

RADIOPROTECCIÓN

REVISTA DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA



PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE



Nº 49 • Vol. XIII • Octubre 2006

RADIOPROTECCIÓN

REVISTA DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Directora

Almudena Real

Coordinadora

Carmen Roig

Comité de Redacción

Beatriz Gómez-Argüello
José Miguel Fernández Soto
Carlos Huerga
Paloma Marchena
Lola Patiño
Matilde Pelegrí
Beatriz Robles
José María Sastre
Luis Miguel Tobajas
M^º Ángeles Trillo.

Coordinador de la página electrónica

Carlos Prieto

Comité Científico

Presidente: Luis M. Tobajas

David Cancio, Luis Corpas, Felipe Cortés,
Antonio Delgado, Eugenio Gil,
Luciano González, Araceli Hernández,
José Hernández-Armas,
Ignacio Hernando, Rafael Herranz,
Pablo Jiménez, Juan Carlos Lentijo,
María Teresa Macías, Xavier Ortega,
Pedro Ortiz, Teresa Ortiz, Turiano Picazo,
Rafael Puchal, Luis Quindós,
Rafael Ruiz Cruces, Guillermo Sánchez,
Eduardo Sollet, Alejandro Ubeda,
Eliseo Vañó.

Realización, Publicidad y Edición:

SENDA EDITORIAL, S.A.

Directora: Matilde Pelegrí

Isla de Saipán, 47 - 28035 Madrid

Tel.: 91 373 47 50 - Fax: 91 316 91 77

Correo electrónico: sendaeditorial@sendaeditorial.com

Imprime: IMGRAF, S.L.

Depósito Legal: M-17158-1993 ISSN: 1133-1747



EDICIÓN OCTUBRE 2006

Portada con el cartel ilustrativo del Simposium Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente.

Dibujo de la portada realizado por Alberto Cañamero.

S U M A R I O

| | |
|--|-----|
| • Carta de Bienvenida | 3 |
| • Carta de S.A.R. el Príncipe de Asturias | 5 |
| • Comités | 6 |
| • Entidades | 7 |
| • Índice | 9 |
| • Sesiones | 11 |
| • www.sepr.es | 234 |

Junta Directiva

Presidente: José Gutiérrez
Vicepresidente: Rafael Ruiz
Vicepresidente de Congresos: Miguel López
Secretario General: Ramón Almaguera
Tesorera: Cristina Correa
Vocales: Manuel Alonso, Francisco Carreras, José Miguel Fernández, Eugenio Gil, Pablo L. Gómez.

Comisión de Asuntos Institucionales

Responsable: José Gutiérrez
Leopoldo Arranz, David Cancio,
Pedro Carboneras, Pío Carmena,
Manuel Fernández, Ignacio Hernando,
Xavier Ortega, Juan José Peña, Manuel Rodríguez,
Eduardo Sollet

Comisión de Actividades Científicas

Responsable: Rafael Ruiz
José Baro, Natividad Ferrer,
Eduardo F. Gallego, Fernando González,
Fernando Legarda, M^º Teresa Macías,
M^º Luisa Marco, Almudena Real,
Carmen Rueda, Alejandro Ubeda,
M^º Isabel Villanueva, Rosa Villarreal

Comisión de Normativa

Responsable: Ramón Almaguera
M^º Luisa Chapel, M^º Luisa España,
Mercé Ginjaume, M^º Isabel Gutiérrez,
Araceli Hernández, M^º Jesús Muñoz,
M^º Teresa Ortiz, Turiano Picazo,
Eduardo Sollet

Comisión de Comunicación y Publicaciones

Responsable: José Miguel Fernández
Leopoldo Arranz, David Cancio,
Joan Font, Olvido Guzmán,
M^º Teresa Macías, Paloma Marchena,
Carlos Prieto, Almudena Real, Eduardo Sollet

Comisión de Asuntos Económicos y Financieros

Responsable: Cristina Correa
Pío Carmena, Eduardo F. Gallego,
M^º Jesús Muñoz, M^º Teresa Ortiz,
Beatriz Robles



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

www.sepr.es

Secretaría Técnica

Capitán Haya, 60
28020 Madrid
Tel.: 91 749 95 17
Fax: 91 749 95 03
Correo electrónico: secretaria.
sociedades@medynet.com

El Simposium Internacional sobre la Protección Radiológica del Paciente aspira a ser, a la vez, una puesta al día y una prospectiva de futuro sobre esta disciplina científica, tomando como base en el Plan de Acción 2002-2006 del Organismo Internacional de la Energía Atómica.

La Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente, celebrada en Málaga entre el 26 al 31 de Marzo de 2001, logró sentar las bases para la puesta en marcha de un Plan de Acción Mundial sobre esta materia, coordinado por el Dr. Pedro Ortiz López. Este Plan ha supuesto un gran avance en la protección contra las radiaciones ionizantes que reciben los pacientes en el ámbito médico.

El uso de estas radiaciones en el área del Radiodiagnóstico Médico es sumamente frecuente. La obtención de imágenes de adecuada calidad con el menor coste posible de dosis es de una gran importancia. Son muchos los estudios realizados que demuestran los beneficios del uso médico de las radiaciones, tanto en el diagnóstico de patologías como en el tratamiento de pacientes, tal es el caso de la Radioterapia y la Medicina Nuclear.

El Comité Científico sobre los Efectos de la Radiación Atómica de las Naciones Unidas (UNSCEAR) recoge en su documento técnico del año 2002 una cifra de más de 40 millones de estudios radiológicos anuales en España. Ello supone casi 1 estudio por habitante y año, en una tendencia claramente alcista.

En los últimos años, los procedimientos diagnósticos y terapéuticos con radiaciones ionizantes han evolucionado rápidamente, en forma paralela al gran auge de las nuevas tecnologías. En el área del radiodiagnóstico debe destacarse el impacto de la radiología digital, con especial énfasis en la mamografía digital, en los procedimientos de radiología intervencionista y en los estudios de TC helicoidal y multicorte.

En el campo de la Medicina Nuclear, las imágenes fusionadas del CT-PET permiten valorar al mismo tiempo la morfología y la funcionalidad de un órgano, lo cual conlleva un diagnóstico rápido y preciso para planificar y supervisar los tratamientos. De cara al paciente, es ahora posible obtener en un solo examen la misma información que hace años hubiera exigido varias pruebas sucesivas. Esto, sin embargo, no debe hacernos olvidar que las dosis de radiación pueden ser mayores y por ello necesitan ser controladas.

