agua,
- 'TC_sobre-escrito': corrección a agua del artefacto con densidad 'aire' alrededor del expansor,
- 'TC_corregido': imagen procesada mediante un algoritmo para supresión de artefacto metálico 'Metal_Deletion_Technique' (MDT) (Boas2011).

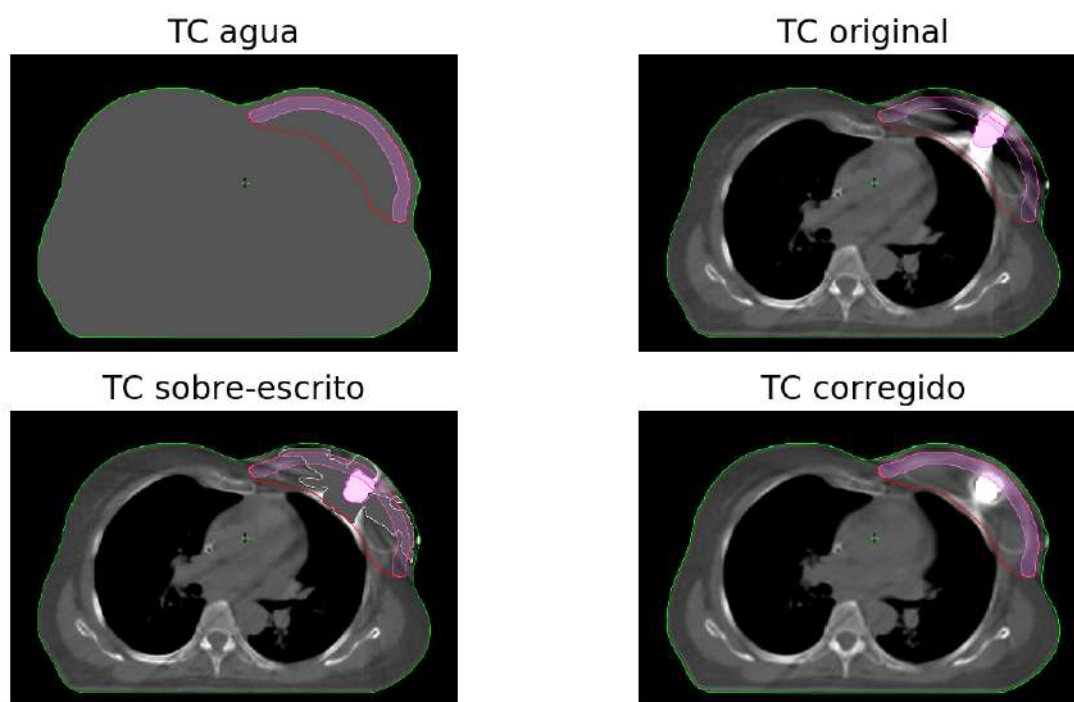


Figure 963: enter image description here

Sobre el 'TC_agua' se optimizó una dosimetría 3D mediante algoritmo AAA (Eclipse-Varian) con energía de 6MV que se recalculó posteriormente con UM fijas sobre todas las imágenes.

Para valorar el impacto de las densidades metálicas y del artefacto a partir del PTV del radioterapeuta se generó una estructura 'pielPTV' donde se consideró aquella zona del PTV situada a <1.5 cm de la piel en la zona del expansor (Figura1). Se contornearon el expansor y artefacto.

Se obtuvieron los valores medios de unidades Hounsfield (HU) para expansor y artefacto en 'TC_original' y 'TC_corregido' en cada paciente.

En el volumen pielPTV se valoraron los siguientes parámetros: D98, D50, D2. El índice de homogeneidad HI se calculó como D98-D2.

Resultados

El expansor en 'TC_original' tiene un valor de HU muy elevado (media 5968) con puntos situados por encima del titanio (valor máximo medio de 26050). Alrededor del disco metálico se produce una sombra con densidad HU baja (valor medio -90, con zonas mínimas de -1000). El algoritmo de supresión de artefactos 'MDT' corrige el efecto 'sombra' dándole a esa zona un valor promedio de HU +50 con un valor mínimo promedio de -250.

En la Figura 2 se han representado los valores obtenidos para cada una de las pacientes de los valores de D98, D50 y HI (homogeneidad) del pielPTV en cada conjunto de estructuras.

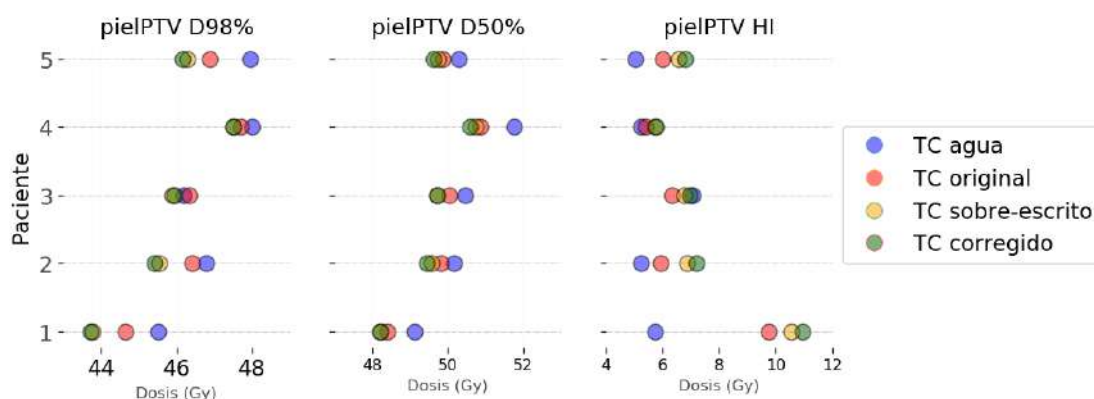


Figure 964: enter image description here

Discusión

El disco metálico produce una reducción de dosis a las salidas de los tangenciales que se manifiesta en las diferencias entre los valores de D50 entre los 'TC_agua' y 'TC_corregido' (media=1Gy) donde el efecto dominante se debe únicamente al disco. Este efecto es más acusado cuando comparamos los valores de D98 (dif 1.2Gy).

La mínima diferencia entre los valores para 'TC_corregido' y 'TC_sobre-escrito' muestran que la edición manual es equivalente al uso de MDT para la corrección de TC.

Si se utiliza el 'TC_original' el efecto atenuador del disco metálico se ve reducido por la zona artefactada con HU baja: tanto D98 como D50 se sitúan entre 'TC_corregido' y 'TC_agua'.

Los valores de HI empeoran en todas las imágenes respecto al 'TC_agua', lo que se debe tener en cuenta si se opta por calcular en agua ya que los máximos y mínimos no son representativos.

Teniendo en cuenta que nuestra curva de densidades electrónicas solo alcanza el valor del titanio sería necesario determinar precisamente la densidad del expansor y sobre-escribir el valor del TC.