Asimismo, con la llegada de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) y otros avances, las técnicas de captación de imágenes se han convertido en un aspecto fundamental de la oncología radioterápica. Estos nuevos enfoques de tratamiento permiten al equipo médico planificar y administrar las dosis de radiación adaptadas de forma precisa a la anatomía y tumor de cada paciente.

Por último, debemos tener presente a la radiología pediátrica, donde las medidas de protección radiológica han

de ser necesariamente superiores, teniendo en cuenta la mayor predisposición de riesgo que posee un niño si se compara con un adulto.

Este Simposium Internacional nace de una propuesta de la última asamblea general de los miembros de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Se ha organizado contando también con la Sociedad Española de Física Médica y con la colaboración de Organismos Internacionales y Nacionales que ya participaron en la Conferencia Internacional de 2001.

En concreto, hemos logrado poner en marcha este importante evento científico con la inestimable ayuda de los Organismos Internacionales y Nacionales como el Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA), la Organización Panamericana de la Salud (OPS), la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR), el Ministerio de Sanidad y Consumo, el Consejo de Seguridad Nuclear, la Junta de Andalucía, el Ayuntamiento de Málaga, la Universidad de Málaga, ENRESA, la Fundación General de la Universidad de Málaga, IMABIS y UNICAJA.

El Simposium contará con la participación de más de un centenar de profesionales de reconocido prestigio en las nuevas técnicas diagnósticas y terapéuticas con radiaciones ionizantes. A ello se sumaran destacados expertos en representación de las Sociedades Españolas de Radiología Médica, Medicina Nuclear, Radioterapia y Oncología, Radiología Vasculare Intervencionista, Radiología Pediátrica, Diagnóstico por la Imagen de la Mama y la Asociación de Técnicos de Radiología.

El objetivo pues de este Simposium Internacional será valorar el estado actual y futuro de la protección radiológica del paciente, fomentando el diálogo y el intercambio de información entre la amplia diversidad de profesionales a los que va dirigido: radiólogos generales, radiólogos intervencionistas, médicos nucleares, oncólogos radioterapeutas, físicos médicos, diplomados en enfermería radiológica, técnicos especialistas en radiología, funcionarios dedicados a la protección radiológica, ingenieros de equipos de rayos X, expertos encargados de elaborar normas de protección radiológica, gestores hospitalarios y otros funcionarios gubernamentales.

Solo queda ya reiterar nuestro agradecimiento a todas las entidades, públicas y privadas, que han contribuido a hacer posible este encuentro. Plenamente convencidos del gran nivel de las sesiones de trabajo, os damos, pues, la bienvenida a SIPRP06.

Bienvenidos a Málaga, vuestra casa.

Rafael Ruiz Cruces

Presidente del Comité Organizador.



EL JEFE DE LA CASA DE
S. M. EL REY

jp.
270/06

S.A.R. el Príncipe de Asturias, accediendo a la petición que tan amablemente Le ha sido formulada, ha tenido a bien aceptar la

PRESIDENCIA DEL COMITÉ DE HONOR

del **"SIMPOSIUM INTERNACIONAL SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE"**, que se celebrará en Málaga del 2 al 4 de octubre próximo.

Lo que me complace participarle para su conocimiento y efectos.

PALACIO DE LA ZARZUELA, 10 de julio de 2006

EL JEFE DE LA CASA DE S.M. EL REY,

SEÑOR PRESIDENTE DEL COMITÉ ORGANIZADOR DEL SIMPOSIUM

MÁLAGA

COMITÉ DE HONOR

*Presidente de Honor***S.A.R. el Príncipe de Asturias D. Felipe de Borbón y Grecia**

Excma. Sra. Ministra de Sanidad y Consumo
Excma. Sra. Presidente del Consejo de Seguridad Nuclear
Excma. Sra. Consejera de Salud de la Junta de Andalucía
Excma. y Mgfca. Rectora de la Universidad de Málaga
Excmo. Sr. Alcalde de la Ciudad de Málaga
Ilmo. Sr. Vicerrector de Investigación de la Universidad de Málaga
Ilmo Sr. Decano de la Facultad de Medicina de Málaga
Ilmo Sr. Presidente de la Sociedad Española de Protección Radiológica
Ilmo Sr. Presidente de la Sociedad Española de Física Médica

Dña. Elena Salgado Méndez
Dña. María Teresa Estevan Bolea
Dña. María Jesús Montero Cuadrado
Dña. Adelaida de la Calle Martín
D. Francisco de la Torre Ortiz
D. José Ángel Narvaez Bueno
D. Salvador González Barón
D. José Gutierrez López
D. Pedro Galán Montenegro

COMITÉ ORGANIZADOR

Presidente: **Rafael Ruiz Cruces** Sociedad Española de Protección Radiológica. Universidad de Málaga.
Vicepresidente: **Manuel Fernández Bordes.** Hospital Clínico Universitario de Salamanca.
Anastasio Rubio Arroniz. Sociedad Española de Física Médica.
Secretario: **Manuel Pérez Martínez.** Universidad de Málaga.
Miembros: **Rafael Aguilar Cuevas.** Hospital Clínico Universitario, Málaga.
Carlos Alonso Sierra. Hospital Xanit Internacional.
Leopoldo Arranz Carrillo de Albornoz. Hospital Ramon y Cajal, Madrid.
Coral Bodineau Gil. Hospital Carlos Haya, Málaga.
Alfredo Brun Jaén. Empresa Nacional de Residuos Radiactivos (ENRESA).
Francisco Carrera Magariño. Hospital Juan Ramón Jiménez, Huelva.
María Luisa España López. Hospital La Princesa, Madrid.
José Miguel Fernández Soto. Universidad Complutense, Madrid.
Feliciano García Vicente. Sociedad Española de Física Médica.
José Manuel Jiménez-Hoyuela. Hospital Clínico Universitario, Málaga.
Alberto Martín Palanca. Hospital Clínico Universitario, Málaga.
José Manuel Pastor Vega. Universidad de Málaga.
Almudena Esther Pérez Lara. Universidad de Málaga.
José Antonio Villalobos Martín. Hospital Clínico Universitario, Málaga.