Conclusiones

En la irradiación post-mastectomía en presencia de expansor es recomendable realizar la dosimetría sobre un TC en el que se haya corregido la presencia del disco metálico. Si el centro no dispone de esa posibilidad, es aceptable realizar un contorno del artefacto con densidad agua. Es necesario comprobar la validez de las densidades electrónicas otorgadas por el TC al expansor.

Pósteres Simposio de Técnicos / 243

COMPARACIÓN DE DOS SISTEMAS DE COMPRESIÓN EN LOS TRATAMIENTOS DE SBRT PULMONAR. CINTURÓN VS ARCO

Autor: Elisabet Escudero Lopez^{None}

Co-autores: Cristina Castro Cuevas ; Alba Lloret Puerto ; Carla Cases ; Francesc Casas ; Meritxell Molla

Corresponding Author: eescuder@clinic.cat

Introducción

En tratamientos de SBRT pulmonar (Radioterapia Estereotáxica Extracraneal) es recomendable utilizar técnicas de control respiratorio. En nuestro centro, el control respiratorio se lleva a cabo mediante el uso de un arco de compresión en la zona diafragmática, aunque existen otros sistemas de compresión, como los cinturones abdominales.

El objetivo de este estudio es valorar diferencias entre ambos sistemas tanto a nivel de discomfort del paciente como en las variaciones en la respiración.

Material y Métodos

En este trabajo se evaluó el nivel de discomfort y las ondas respiratorias de 12 voluntarios sanos (7 mujeres y 5 hombres).

A todos los voluntarios se les colocó en posición de tratamiento estándar para los pacientes de SBRT en nuestro centro y se evaluaron tres situaciones: sin compresión, compresión con arco y compresión con cinturón.

Para la valoración del grado de discomfort cada voluntario rellenó un cuestionario para cada situación. Se valoró la molestia del 0 al 5 (0 estoy cómodo, 1 molesta ligeramente, 2 molesta mucho, 3 causa dolor, 4 mucho dolor y 5 imposibilidad simulación).

Para la adquisición de las ondas respiratorias usamos el RPM (Real-time Position Management, Varian) adquiriendo 1 minuto y colocando la caja en la misma posición en las 3 situaciones. Utilizando las ondas registradas en cada situación se valoró la amplitud de respiración, la desviación en la amplitud, el período y su desviación así como posibles derivas.

Resultados

La amplitud mediana en respiración libre ha sido de 0,359 (u.a) y ha bajado a 0,22 (-38% $p<0,05$) para la compresión con arco y a 0,265 (-26% $p<0,05$) para la compresión con cinturón.

El uso del cinturón ha reducido el período de respiración de 4,5 segundos a 3,9 segundos ($p=0,008$), pero también la ha hecho más irregular, a pesar que este efecto no es estadísticamente significativo ($p=0,185$). El uso del arco no ha alterado de forma significativa ni el valor del período ni la irregularidad.

A pesar que la mayoría de los voluntarios tienen una deriva inferior a un 0,3%/s ésta se ha reducido a la mitad al utilizar un sistema de compresión. Dicha reducción solo ha sido significativa para el caso del cinturón.

Discusión

En base a los resultados obtenidos mediante el análisis de las ondas respiratorias ambos sistemas de compresión son eficaces en la reducción de la amplitud de la respiración sin causar dolor en voluntarios sanos.

A pesar de eso las ondas obtenidas con el sistema RPM no reproducen necesariamente el comportamiento de un posible tumor, por ello, realizar el estudio con las imágenes del TC4D en pacientes candidatos a SBRT nos podría proporcionar más información.

Conclusiones

El uso de los dos sistemas de compresión ha demostrado no producir dolor en ningún voluntario pese a que el cinturón ha causado más molestias.

Ambas compresiones han conseguido reducir la amplitud de respiración del paciente de manera significativa (Figura 1), a pesar de que tanto el periodo como la amplitud de la respiración se han hecho más irregulares, lo que puede dar problemas en la reconstrucción del TC4D.

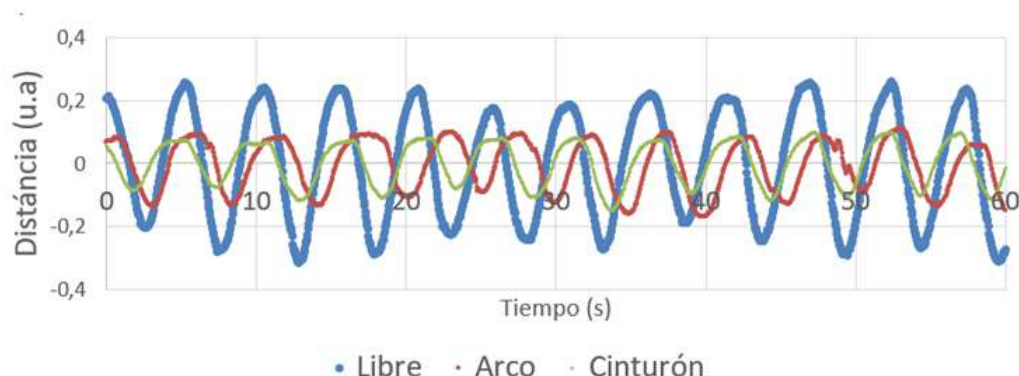


Figura1. Onda respiratoria de un Voluntario sin compresión (azul) y con compresión abdominal mediante arco o cinturón (rojo y verde respectivamente).

Figure 965: enter image description here

Pósteres Simposio de Técnicos / 242

OPTIMIZACIÓN DE IMÁGENES RECONSTRUIDAS DIGITALMENTE EN TÓRAX Y MAMAS TRAS CIRUGÍA CONSERVADORA

Autor: Cristina Castro Cuevas^{None}

Co-autores: Alba Lloret Puerto ; Elisabet Escudero Lopez ; Francesc Casas ; Meritxell Molla ; Jordi Saez

Corresponding Author: crcastro@clinic.cat

Introducción y Objetivos

Las imágenes obtenidas mediante el sistema de dosimetría portal o kv del acelerador lineal no guardan, en ocasiones, suficiente similitud con las radiografías reconstruidas digitalmente (DRRs) utilizando las plantillas por defecto del sistema de planificación. Mediante la edición de los parámetros de creación de las DRRs es posible mejorar la visualización de las imágenes permitiendo observar simultáneamente estructuras óseas, partes blandas o clips quirúrgicos, mejorando el parecido con las imágenes obtenidas en el acelerador.

El objetivo del presente trabajo es explicar un procedimiento para mejorar las DRRs en dos situaciones: a) visualización de vías aéreas, tejido blando y óseo; y b) visualización de clips quirúrgicos evitando su oscurecimiento por tejido óseo.

Material y métodos

La herramienta para generar DRRs en Eclipse permite utilizar hasta 3 'capas' de información que pueden pesarse de forma independiente. Cada una de éstas puede obtenerse con toda la imagen TC o seleccionando una franja reducida a partir de la posición del isocentro y perpendicular al eje del campo. Así mismo, para cada capa puede seleccionarse un rango de unidades Hounsfield (HU).

Figura 1a.

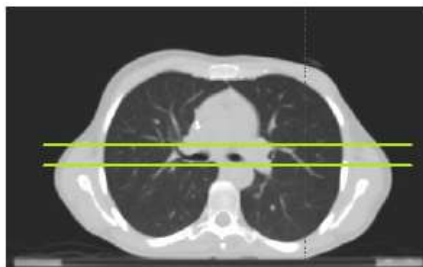


Figura 1b.



Figure 966: enter image description here

a) En localizaciones de pacientes de cáncer de mama y pulmón es conveniente disponer de información de componentes óseos y vías: la visualización simultánea de la carina y los cuerpos vertebrales conseguirían mejorar el parecido entre DRR y imágenes MV y kV. Las características de las capas óptimas son (ver Figura1a):

- Capa ósea y de partes blandas con peso 1.0, rango de HU -150 a 1000 obtenida con la imagen completa de TC.
- Capa aérea con peso 1.0, rango de HU -450 a -250 con un grueso de aproximadamente 2-4 cm ajustado a la zona de la carina.

b) En el tratamiento del boost de mama o en pacientes de irradiación parcial de mama es necesario disponer de los clips quirúrgicos para realizar una colocación basada en la imagen (IGRT). Las características óptimas para obtener esta información son (Figura1b):

- Capa ósea y de partes blandas con peso 0.5, rango de HU -150 a 1000 obtenida con la imagen completa de TC.
- Capa aérea con peso 1.0, rango de HU 100 a 700 con un grueso de 2 a 4 cm ajustado a la zona de los clips.

Resultados:

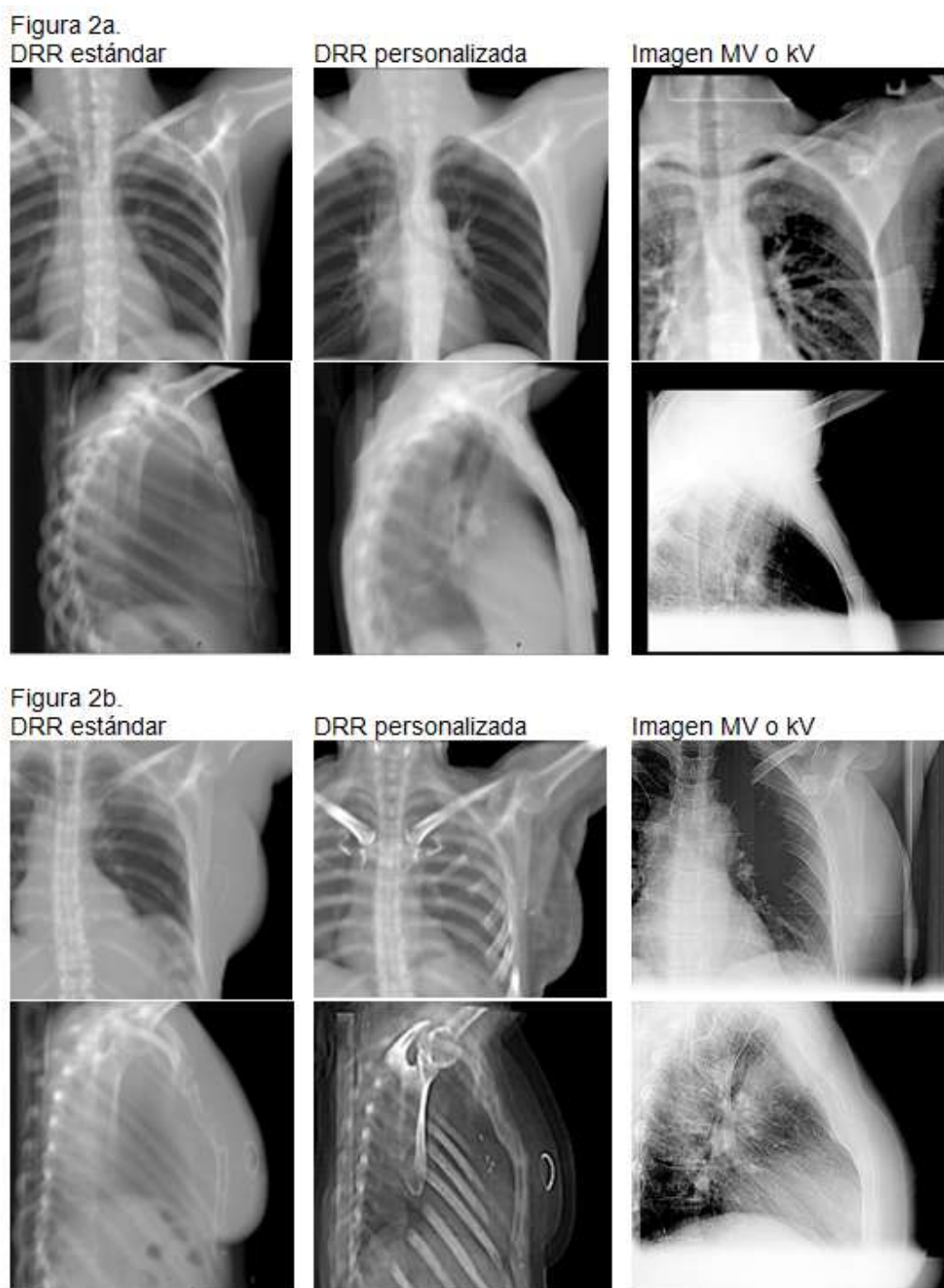


Figure 967: enter image description here

La Figura2 muestra en ejemplo comparativo entre el uso de la plantilla estándar, una DRR personalizada utilizando el esquema explicado anteriormente y la imagen obtenida en el acelerador. En la Figura 2a) se muestra un ejemplo de cáncer de pulmón donde se puede observar que es posible diferenciar tanto la carina como la estructura ósea simultáneamente. En la Figura 2b) un ejemplo de boost de mama con colocación guiada por clips quirúrgicos, donde se ven resaltados.

Conclusiones

El ajuste personalizado de las capas en la creación de las DRR permite mejorar la calidad de las imágenes usadas en la comprobación de la colocación de los pacientes antes de la administración de tratamiento ofreciendo más información anatómica. También posibilita la utilización de IGRT con clips quirúrgicos.

Pósteres Simposio de Técnicos / 239**BOOST INTEGRADO DE ELECTRONES PARA CÁNCER DE MAMA**

Autores: Almudena Calleja Rodríguez^{None} ; Carolina Diez Miguel¹ ; Manuel Dominguez Bautista¹ ; Lidia Espinosa Gonzalez¹ ; Alba Fernandez Del Prado¹ ; Elisa Garcia Anton¹ ; Maria Jesus Garcia Hernantes¹ ; Maria Santa Olalla Gil¹ ; Andrea Bragado Miranda¹ ; Gloria Maria Pardo Revenga¹ ; Patricia Fernandez Prieto¹ ; Maria Merino Ureta¹ ; Raquel Sanz Caballero¹ ; Nerea Villaverde Santidrian¹ ; Maria Perez Luego Aguado¹ ; Estela Alfaro Prado¹

¹ TSRT

Corresponding Author: almudena005@yahoo.es

INTRODUCCIÓN

En este estudio presentamos un tratamiento de cáncer de mama con cirugía conservadora en el que se combinan fotones y un boost integrado de electrones.