COMITÉ CIENTÍFICO

Presidente **Pedro Ortiz López.** Coordinador del Programa de Protección del Paciente del OIEA
Vicepresidentes: **Mercedes Bezares González.** Ministerio de Sanidad y Consumo.
Juan Carlos Lentijo Lentijo. Consejo de Seguridad Nuclear.
Antonio Díez de los Ríos. Universidad de Málaga.
Secretario: **Manuel Alonso Díaz.** Hospital Marques de Valdecillas, Santander.
Miembros: **Pedro Carboneras Martínez.** ENRESA.
Luis Donoso Bach. Sociedad Española de Radiología Médica.
Pedro Galán Montenegro. Sociedad Española de Física Médica.
Gloria Gómez Mardones. Sociedad Española de Radiología Pediátrica.
Abel González. International Radiation Protection Association 12 President.
José Hernández Armas. European Federation of Organizations in Medical Physics.
Pablo Jiménez. Organización Panamericana de la Salud.
Jose Manuel Llamas Elvira. Sociedad Española de Medicina Nuclear.
María Teresa Macías Domínguez. Consejo Superior de Investigaciones Científicas.
Manuel Martínez Morillo. Universidad de Málaga.
Juan José Peña Bernal. GRIAPRA.
Almudena Real Gallego. CIEMAT.
Manuel Rodríguez Martí. Consejo de Seguridad Nuclear.
Ana Mañas Rueda. Asociación Española de Radioterapia y Oncología.
Antonio Segarra Medrano. Sociedad Española de Radiología Vasculare e Intervencionista.
Mercedes Torres Tabanera. Sociedad Española de Diagnóstico por la Imagen de la Mama.
Eliseo Vañó Carruana. International Commission of Radiological Protection.

El Comité Organizador quiere expresar su agradecimiento a todas las entidades públicas y privadas que han colaborado y contribuido al desarrollo de este importante evento científico.

Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA)

Organización Panamericana de la Salud (OPS)

Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR)

Ministerio de Sanidad y Consumo (MSC)

Consejo de Seguridad Nuclear (CSN)

Junta de Andalucía

Ayuntamiento de Málaga

Universidad de Málaga

ENRESA

Fundación General de la Universidad de Málaga

Fundación IMABIS

UNICAJA

Sociedad Española de Protección Radiológica

Sociedad Española de Física Médica

Sociedad Española de Radiología Médica

Sociedad Española de Medicina Nuclear

Asociación Española de Radioterapia y Oncología

Sociedad Española de Radiología Pediátrica

Sociedad Española de Diagnóstico por la Imagen de la Mama

Sociedad Española de Radiología Vasculare Intervencionista

Asociación Española de Técnicos de Radiología

Philips Medical Systems

General Electric Health Care

Siemens Medical Systems

Toshiba Medical Systems

Dextromédica

Bioterra

Inforvip

Índice de sesiones

| | |
|---|------------|
| Área: 1 Radiobiología (RB) | 11 |
| 1RB01 Estimación bayesiana en el conteo de micronúcleos a bajas dosis de radiación | 11 |
| 1RB02 Curva dosis respuesta de inducción de micronúcleos en linfocitos para las energías de Cs-137 y rx de 120 kV. | 14 |
| 1RB03 Dosis de radiación en terapia metabólica con I-131 mediante análisis de micronúcleos | 17 |
| 1RB04 Estimación de la dosis de radiación a paciente mediante disimetría biológica en exploraciones complejas de radiodiagnóstico | 20 |
| 1RB05 Protective effects of carnosic acid against chromosomal damage induced in human lymphocytes by radiation gamma. | 23 |
| 1RB06 Análisis del comportamiento de los radicales libres en la radiolisis de la sangre por EPR para dosimetría biológica en pacientes | 26 |
| Área: 2 Radiodiagnóstico en general (RG) | 29 |
| 2RG01 Determinación de niveles orientativos para tórax (PA), columna lumbosacra (AP y LAT) y mamografía (CC y MLO) para América Latina | 29 |
| 2RG02 Dosis a pacientes en exploraciones de tomografía computarizada cardiaca. | 33 |
| 2RG03 Effect of the legislation of quality control on doses of intraoral radiology in Spain (1996-2004). | 35 |
| 2RG04 Control de dosis impartidas en radiografía de tórax tras la instalación de un sistema de radiografía computerizada. | 39 |
| 2RG05 Sobre la caracterización dosimétrica de un tomógrafo computerizado de 64 cortes | 41 |
| 2RG06 Dosis paciente en urografía intravenosa: comparativa con los niveles de referencia. | 45 |
| 2RG07 Estudio dosimétrico y comparativa de protocolos en equipos de TC monocorte y multicorte en el área de Catalunya | 47 |
| 2RG08 Estimación de dosis a pacientes en exploraciones de tórax con CR AGFA | 52 |
| 2RG09 Influencia del uso de un protector ocular de Bismuto sobre el índice de dosis TC y el ruido de la imagen en un protocolo de cráneo estándar. | 56 |
| 2RG10 The Influence of Patient Thickness on the Calculation of Organ Doses and Effective Dose. | 59 |
| 2RG11 Cálculos por Monte Carlo de la atenuación del espectro por filtros en radiografía convencional. | 62 |
| Área: 3 Radiología Intervencionista (RI) | 65 |
| 3RI01 Valoración de las películas GAFCHROMIC XR-R para estimación de dosis a piel en "Ablación por Radiofrecuencia" | 65 |
| 3RI02 Dose and image quality in a dynamic flat panel detector system used for interventional radiology .. | 69 |
| 3RI03 Dosis de radiación debidas a procedimientos de electrofisiología. Cardíaca. | 72 |
| Área: 4 Radiología Pediátrica (RP) | 76 |
| 4RP01 Radiation dose in the neonatal intensive care unit of Antoine Béclère hospital | 76 |
| 4RP02 Valoración en el paciente pediátrico de la eficacia de los protectores de Bi en procedimientos de TC de tórax con sistemas de control automático de intensidad. | 80 |
| 4RP03 Evaluación y caracterización de la dinámica de trabajo y de la dosis recibida por el paciente en la sala de hemodinámica infantil del Hospital General Universitario Gregorio Marañón | 84 |
| 4RP04 Colimador con filtración compensada: adaptación clínica para alcanzar la recomendación 4f de la Unión Europea sobre protección radiológica al paciente en radiología odontológica | 88 |
| 4RP05 Radiation dose to children undergoing chest radiography in public and private paediatric hospitals of Belo Horizonte – Brazil. | 92 |
| 4RP06 Reducción de dosis en exploraciones complejas mediante el uso de filtración adicional en pacientes pediátricos | 95 |
| 4RP07 Análisis de dosis fetal en procedimientos de tomografía computerizada | 99 |
| 4RP08 Valores iniciales de dosis en órganos críticos el Radiología Pediátrica en el Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. | 103 |
| 4RP09 Practical Measurements of Radiation Dose in a Neonatal Intensive Care Unit | 106 |
| 4RP10 CRIE, un Control de Radiación en la edad Infantil en Extremadura | 109 |
| Área: 5 Radiología de la Mama (RM) | 112 |
| 5RM01 First results on dose evaluation during transition to CR mammography in Murcia, Spain | 112 |
| 5RM02 Procedimiento de valoración del estado del equipamiento de rayos x de una unidad de mamografía. | 115 |
| 5RM03 Calidad del proceso generador de imágenes mamográficas de equipos instalados en la red pública de salud de São Paulo | 118 |