Reducimos 20 sesiones de 2.67Gy/día a 15 sesiones de 3.25Gy/día.

El boost integrado simultáneo aprovecha al máximo las capacidades de la IMRT y/o 3D al permitir tratar diferentes compartimentos de la enfermedad con distintas dosis de radiación de forma simultánea.

MATERIALES Y MÉTODO

Utilizaremos un sistema de inmovilización Breast-Step además de un acelerador lineal de electrones. La posición será decúbito supino con los brazos por encima de la cabeza, colocados cómodamente en los soportes del sistema de inmovilización.

Los requisitos para esta técnica dependen de la decisión del facultativo.

RESULTADOS

Usamos haces no coplanares, tres campos de fotones y una superposición de electrones, con posibles giros de mesa para mejorar la distribución de dosis.

La glándula mamaria recibió una dosis total de 48.75 Gy con una dosis por fracción de 3.25Gy.

CONCLUSIONES

La Radioterapia hipofraccionada con técnica de boost integrado es eficaz, segura y cómoda para los pacientes con excelente tolerancia aguda.

No se ha demostrado aumento de la toxicidad aguda.

Pósteres Simposio de Técnicos / 221**TRATAMIENTO CON SBRT DE OLIGOMETÁSTASIS CON INTENCIÓN RADICAL**

Autores: Carolina Diez Miguel¹ ; Manuel Dominguez Bautista¹ ; Lidia Espinosa Gonzalez¹ ; Alba Fernandez Del Prado¹ ; Elisa Garcia Anton¹ ; Maria Jesus Garcia Hernantes¹ ; Maria Santa Olalla Gil¹ ; Andrea Bragado Miranda¹ ; Almudena Calleja Rodriguez¹ ; Maria Merino Ureta¹ ; Raquel Sanz Caballero¹ ; Nerea Villaverde Santidrian¹ ; Estela Alfaro Prado¹ ; Maria Perez Luengo Aguado¹ ; Gloria Pardo Revenga¹

¹ TSRT

Corresponding Author: diezmiguelcarolina@gmail.com

INTRODUCCIÓN

En este estudio presentamos un tratamiento de SBRT de unas Oligometastásis con intención Radical. Analizamos los desplazamientos diarios para su correcto posicionamiento y posterior tratamiento.

MATERIALES Y MÉTODO

Para este tratamiento utilizamos un sistema de inmovilización de SBRT Conchest además de un acelerador lineal de electrones con técnica RapidArc y sistema On Board Imaging (OBI) de Varian Medical System. Este sistema nos permite realizar escaners tipo CBCT (Cone Beam CT) pre tratamiento. En este estudio el paciente se posicionará en decúbito supino, con una almohada y el sistema de inmovilización Conchest. Se le practicarán 9 tatuajes, 6 para controlar giros coroneales y 3 para controlar el plano sagital.

Con este sistema de inmovilización, conseguimos limitar el movimiento de la respiración colocando el arco diafragmático a la altura del xifoides del paciente y comprimiéndolo de tal modo que el paciente lo pueda tolerar sin esfuerzo.

RESULTADOS

Durante el tratamiento realizamos diariamente un CBCT para posicionar al paciente y extraer la media de los desplazamientos aplicados.

La dosis administrada es de 7Gy/d en días alternos, debido a que la toxicidad relativa es alta, ya que el paciente ha recibido un tratamiento anterior de RT externa.

FECHA	DOSIS	VERTICAL	LONGITUDINAL	LATERAL
23/07/18	700 cGy	-0.2cm	+0.1cm	-0.5cm
25/07/18	1400 cGy	-0.1cm	0cm	-0.1cm
27/07/18	2100 cGy	-0.4cm	0cm	-0.5cm
31/07/18	2800 cGy	-0.2cm	-0.4cm	0cm
2/08/18	3500 cGy	-0.2cm	-0.5cm	-0.2cm
MEDIA DESPLAZAMIENTOS		-0.2cm	-0.16cm	-0.2cm

Figure 968: Desplazamientos pacientes

A parte de estos desplazamientos, la aplicación OBI nos mostraba los resultados de la rotación necesaria de mesa para emparejar las dos imágenes, obteniendo valores inferiores a 0,5 grados.

CONCLUSIÓN

Como vemos en la tabla, la media de los movimientos realizados tanto en rotación como en desplazamientos es prácticamente nula, siendo estos valores típicos de las SBRT.

Pósteres Simposio de Técnicos / 88

CONTROL DE CALIDAD EN LOS TRATAMIENTOS DE RADIOCIRUGIA ESTEREOTÁXICA

Autores: BELÉN RODRIGUEZ GONZALEZ^{None}; MANUEL DOMINGUEZ BAUTISTA^{None}; MARISOL BRONCANO GONZALEZ^{None}

Corresponding Author: manoloo_88@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

El control de calidad de la Radiocirugía Estereotáxica se puede llevar a cabo de dos maneras diferentes, las cuales explicaremos: sistema con placa Radiocrómica y con EPID

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utiliza un puntero de BrainLAB cuyas dimensiones son 5mm, un equipo de imagen Portal, un Software de análisis de imagen y una película radiocrómica junto con un scanner para su lectura.

Para realizar el control de calidad se necesita colocar el m3_MLC en el acelerador y añadir a la mesa un extensor, donde añadiremos el Puntero de BrainLAB y a continuación nivelaremos el puntero y lo alinearemos con los láseres.

Con el método de la placa se coloca la placa radiocrómica en un porta placas y cargamos el archivo de multilaminas con forma cuadrada y realizamos comprobaciones a diferentes ángulos de mesa y Gantry.

Para el método con EPID solo tendremos que cargar los campos cuyos parámetros de mesa y Gantry conocemos y obtenemos las imágenes portales, que más tarde serán analizadas por el software de análisis de imagen.

COLIMADOR	GANTRY	MESA
90	0	0
90	90	0
90	30	30
90	230	330

Figure 969: enter image description here

RESULTADOS

Para placa radiocrómica, el resultado aceptable sería que la bola no esté en contacto con los bordes del campo.

En cambio para el sistema EPID, al analizar todos los haces completamos la prueba y como resultado nos da un valor de tolerancia de 1 mm el cual le añadimos la incertidumbre de todo el proceso de 0.225mm

COCLUSION

Históricamente este proceso siempre se ha realizado con placa radiocrómica pero debido a los avances tecnológicos en la actualidad se puede realizar de forma más rápida y cómoda con EPID, el cual este último es mucho más fiable ya que obtenemos un valor cuantitativo por debajo del cual no será aprobado y habría que repetir todo el proceso.

Pósteres Radioterapia / 475

Compensación de dosis debido a la dependencia angular en una matriz 2D de diodos.

Autores: L. José Ramos Caballero¹ ; José Manuel Ordiales Solís¹

¹ Hospital de Mérida

Corresponding Author: josramos78@gmail.com

Introducción.

La verificación de planes de tratamiento complejos mediante el uso de matrices bidimensionales de diodos, comúnmente se ha llevado a cabo irradiando el tratamiento a 0 grados de angulación del gantry. Pero esta opción no se corresponde con el tratamiento real desarrollado.

Este estudio pretende investigar la dependencia angular en la dosis medida por la matriz 2D y su implementación en la verificación de dichos tratamientos.

Material y método.

Para la realización del estudio se obtuvo en primer lugar la dosis medida por el detector central de la matriz de diodos MAPCHECK 2 (SUN NUCLEAR) que dispone de 1527 diodos con un espaciado

uniforme de 7.07 mm en toda su superficie y calibrado con 3 planchas de RW3 para energías de 6MV y 18MV y un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm en ambos casos. El intervalo de medidas efectuado fue de 0 a 355 grados tomados de 5 en 5.

Los resultados se compararon con las dosis calculadas por el sistema de planificación (TPS) PCRT 3D v6.0.1 (Técnicas Radiofísicas S.L) sobre un maniquí que reproduce las mismas condiciones de la matriz 2D. De esta forma se halla un factor de corrección para cada ángulo de incidencia.

El análisis de resultados se realizó mediante el software SNC *Patient* (SUN NUCLEAR) y el empleo de macros de Excel.

El siguiente paso fue irradiar cinco tratamientos coplanares de cabeza y cuello siguiendo el mismo procedimiento descrito anteriormente, tomando la dosis medida por el detector central (CAX) de la matriz 2D. Los cinco planes tienen en común el uso de incidencias angulares con proyecciones oblicuas anteriores y lateralizadas con haces de 6MV de energía y oblicuas posteriores con 18 MV.

La dosis por campo calculada por el TPS para cada plan verificado se corrigió por el factor correspondiente a su ángulo de incidencia y se compararon los resultados medidos por la matriz 2D

Resultados.

La siguiente figura muestra los resultados obtenidos de la comparación de dosis medidas y calculadas por el TPS para la irradiación de campos 10 cm x 10 cm, para las dos energías disponibles y las distintas proyecciones del haz.

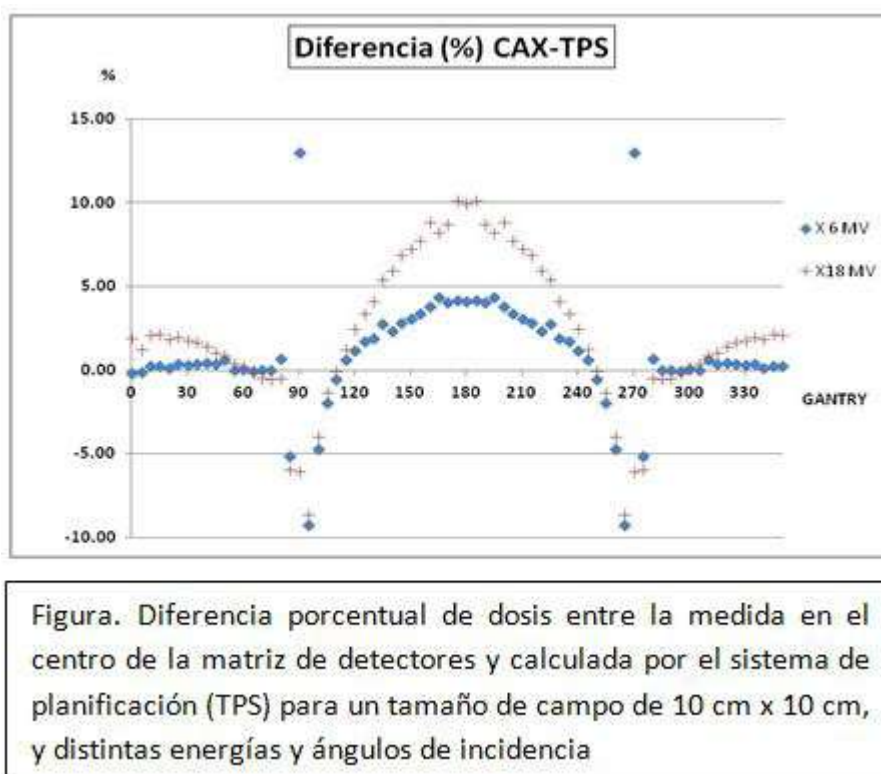


Figure 970: enter image description here

En la siguiente tabla se recoge el análisis de la verificación de los cinco tratamientos de cabeza y cuello. En la última columna se muestra la dosis corregida total que habría que aplicar al TPS como consecuencia de la dependencia angular del array.

CASO CLÍNICO	DOSIS MEDIDA (cGy)	DOSIS TPS (cGy)	DOSIS CORREGIDA TPS (cGy)
1	185.5	182.4	186.5
2	176.9	171.5	176.1
3	180.9	179	181.5
4	186	180.9	184.8
5	143.9	143	143.5

Tabla. Comparativa de dosis obtenidas en cada caso clínico realizado, según sea la dosis medida por el dispositivo, calculada en el sistema de planificación (TPS) o corregida esta última por la energía y angulaciones utilizadas.

Figure 971: enter image description here

Conclusiones.

Los resultados obtenidos están en consonancia con múltiples publicaciones existentes sobre dependencia angular con la energía y ángulo de incidencia sobre la matriz de diodos.

La desviación máxima ocurre en el caso clínico 2, con un error relativo 7 veces mayor en el caso sin corregir frente al corregido, con respecto al medido.

Los mejores resultados en una verificación de tratamiento se consigue con bajo pesado de haces en incidencias lateralizas y en posteriores con haces de alta energía.

Pósteres Radioterapia / 521

Optimización de la verificación pre-tratamiento para radiocirugía de sesión única

Autor: Juan David García Fuentes¹

Co-autores: David Sevillano Martínez ¹ ; Rafael Colmenares Fernández ¹ ; Maddalen Alonso Etxarri ² ; Miguel Cámara Gallego ³ ; Ana Martínez Felipe ¹ ; Felipe Orozco Martínez ¹ ; Rafael Morís Pablos ¹ ; Ana Belén Capuz Suárez ¹ ; Daniel Prieto Moran ⁴ ; María José Béjar Navarro ⁵ ; Feliciano García Vicente ¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

³ HU Ramón y Cajal

⁴ Hospital Universitario Ramón y Cajal

⁵ H.U. Ramón y Cajal

Corresponding Author: juandavid.garcia@salud.madrid.org

Introducción

En el Hospital Ramón y Cajal se realizan tratamientos de radiocirugía estereotáctica craneal utilizando conos circulares. El control de calidad previo a cada tratamiento, incluye varios cone beam CT (CBCT) con el objetivo de situar un maniquí formado por una bola de acero en el isocentro de kilovoltaje de la manera más certera posible, además de la irradiación de varias placas radiocrómicas

utilizando el cono que mejor ajusta al maniquí. Todo ello toma una hora de máquina en el mejor de los casos, siendo el tiempo promedio de hora y media. Se pretende agilizar este control de calidad reduciendo a uno el número de CBCT y basándonos en el análisis de imágenes portales.