| | | |
|-------|---|-----|
| 5RM04 | Detectabilidad de microcalcificaciones y fibras evaluadas por medio de imágenes simuladas interpretadas en negatoscopio para mamografía y en monitor. | 121 |
| 5RM05 | Evaluación de dosis en mamografía, mediante detectores termoluminiscentes. | 124 |
| 5RM06 | Estudio preliminar de calidad de imagen y dosis en sistemas de mamografía digital | 127 |
| 5RM07 | Mamografía digital directa: estimación de la dosis suministrada a las pacientes comparándola con la calidad imagen obtenida | 131 |

Área: 6 Medicina Nuclear (MN) 135

| | | |
|-------|---|-----|
| 6MN01 | Análisis de las pruebas de aceptación de la gammacámara Philips Skylight. | 135 |
| 6MN02 | Cálculo dosimétrico de la actividad de I-131 para tratamiento de pacientes con cáncer diferenciado de tiroides (cadT). Beneficios y limitaciones. | 139 |
| 6MN03 | Patient specific dosimetry Based in excreted urine measurements | 142 |
| 6MN04 | Effective doses in diagnostic nuclear medicine in Brazil: possibilities of optimisation | 145 |
| 6MN05 | Dosis a pacientes pediátricos por estudios de medicina nuclear en canarias | 149 |

Área: 7 Radioterapia (RT) 153

| | | |
|-------|---|-----|
| 7RT01 | Protección radiológica del paciente y sistema de verificación portal en tratamientos de radioterapia externa. | 153 |
| 7RT02 | De la protección al personal profesionalmente expuesto a la protección al paciente. | 155 |
| 7RT03 | Estudio del comportamiento del CR CAPSULA XL de FUJI en imagen portal | 159 |
| 7RT04 | Estimación de las incertidumbres en el sistema localizador de próstata por ultrasonidos CMS I-BEAM® | 163 |
| 7RT05 | Verificación de la dosis in vivo en tratamientos de radioterapia externa en haces de electrones | 167 |
| 7RT06 | Control de calidad de un sistema de planeación dosimétrico utilizando cristales termoluminiscentes y su aplicación en tratamientos de pacientes con cáncer de próstata | 171 |
| 7RT07 | Maniquí polimórfico para física médica | 174 |
| 7RT08 | Simulación Montecarlo de la interacción de un haz de electrones con el tejido en radioterapia intraoperatoria | 175 |
| 7RT09 | Simulación por métodos de Monte Carlo de esquemas de radioterapia fraccionada; Efecto en la interrupción del tratamiento | 179 |
| 7RT10 | Caracterización de cristales termoluminiscentes (LiF:Mg,Ti) para dosimetría de pacientes de radioterapia. | 183 |
| 7RT11 | Diferencias en las dosis absorbidas en órganos de riesgo y volumen tumoral de planificación (ptv) en tratamientos de pulmón usando dos algoritmos de cálculo diferentes: pencil beam y collapsed cone | 187 |
| 7RT12 | Verificación independiente de los parámetros de planificación, histogramas dosis volumen, y parámetros radiobiológicos mediante el uso de una hoja de cálculo automatizada. | 190 |
| 7RT13 | Estudio de los efectos de las prótesis metálicas en tratamientos radioterápicos en irradiación pélvica | 193 |

Área: 8 Embarazo y Radiación Ionizante (ERI) 196

| | | |
|-------|---|-----|
| 8ER01 | Descripción del procedimiento y evaluación de datos de estimación de dosis absorbidas en feto para pacientes gestantes como consecuencia de la realización de pruebas radiodiagnósticos | 196 |
| 8ER02 | Estimación de la dosis equivalente en feto durante la exposición ocupacional de trabajadoras gestantes en radiología intervencionista | 200 |

Área: 9 Normativa y Formación en PR (PR) 204

| | | |
|-------|---|-----|
| 9PR01 | Experiencia en la formación en protección radiológica del personal del área médica | 204 |
| 9PR02 | El "aula virtual" como herramienta para la formación en PR del paciente; caso práctico en Tomografía Computerizada | 208 |
| 9PR03 | Curso de protección radiológica y garantía de calidad en radiodiagnóstico (4a ed): teleenseñanza a través de Internet en ciencias de la salud | 212 |
| 9PR04 | Programa para la Protección Radiológica del Paciente (Argentina) | 215 |
| 9PR05 | Radiation protection in hospitals: the EFOMP position. | 219 |
| 9PR06 | Aplicación de la plataforma moodle en la docencia de la protección radiológica en medicina. | 223 |
| 9PR07 | La Protección Radiológica del Paciente en el marco del Foro de Organismos Reguladores Iberoamericanos. | 226 |
| 9PR08 | Optimizing the Radiological Protection of Patients: International Developments | 229 |

ESTIMACIÓN BAYESIANA EN EL CONTAJE DE MICRONUCLEOS A BAJAS DOSIS DE RADIACIÓN

¹A. SERNA BERNÁ, ²M. ALCARAZ, ²C. ACEVEDO,
³J. L. NAVARRO, ⁴M. D. ALCAZAR, ⁵M. CANTERAS

Servicios de Protección Radiológica ¹C.S. "Virgen de la Arrixaca" y de la ⁴Universidad de Murcia, Departamentos de ²Radiología y Medicina Física y ⁵Bioestadística de la Universidad de Murcia, ³Unidad de Medicina Nuclear, Gammacámara Murcia, S.L.

The Micronucleus assay in lymphocytes is a well established technique for the assessment of genetic damage induced by ionizing radiation. Due to the presence of a natural background of MN the net MN is obtained by subtracting this value to the gross value. When very low doses of radiation are given the induced MN is close to or even lower than the predetermined background value. Furthermore, the damage distribution induced by the radiation follows a Poisson probability distribution. These two facts pose a difficult task to obtain the net counting rate in the exposed situations. It is possible to overcome this problem using a bayesian approach, in which the selection of *a priori* distributions for the background and net counting rate plays an important role. In the present work we make a detailed analysis using bayesian theory to infer the net counting rate in two different situations: a) when the background is known for an individual sample, using exact value for the background and Jeffreys prior for the net counting rate, and b) when the background is not known and we make use of a population background distribution as background prior function and constant prior for the net counting rate.