Material y métodos

Únicamente ha sido necesario un software capaz de analizar las imágenes obtenidas con el portal. El portal tiene una resolución de 4píxel/mm.

El nuevo procedimiento consiste situar el maniquí mediante los láseres y utilizar los desplazamientos propuestos por el CBCT para situar el maniquí en el isocentro, sin llegar a realizarlos, como información para el análisis posterior. Se toman cuatro placas de megavoltaje con el cono de tratamiento, obteniendo imágenes planares donde se observa el haz circular con una atenuación provocada por la bola de acero. Esta atenuación, debería estar en el centro del haz circular si se hubieran realizado los desplazamientos propuestos por el CBCT. De esta forma se podrá analizar cuánto se desvía el isocentro del cono en cuestión con respecto al isocentro de kilovoltaje, siendo este el error que en el tratamiento. Se analiza proyección a proyección, lo que sustituye a la irradiación de placas radiocrómicas. Se contemplan las situaciones en las que el tratamiento incluya giros de mesa.

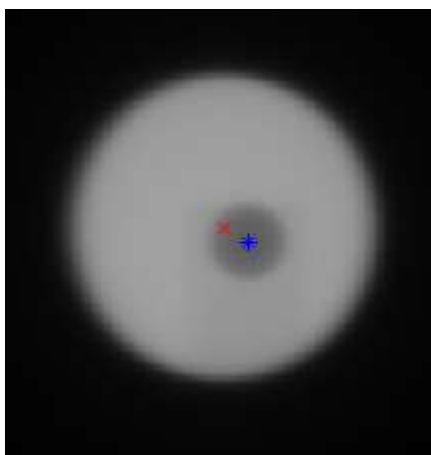


Figure 972: Centro del haz de radiación (rojo) y centro del maniquí (azul) sin corregir tras el CBCT. Las correcciones deberían coincidir con la diferencia apreciada en la imagen.

Resultados

El resultado fundamental ha sido la disminución del tiempo de máquina promedio a treinta minutos. Además sirve como mecanismo de seguridad al verificar el diámetro del cono de tratamiento.

Se han hecho comprobaciones de exactitud en desplazamientos, repetibilidad y reproducibilidad de la detección de los centros para el software desarrollado. Están por debajo de 0.2mm, 0.1mm y 0.1mm respectivamente.

Discusión

La nueva forma de proceder permite un estudio cuantitativo y más detallado de los tratamientos individualizados, además de que todo queda archivado automáticamente.

También sirve para conocer el estado y la evolución general del sistema acelerador-cono. Se puede analizar proyección a proyección, distintos tamaños de conos, estabilidad con el tiempo para un mismo cono, giro de colimador, giro isocéntrico de mesa, etc. No obstante, tenemos la limitación del cono de 10mm de diámetro, para el cual estamos obligados a proceder sin este software debido a que el portal no distingue la bola de acero.

Conclusiones

El ahorro de una hora de máquina permitiría tratar cuatro pacientes más. Se garantiza un correcto tratamiento mediante el análisis cuantitativo de imágenes, en contraposición al análisis cualitativo sobre placa radiocrómica.

Pósteres Radioterapia / 600**Uso del bolus en tratamientos con VMAT****Autor:** Naika Luquero Llopis¹**Co-autores:** Ana Castelló Muñoz²; Carlos Alamán Sánchez; Sergio Díez Domingo³¹ Hospital Clínico Universitario Valencia² Hospital Clínico de Valencia³ Hospital Clínico Universitario de Valencia**Corresponding Author:** nailullo@gmail.com**INTRODUCCIÓN**

El uso del bolus en tratamientos de radioterapia con fotones es habitual para tratar tumores que alcanzan zonas de piel en 3DCRT. La incertidumbre en la colocación del bolus es una cuestión que preocupa a la hora de realizar planificaciones de tratamientos por su posterior reproducibilidad en el acelerador durante todas las sesiones de tratamiento. El uso de VMAT para la realización de tratamientos con necesidad de bolus hace que la correcta colocación del bolus sólo dependa de posibles marcas sobre el paciente haciendo imposible reducir la incertidumbre mediante la propia planificación. En este trabajo se han evaluado las dispersiones de la dosimetría realizada con un planificador debido a la incertidumbre en la colocación del bolus para dos patologías distintas usando la técnica VMAT.

MATERIAL Y MÉTODOS

El planificador usado para este trabajo es Eclipse de Varian en la versión 15.5. Se ha utilizado un plan de tratamiento de un paciente real con bolus y se ha modificado la localización del bolus virtual de forma manual varias distancias. Se ha mantenido la optimización del plan original realizado con el modo de optimización PO_15.5.11, por lo que para cada plan se mantiene la fluencia de dosis del plan original. Todos los planes se han calculado con el modelo de cálculo AAA_15.5.11

Como parámetros de control se han usado los límites de dosis a órganos de riesgo utilizados en el plan real además el porcentaje de cobertura de los volúmenes de tratamiento.

Se han elegido dos localizaciones diferentes de tratamientos que ocasionalmente llevan bolus como son recto, y cabeza y cuello. Se han realizado 15 planes diferentes correspondientes a distintas posiciones de bolus para evaluar las diferencias en las dosimetrías con respecto al plan original.

RESULTADOS

Resultados tratamiento cabeza y cuello.

	Desplazamiento bolus	Cobertura PTV56				Cobertura PTV63				Cobertura PTV70					
		D95 (Gy)	Des(%)	D98 (Gy)	Des(%)	D95 (Gy)	Des(%)	D98 (Gy)	Des(%)	D95 (Gy)	Des(%)	D98 (Gy)	Des(%)	V105(%)	Des(%)
Plan original		54,14		50,7		62,01		60,17		67,06		63,65		1,2	
Plan 1	Caída vertical del bolus 1 cm	54,15	0,030	50,78	0,164	62,04	0,052	60,31	0,238	67,03	-0,045	64,04	0,619	1	-16,667
Plan 2	Longitudinal craneal 1 cm	54,15	0,015	50,75	0,105	62,01	-0,003	60,26	0,150	67,08	0,019	64,01	0,569	1,1	-8,333
Plan 3	Longitudinal hacia pies 1 cm	54,14	0,000	50,7	0,000	62,01	0,000	60,17	0,007	67,06	0,000	63,65	0,000	1,2	0,000

Figure 973: Resultados tratamientos cabeza y cuello

Las diferencias máximas evaluando los órganos de riesgo las encontramos en la dosis máxima del plexo braquial izquierdo y es del 0,29%.

Resultados tratamiento canal anal.