1. Introducción

Son numerosos los trabajos que investigan la potencialidad del ensayo con micronúcleos para su uso como dosímetro biológico, estableciendo la mayoría las curvas de dosis respuesta para la inducción de micronúcleos mediante la irradiación de cultivos de sangre total o linfocitos *in vitro*. La obtención de la tasa neta de recuento se realiza normalmente sustrayendo tasa de recuento total a una tasa de recuento de fondo, obtenida en muestras no irradiadas. En un análisis realizado entre 25 laboratorios comprendiendo unos 7000 individuos observan una fuerte variabilidad intra- e interlaboratorio [1]. La importancia de esta variabilidad en el fondo no representa mayor problema si el recuento total es muy elevado. Sin embargo, en el caso de bajas dosis de radiación, tal como ocurre en las exploraciones radiológicas médicas, resulta en una tasa de recuento baja en comparación con el fondo incluso obteniendo valores inferiores al valor de fondo tomado como referencia. El análisis de fondo de cada laboratorio es por tanto importante para poder determinar con precisión la tasa de recuento neta resultante de un exposición del individuo a agentes genotóxicos.

Para radiaciones de baja transferencia lineal de energía

(LET) se considera que el daño radioinducido sigue una distribución de Poisson, de modo que la media coincide con la varianza. Este hecho no es empleado en un modo detallado sino que se emplean aproximaciones gaussianas tanto para la tasa neta como para el fondo.

Cuando el recuento es elevado la aproximación gaussiana tiene suficiente validez, pero se debe tener precaución cuando el recuento total es bajo [2]. Así mismo también se han propuesto modificaciones a la aproximación gaussiana para la obtención de niveles de decisión [3].

El objeto de este trabajo consiste en el empleo de la inferencia bayesiana en situaciones de baja tasa de recuento con distribuciones de probabilidad no aproximables a gaussianas.

2. Análisis Bayesiano

2.1 Teorema de Bayes

El teorema de Bayes para dos parámetros relaciona las distribuciones de probabilidad *anterior* y *posterior* de la forma

$$p(s|n, b) = \frac{p(n|s, b)}{p(n)} \cdot p_0(s, b)$$

siendo, n = el número total de MN (incluido el fondo), s = los MN inducidos, b = los MN del fondo, y el subíndice "0" indica la función anterior para los parámetros a determinar. La función anterior conjunta puede factorizarse como producto de anteriores de la forma

$$p_0(s, b) = g_0(s) \cdot g_0(b)$$

Si tanto la tasa de fondo como la tasa de inducción de MN siguen una estadística de Poisson podemos conocer la distribución de probabilidad para el número de cuentas totales modificando la distribución de Poisson [4], siendo

$$p(n|s, b) = \frac{e^{-(s+b)} (s+b)^n}{n!}$$

A diferencia del procedimiento clásico, en el análisis bayesiano la tasa de recuento neta no es una constante sino que sigue una distribución de probabilidad. Las inferencias sobre el valor de la tasa neta las realizamos a partir de la distribución posterior obtenida. Así pues, para determinar el valor esperado de esta distribución se realiza la siguiente operación

$$E(s) = \int_0^{\infty} s \cdot f(s | n, b) \cdot ds$$

El cálculo de la varianza lo realizamos según la expresión

$$Var(s) = E[s^2] - E^2[s]$$

El paso más importante aquí es definir la distribución de probabilidad anterior. En este trabajo analizamos la influencia de la elección de la función anterior en la inferencia de la tasa neta de recuento en presencia de fondo. La discusión sobre elección del tipo de anterior queda fuera del objeto del presente trabajo y puede consultarse en la referencia 4.

2.2 Fondo bien conocido y anterior uniforme para la tasa de recuento neta

En este caso las funciones anterior son

$$g_0(s) = k$$

$$g_0(b) = \delta(b - b_0)$$

Aplicando el teorema de Bayes obtenemos la función posterior

$$p(s|n, b_0) = \frac{e^{-(s+b_0)} (s+b_0)^n}{\Gamma(n+1, b_0)}$$

donde

$$\Gamma(p, \mu) = \int_{\mu}^{\infty} s^{p-1} e^{-s} ds; p > 0; \mu > 0$$

es una función gamma incompleta.

2.3 Fondo bien conocido y anterior no informativo de Jeffreys conjunto

El anterior de Jeffreys conjunto de señal neta y de fondo tiene la forma [4,5]

$$g_0(s) \propto 1/(s + b_0)$$

La distribución posterior es

$$p(s|n) = \frac{e^{-(s+b_0)} (s+b_0)^{n-1}}{\Gamma(n, b_0)}$$

2.4 Anterior uniforme para la tasa neta y anterior informativo de la tasa de fondo

Si una determinación previa en la población de la tasa de fondo demuestra que sigue una distribución de probabilidad tipo Poisson podremos emplear este conocimiento en los casos en los que el fondo individual sea desconocido. La función posterior del fondo constituirá nuestro conocimiento previo del fondo de MN y por tanto debe ser introducido en el teorema de Bayes como función anterior del fondo de la forma

$$g_0(s) = k$$

$$g_0(b) \propto \frac{b^{b_0} \cdot e^{-b}}{b_0!}$$

, siendo b_0 la media de los valores de fondo determinada previamente. La distribución posterior para la tasa neta de recuento, una vez marginalizado el fondo

$$p(s|n) = \frac{\sum_{k=0}^n \binom{n}{k} \cdot s^k \cdot e^{-s} \cdot \Gamma(n + b_0 - k + 1) \cdot 2^{-(n+b_0-k+1)}}{\sum_{k=0}^n \binom{n}{k} \cdot \Gamma(k+1) \cdot \Gamma(n + b_0 - k + 1) \cdot 2^{-(n+b_0-k+1)}}$$

3 Resultados

Para determinar la distribución del fondo se toma muestras a 50 individuos con edades comprendidas entre 11 y 84 años, edad media 48 años, e igual número de hombres que de mujeres.

El análisis estadístico de los datos del fondo nos permiten decir que la distribución de MN por célula binucleada de la población tomada se comporta como una distribución de Poisson (95% confianza, prueba chi-cuadrado) con media de 8,4 ‰.

Con el valor de fondo establecido hacemos uso de las ecuaciones propuestas para la determinación del recuento neto siguiendo los tres procedimientos descritos anteriormente, que aparecen en la tabla I. En los procedimientos 2.2 y 2.3 usamos un valor fijo de fondo de 4,2 MN/500 CB, mientras para el

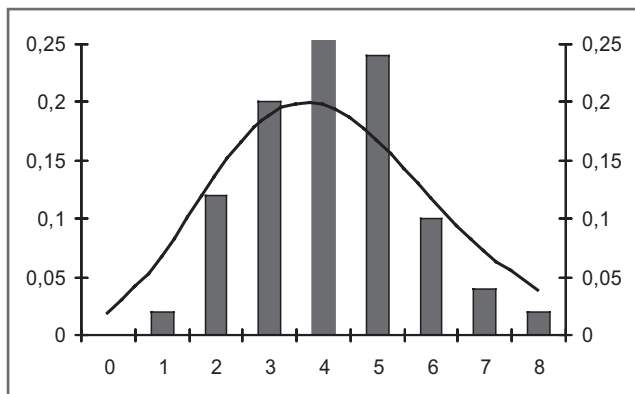


Figura 1. Distribución de frecuencia de MN con ajuste a una distribución de Poisson.

procedimiento 2.4 usamos la distribución tipo Poisson para el valor de fondo.

(anterior Jeffreys) donde consideramos que el fondo es bien conocido y además el valor esperado de la señal no está sesgado.

Mientras que cuando el individuo provenga de una población usaremos el procedimiento 2.4 haciendo uso de la distribución de frecuencia de aparición de MN en la población (anterior de Poisson para el fondo y anterior constante para la tasa neta).

4 Conclusiones

La distribución de la frecuencia de fondo de aparición natural de MN es del tipo Poisson, y por tanto podemos emplearlo como conocimiento a *anterior* en el análisis bayesiano.

El conocimiento previo o el uso de una distribución de valores del fondo nos permite inferir de un modo más preciso el recuento neto de la muestra a analizar. Es un procedimiento de utilidad cuando la tasa total de recuento de MN es próxima o inferior a la tasa de recuento del fondo.

| Recuento total | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 |
|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|
| Proced. 2.2 | 1,19 (1,16) | 1,44 (1,35) | 1,77 (1,58) | 2,18 (1,83) | 2,71 (2,11) | 3,35 (2,39) | 4,11 (2,65) | 4,96 (2,90) | 5,87 (3,11) | 6,83 (3,29) | 7,81 (3,45) | 8,80 (3,60) | 9,8 (3,74) | 10,8 (3,87) | 11,8 (4,00) |
| Proced. 2.3 | 1,00 (1,00) | 1,19 (1,16) | 1,44 (1,35) | 1,77 (1,57) | 2,18 (1,83) | 2,71 (2,11) | 3,35 (2,39) | 4,11 (2,65) | 4,96 (2,90) | 5,87 (3,1) | 6,83 (3,29) | 7,81 (3,45) | 8,80 (3,60) | 9,8 (3,74) | 10,8 (3,87) |
| Proced. 2.4 | 1,28 (1,22) | 1,60 (1,45) | 1,98 (1,70) | 2,42 (1,97) | 2,92 (2,24) | 3,48 (2,52) | 4,11 (2,80) | 4,80 (3,07) | 5,55 (3,32) | 6,35 (3,57) | 7,19 (3,79) | 8,08 (4,00) | 9,00 (4,18) | 9,9 (4,35) | 10,89 (4,50) |

Tabla I. Recuento neto mediante los tres procedimientos explicados en el texto y tomando como valor de fondo de referencia de nuestro laboratorio de 4,2 MN/500 cel binucl. Entre paréntesis se expresa la desviación estándar.

El valor esperado del recuento neto del procedimiento 2.2 es un parámetro sesgado. Si suponemos que el fondo es cero y calculamos el valor esperado de las cuentas netas vemos que con el procedimiento 2.3 y 2.4 es igual al total de las cuentas totales obtenidas en el experimento. En cambio, con el procedimiento 2.2 éste toma un valor que es igual al recuento total más una unidad. Esto mismo resulta cuando se emplea un fondo distinto de cero y las cuentas totales son mucho mayores que las cuentas asociadas al fondo. Así pues fijándonos en la última columna (cuentas totales 15) los procedimientos 2.3 y 2.4 dan los resultados que clásicamente podríamos esperar, esto es $15 - 4,2 = 10,8$, mientras que el procedimiento 2.2 da un valor de 11,8.

En un trabajo reciente de Groer [2] aplicando técnicas bayesianas al recuento en muestras radiactivas en presencia de fondo, hace un análisis similar aunque considerando anteriores constantes tanto para tasa neta como para el fondo. Además argumenta que el anterior de Jeffrey (1/s) presenta inconvenientes. Sin embargo, hemos demostrado que el empleo del anterior de Jeffrey modificado ($1/(s+b)$) los resultados obtenidos son satisfactorios.

Si disponemos de valor de fondo individualizado previo a la exposición a radiaciones podremos usar el procedimiento 2.3

5 Bibliografía

- [1] Bonassi S, Fenech M, Lando C, et al, Human Micronucleus Project: International database comparison for results with the cytokinesis-block micronucleus assay in human lymphocytes: I. Effect of laboratory protocol, scoring criteria, and host factors on the frequency of micronucleus, Environ. Mol. Mutagen. 37 (2001) 31 a 45.
- [2] Groer P.G., Exact and approximate Bayesian estimation of net counting rates, Rad. Prot. Dosim. 102 (2002) 265 a 268
- [3] Strom J.D., MacLellan J.A., Evaluation of eight decision rules for low-level radioactivity counting, Health Phys. 81 (2001) 27 a 34.
- [4] Loredó T.J., The promise of Bayesian inference for astrophysics, en el libro Statistical Challenges in Modern Astronomy, Feigelson E.D. y Babu G.J. (eds), Springer-Verlag, New York, (1992) 257 a 297.
- [5] Jeffreys H., Theory of Probability, 3a ed., Oxford at Clarendon, 1961.

CURVA DOSIS RESPUESTA DE INDUCCION DE MICRONUCLEOS EN LINFOCITOS PARA LAS ENERGIAS DE Cs-137

¹A. SERNA BERNÁ, ²M. ALCARAZ, ²C. ACEVEDO, ³V. VICENTE,
⁴I. DE LA FUENTE, ⁵M. CANTERAS

Servicios de ¹Protección Radiológica y ⁴Oncología Radioterápica, C.S. "Virgen de la Arrixaca", Departamentos de ²Radiología y Medicina Física, ³Anatomía Patológica y ⁵Bioestadística de la Universidad de Murcia.