	Desplazamiento bolus	Cobertura PTVinguales				Cobertura PTVpelvis				Cobertura PTVtumor					
		D95 (Gy)	Dif(%)	D98 (Gy)	Dif(%)	D95 (Gy)	Dif(%)	D98 (Gy)	Dif(%)	D95 (Gy)	Dif(%)	D98 (Gy)	Dif(%)	D5(%)	Dif(%)
Plan original		41,65		41,41		46,31		45,72		50,41		50,25		103,1	
Canal_02	2 cm hacia B	41,64	-0,024	41,4	-0,012	46,32	0,022	45,73	0,020	50,41	0,010	50,26	0,014	103,1	0,000
Canal_04	2 cm hacia A	41,65	0,002	41,41	0,002	46,29	-0,026	45,71	-0,024	50,4	-0,016	50,25	-0,010	103,1	0,000
Canal_06	2 cm hacia craneo	41,65	-0,010	41,41	-0,010	46,3	-0,004	45,72	-0,004	50,37	-0,065	50,21	-0,076	103,1	0,000
Canal_08	2 cm hacia pies	41,65	-0,010	41,41	-0,010	46,3	-0,006	45,72	0,000	50,4	-0,012	50,25	-0,004	103,1	0,000
Canal_09	1 cm a B + 1 cm a craneo	41,65	-0,010	41,4	-0,012	46,31	0,006	45,72	0,004	50,4	-0,002	50,25	0,002	103,1	0,000
Canal_10	1 cm a A + 1 cm a craneo	41,65	-0,005	41,41	-0,005	46,3	-0,022	45,71	-0,020	50,4	-0,018	50,24	-0,012	103,1	0,000
Canal_11	1 cm a B + 1 cm a pies	41,65	-0,010	41,41	-0,010	46,31	0,004	45,72	0,007	50,41	0,004	50,26	0,010	103,1	0,000
Canal_12	1 cm a A + 1 cm a pies	41,65	-0,002	41,41	-0,002	46,3	-0,022	45,71	-0,020	50,4	-0,012	50,25	-0,006	103,1	0,000

Figure 974: Resultados tratamientos canal anal

Las diferencias máximas evaluando los órganos de riesgo las encontramos en el indicador V40 (volumen cubierto por una dosis de 40 Gy) de la vejiga y es del 0,36%.

DISCUSIÓN

Aun en el caso más destacado de la evaluación del volumen de PTV70 con la dosis de 73,5 Gy, la diferencia de alrededor del 17% con respecto al plan original tan sólo implica una disminución del volumen con la dosis de 73,5 Gy del 0,2%.

CONCLUSIÓN

Se ha utilizado un bolus de tamaño considerable para que cualquier pequeño error en la colocación no afectara a la zona de piel a tratar. Se ha querido evaluar si estos errores de colocación afectarían al resto de volúmenes de tratamiento y órganos de riesgo implicados en el tratamiento utilizando la técnica de VMAT y evaluar su implicación en el caso de que la hubiere. Llegamos a la conclusión de que aunque existen diferencias, éstas no son significativas siempre y cuando la parte de superficie que se quiera tratar esté bien cubierta.

Pósteres Radioterapia / 140

Correlación del índice gamma y diferencias dosimétricas clínicas en las verificaciones pre-tratamiento de VMAT en sistemas 2D y 3D

Autores: Fernando Tato de las Cuevas¹ ; Ivan Ribot Hernández¹ ; Fernando Fernández Belmonte¹

¹ Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: ivan.ribot@gmail.com

Objetivos

El control de calidad pre-tratamiento en técnicas de Radioterapia Externa como la VMAT está ampliamente extendido. El objeto de este trabajo es investigar la correlación entre los resultados del test gamma obtenido en el control de calidad pre-tratamiento de pacientes de próstata con la técnica VMAT; medidos con el maniquí Arccheck, comparado con el estimado por el programa 3DVH. También se investigan las diferencias obtenidas de parámetros dosimétricos de PTVs y OAR en el TC, empleando la dosis calculada por el sistema de planificación (TPS) y la estimada en el mismo CT por el 3DVH.

Material y Métodos

Se seleccionan 20 pacientes de próstata tratados con la técnica VMAT, con volúmenes blanco: PTV70 (70 Gy) y PTV50 (50,4 Gy), con 28 sesiones. Se realiza el control de calidad pretratamiento con el maniquí Arccheck. y el análisis gamma en él con el programa SNC Patient; comparando la medida con la calculada por el TPS con el criterio 3 %, 3 mm y 20 % de threshold.

Con el programa 3DVH se realiza la comparativa de la dosis calculada por el TPS en el CT del paciente y la estimada por el 3DVH en el CT (el 3DVH emplea un algoritmo de perturbación nutriéndose de diferentes datos dosimétricos, que incluye la dosis medida en el maniquí). Se realiza el test gamma de estas dos distribuciones en el TC al paciente.

Se analizan diversos parámetros; calculados por el TPS y estimados por el 3DVH, en los dos PTVs, vejiga y recto. Para cada parámetro se calcula el error relativo del mismo; estimado por el 3DVH vs calculado por el TPS. Se obtienen los valores promedio de los parámetro para los 20 pacientes.

Resultados y Discusión

En la Fig 1 se presentan los parámetros obtenidos por el TPS y el 3DVH y el error relativo entre ambos. Las mayores desviaciones de la dosimetría calculada por el 3DVH respecto a la calculada por el TPS ocurre en las regiones de mayor dosis de la vejiga y recto. El error relativo es menor en los parámetros de los PTVs (< 3%) que en los OAR. En la Fig.2 se pueden ver los resultados de la comparación de los análisis gamma del SNC patient y el 3DVH. La asociación entre los índices gamma calculados es significativa, mostrando una correlación de Pearson de 0,49.

Órgano	Parámetro	Unidad	Promedio TPS	Desv. típica TPS	Promedio 3DVH	Desv. típica 3DVH	Error relativo (%)
Vejiga	V68Gy	%vol	13	8	14	8	25,7
Vejiga	V64Gy	%vol	17	10	19	10	10,9
Vejiga	V59Gy	%vol	22	12	21	12	4,8
Recto	V63Gy	%vol	13	7	13	7	13,9
Recto	V59Gy	%vol	17	8	17	9	8,1
Recto	V54Gy	%vol	22	10	21	10	4,7
Recto	V45Gy	%vol	32	13	27	13	7,0
PTV70	Mean	Gy	70	0	63	2	1,7
PTV70	D2%	Gy	73	1	67	2	2,8
PTV70	D98%	Gy	66	2	60	2	1,7
PTV50	Mean	Gy	53	2	52	3	1,8
PTV50	D2%	Gy	66	6	64	6	1,7
PTV50	D98%	Gy	47	1	46	2	2,6

Figure 975: Parámetros promedio de los 20 pacientes, obtenidos por el TPS y el 3DVH y el error relativo entre ambos.