The determination of the dose-response curve is a crucial step to use the Micronucleus assay in lymphocytes as a biological dosimeter. The most widely used fitting function is the linear-quadratic function. The coefficients are fitted by calibration data provided by irradiations of blood from healthy donors. In our case we performed the calibration curve corresponding to gamma radiation from Cesium-137 (660 keV). Doses ranged from 0 to 16 Gy. The fitting procedure used was the iteratively reweighted least square algorithm implemented in a Matlab® routine. The results of the analysis of our data show that the dose-effect curve does not follow a linear-quadratic curve at high radiation doses, diminishing the quadratic parameter as dose increases. This can be interpreted as a micronucleus saturation effect beyond a certain dose level. We conclude that the MN assay with lymphocytes can be well characterized as a biological dosimeter up to a maximum dose of 4.5 Gy.

Introducción:

El ensayo de micronucleos (MN) con bloqueo citocinético en linfocitos de sangre periférica es un procedimiento apropiado para la determinación del daño citogenético tras la exposición a agentes genotóxicos como las radiaciones ionizantes [1]. Las curvas dosis efecto publicadas para irradiaciones agudas de bajo LET muestran variaciones considerables. Esta variabilidad interlaboratorios así como la presencia de un fondo de aparición natural de MN obliga a que cada laboratorio que pretenda realizar dosimetría biológica deba establecer su propia curva dosis respuesta para este tipo de ensayo [2].

El proceso de ajuste más adecuado se basa en el método de mínimos cuadrados teniendo en cuenta la naturaleza poissoniana de la distribución de MN en la muestra irradiada. Frome et al [3] demostraron que para un modelo general de regresión con datos de Poisson la estimación por máxima verosimilitud de los coeficientes se puede obtener mediante un proceso de mínimos cuadrados con un pesado iterativo. Los parámetros ajustados deben finalmente expresarse junto con su matriz de covarianza para poder realizar el cálculo de la incertidumbre en el cálculo de la dosis [1].

El objetivo del presente trabajo es establecer una curva de calibración de referencia dosis-respuesta para la inducción de MN para radiación gamma correspondiente al radioisótopo Cs-137 (660 keV).

Material y método

Para la irradiación gamma se emplearon muestras de sangre obtenidas de 2 voluntarios, edades de 56 y 61 años, no fumadores y supuestamente sanos con dosis comprendidas entre los 0.3 y 16 Gy. Para ello se ha empleado un irradiador de sangre modelo IBL 437C, cuyo isótopo radiactivo es el Cs-137 (660 keV), con una tasa de dosis en el punto de referencia de 302.5 mGy/s.

Las muestras de sangre en ambas calidades fueron irradiadas a temperatura ambiente y posteriormente cultivadas siguiendo la técnica del bloqueo citocinético de Fenech y Morley [5]. El análisis microscópico se ha llevado a cabo por dos lectores independientes y ha consistido en la determinación de la frecuencia de aparición de MN en el citoplasma de 500 células binucleadas bloqueadas citocinéticamente (MN/500 CB). Se empleó microscopio óptico LABORLUX 12 (Leitz, Alemania) usando magnificación de 1000x.

La relación para el exceso de efecto producido la expresamos mediante una relación lineal cuadrática de la forma

$$Y = \alpha D + \beta D^2$$

, siendo Y los MN/500 CB netos, y los coeficientes lineal α y cuadrático β ajustados a los datos experimentales. El término constante es eliminado al considerar que representa la tasa de MN de control que es conocida y obteniendo la tasa neta de conteo mediante inferencia bayesiana (el análisis detallado se presenta en el trabajo enviado a este mismo simposio "Estimación bayesiana en el conteo de micronucleos a bajas dosis de radiación" por los autores Serna Berná A., Alcaraz, M.; Acevedo, C.; Navarro, J.L.; Alcaraz, M.D. y Canteras, M.).

Los coeficientes son determinados a partir de los niveles de efecto Y_i a dosis D_i de modo que minimizamos la expresión [4]

$$\sum_i [\alpha D_i + \beta D_i^2 + C - Y_i]^2 / w_i$$

El factor de peso w_i es o bien la varianza estimada basándose en las medidas experimentales o bien deducidos a partir del repesado iterativo usando estimación sucesiva de los parámetros. Hemos empleado este segundo procedimiento para la determinación de los coeficientes α y β . El parámetro C, que tiene sentido como valor de fondo, es posteriormente eliminado introduciendo en la expresión lineal cuadrática el conteo neto de MN obtenido mediante inferencia bayesiana.

Para la realización de este tipo de ajuste se ha desarrollado un programa en el entorno de MATLAB que nos permite realizar cálculo matricial de un modo eficiente. El programa ofrece como resultados: i) el ajuste de los coeficientes, ii) la matriz de covarianzas, iii) establecimiento de bandas de confianza alrededor de la curva de calibración, iv) bondad del ajuste a través del estadístico chi-cuadrado, y vi) representación gráfica de los resultados.

Resultados

En la tabla I se presentan los resultados de la dosis frente a la inducción de micronúcleos para radiación gamma

| Dosis, Gy | Distribución de MN | | | | | Total | Varianza |
|-----------|--------------------|-----|----|---|---|-------|----------|
| | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | | |
| 0 | 493 | 7 | | | | | |
| 0,104 | 486 | 12 | 1 | | | 14 | 0,031 |
| 0,302 | 484 | 16 | | | | 16 | 0,031 |
| 0,623 | 483 | 15 | 2 | | | 19 | 0,045 |
| 0,852 | 480 | 20 | | | | 20 | 0,038 |
| 1,283 | 479 | 19 | 2 | | | 23 | 0,052 |
| 2,628 | 465 | 25 | 8 | 2 | | 47 | 0,141 |
| 4,543 | 428 | 63 | 9 | | | 81 | 0,172 |
| 8,301 | 389 | 101 | 10 | | | 121 | 0,223 |
| 16,362 | 316 | 114 | 61 | 6 | 3 | 266 | 0,637 |

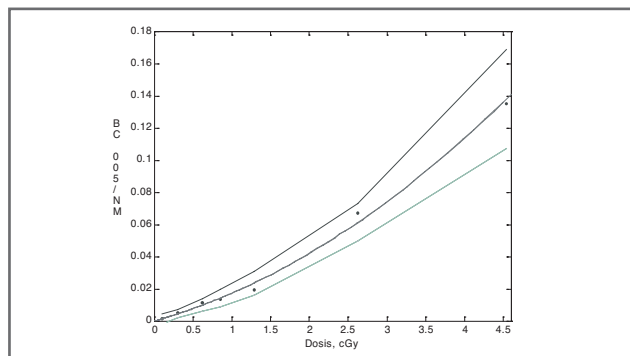
Tabla I. Frecuencia de inducción de MN con irradiación gamma