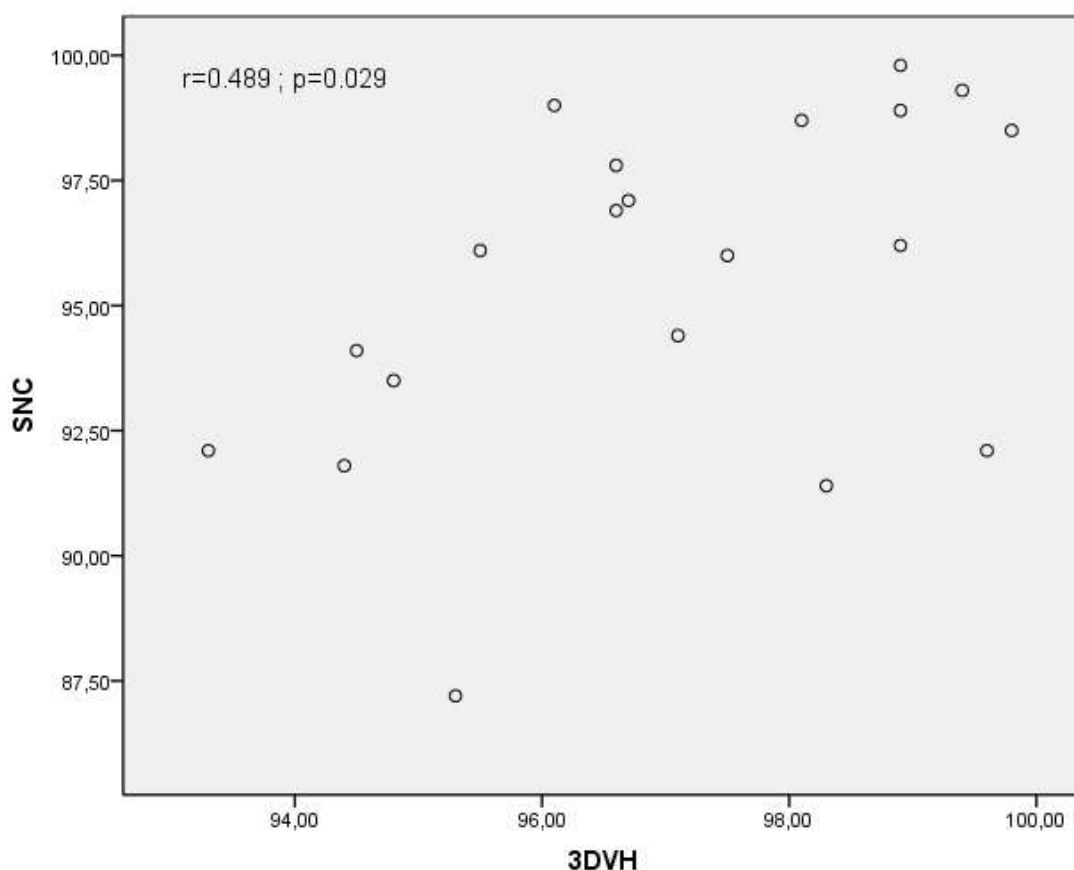


Figure 976: Asociación de los índices gamma obtenidos en el SNC Patient y el 3DVH para los 20 pacientes.

Conclusiones

El análisis gamma realizado por el software del Arccheck y el estimado por el programa 3DVH en el CT del paciente sigue una cierta correlación, lo que puede indicar una consistencia de ambos dispositivos para su empleo en la verificación pre-tratamiento. Respecto a las dosis; calculada por el TPS y estimada por el 3DVH en el CT, en los OAR existen mayores discrepancias, pero el ajuste en los PTVs es bastante bueno.

Poster PR emergencias y seguridad / 176

Desarrollo de procedimientos rápidos para la vigilancia radiológica ambiental en emergencias

Autores: Marina Sáez Muñoz¹ ; Josefina Ortiz² ; Sebastián Martorell²

¹ Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València

² Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València.

Corresponding Author: masaemuo@etsii.upv.es

Introducción

El Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universitat Politècnica de València (LRA-UPV) tiene una experiencia de más de 30 años en la medida de la radiactividad y la vigilancia radiológica ambiental. Actualmente, y dentro del Plan Especial ante el Riesgo Radiológico de la Comunitat Valenciana (PERR) (DECRETO 114/2013), participa como laboratorio de apoyo en caso de emergencia radiológica en coordinación con la Agencia Valenciana de Seguridad y Respuesta a Emergencias (AVRSE)

de la Generalitat Valenciana. Con dicho objetivo, el LRA-UPV está adaptando sus procedimientos para poder dar respuesta en un periodo corto de tiempo, y está poniendo a punto otros nuevos para cuantificar de forma rápida radionucleidos no contemplados anteriormente.

Material y Métodos

Para el desarrollo y validación de procedimientos rápidos para la medida del contenido radiactivo en matrices ambientales en situaciones de emergencia, se han tenido en cuenta el inventario de radionucleidos presente en las Instalaciones Radiactivas (IIRR) de la Comunitat Valenciana, junto con los principales radionucleidos que pueden ser dispersados en caso de accidente en centrales nucleares, y en posibles ataques terroristas con fuentes huérfanas, bombas sucias o dispositivos nucleares improvisados. En concreto, hasta la fecha se han puesto a punto procedimientos rápidos para la determinación del índice alfa total y beta total en diferentes matrices; y como radionucleidos específicos, se han seleccionado el radioestroncio, uranio y plutonio, por su peligrosidad y su posible presencia en situaciones de emergencia.

Resultados y Discusión

Como método de screening o cribado, se han puesto a punto diferentes procedimientos rápidos para el análisis de la actividad alfa total y beta total en muestras de agua, aerosoles, suelos y vegetación. En el caso del agua, se ha empleado la medida directa en un equipo de centelleo líquido de bajo fondo Quantulus 1220; y para el resto de matrices, se ha llevado a cabo la medida directa (aerosoles y suelos) en un equipo de flujo continuo de gas o con un pretratamiento previo por calcinación rápida (vegetación). Además, se han establecido protocolos de actuación para evaluar el nivel de emergencia en función de los límites de cribado indicados en normativa o guías internacionales y del fondo radiológico propio de la zona de Valencia.

Además, una vez establecido el origen alfa y/o beta de la emergencia, se han desarrollado métodos rápidos para la medida de radionucleidos específicos, como la determinación de radioestroncio en muestras de leche, aerosoles y vegetación empleando pretratamientos rápidos, la separación con resinas de centelleo plástico PS resin, y la medida directa en Quantulus 1220; y también el procedimiento rápido puesto a punto para la determinación secuencial de uranio y plutonio en muestras de suelos y sedimentos basado en el pretratamiento rápido por fusión.

Conclusiones

EL LRA-UPV está poniendo a punto procedimientos rápidos de evaluación de la contaminación radiológica ambiental desde 2016, gracias a los convenios de colaboración con AVRSE para el “Desarrollo del Plan de Vigilancia Radiológica en Emergencias”, y continúa trabajando actualmente en el desarrollo de otros nuevos.