El intervalo de dosis usado para radiación gamma llega hasta dosis muy altas de 16 Gy en única sesión. Para valorar el posible efecto de saturación en la inducción de MN realizamos el ajuste a la ecuación lineal-cuadrática variando la dosis máxima de ajuste. Los resultados de los coeficientes de ajuste en función de la energía máxima se presentan en la tabla II. Conforme se incluye dosis más altas el efecto es que el factor cuadrático desaparece a la vez que aumenta el coeficiente lineal. Esto ocurre pues ambos coeficientes están correlacionados de modo que cuando disminuimos el término cuadrático aumentamos el término lineal y viceversa. Además observamos como la bondad del ajuste expresada a través de chi-cuadrado también empeora al incluir puntos de mayor dosis. Por tanto, dosis superiores a 4.5 Gy (en nuestro caso es un punto de calibración) producen un efecto de saturación en la inducción de MN, debido a factores tales como la modificación de la dinámica celular y la inducción de un daño tan importante en la célula de modo que no pueda entrar en mitosis.

En nuestro laboratorio aceptamos como intervalo de validez de la curva dosis-respuesta para la inducción de MN con radiación gamma entre 30 cGy y 5 Gy con los coeficientes $\alpha=0.0136 \pm 0.0055 \text{ Gy}^{-1}$ y $\beta=0.0037 \pm 0.0016 \text{ Gy}^{-2}$, y un coeficiente de correlación entre ambos coeficientes de 0.9. El valor de control de fondo de nuestro laboratorio es de 4.3 MN/500 CB, obtenido a partir la sangre de 50 individuos con edades comprendidas entre 11 y 84 años, edad media 48 años, e igual número de hombres que de mujeres. En un análisis internacional de la técnica de MN con participación de 25 laboratorios y muestras de 7000 individuos obtuvieron una frecuencia basal más frecuente entre 3 y 12 MN/1000 CB [2]. Nuestro valor estaría perfectamente dentro de ese rango siendo de 8.6 MN/1000 CB.

| Dosis máxima | α, Gy^{-1} | β, Gy^{-2} | χ^2 |
|--------------|--------------------------|-------------------------|----------|
| 4.5 Gy | 0.0136 | 0.0037 | 0.9 |
| 8 Gy | 0.0223 | 0.0006 | 5 |
| 16 Gy | 0.0231 | 0.0005 | 5 |

Tabla II. Efecto de incrementar la dosis máxima en los coeficientes de ajuste.



Gráfica 1. Curva dosis respuesta de inducción de MN con radiación gamma. Las líneas discontinuas indican la banda de confianza del 95%.

En la Gráfica 1 se representa los puntos de calibración y superpuesta se representa la curva lineal cuadrática resultante del ajuste hasta la dosis de calibración de 4.5 Gy. Los puntos con dosis mayores de 4.5 Gy se observa un fenómeno de saturación, donde la curva no continua aumentando conforme el término cuadrático, produciéndose un aplanamiento de la misma.

| Energía | α , Gy ⁻¹ | S.E., Gy ⁻¹ | β , Gy ⁻² | S.E., Gy ⁻² |
|---------|-----------------------------|------------------------|----------------------------|------------------------|
| Cs-137 | 0.0136 | 0.0055 | 0.0037 | 0.0016 |

Tabla II. Valores de referencia de los coeficientes de ajuste para 2 calidades de radiación. El intervalo de aplicación para el Cs-137 es desde 30 cGy hasta 4.5 Gy.

Conclusiones

1. El programa realizado usando el método de ajuste por mínimos cuadrados con pesado iterativo da resultados satisfactorios para la obtención de la curva de calibración dosis-respuesta para la inducción de MN.
2. El valor de fondo de nuestro laboratorio está dentro de los valores considerados estándar en la bibliografía de referencia.
3. El conteo de MN presenta un efecto de saturación a dosis altas, por encima de 5 Gy para el radiación de baja LET como la empleada. Esto debe tenerse en consideración al realizar el ajuste de la curva de dosis respuesta.
4. Tal como otros autores han demostrado, nuestros resultados muestran que es posible el uso del ensayo con MN con bloqueo citocinético como dosímetro biológico para radiación

de bajo LET, objeto de este estudio, en el intervalo de dosis de 10 cGy a 4.5 Gy, usando una curva dosis respuesta lineal-cuadrática.

Bibliografía

- [1] IAEA, Cytogenetic Analysis for Radiation Dose Assessment, Technical Report n. 405 (2001)
- [2] Bonassi S, Fenech M, Lando C, et al, Human Micronucleus Project: International database comparison for results with the cytokinesis-block micronucleus assay in human lymphocytes: I. Effect of laboratory protocol, scoring criteria, and host factors on the frequency of micronucleus, Environ. Mol. Mutagen. 37 (2001) 31 a 45.
- [3] Frome E.L., Kutner M.H., Beauchamp J.J., Regression Analysis of Poisson-distributed data, 58 (1973) 935 a 940
- [4] Merkle W., Statistical methods in regression and calibration analysis of chromosome aberration data, Radiat. Environ. Biophys. 21 (1983) 217 a 233
- [5] Fenech M., Morley A.A., Cytokinesis block micronucleus method in human lymphocytes: effect of in vivo ageing and low dose X-irradiation, Mutat. Res. 161 (1986) 193 a 298
- [6] ICRU. The Quality Factor in Radiation Protection. Report 40. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1986

DOSIS DE RADIACIÓN EN TERAPIA METABÓLICA CON I-131 MEDIANTE ANÁLISIS DE MICRONUCLEOS

¹A. SERNA BERNÁ, ²M. ALCARAZ, ³J.L. NAVARRO,
²C. ACEVEDO, ⁴D. ARMERO, ⁵M. CANTERAS

¹Servicio de Protección Radiológica, C.S. "Virgen de la Arrixaca",
Departamentos de ²Radiología y Medicina Física, ⁴Enfermería y ⁵Bioestadística
de la Universidad de Murcia, ³Unidad de Medicina Nuclear, Gammacámara
Murcia,S.L.

Treatment with Iodine-131 is used for thyroid benign and oncological pathologies treatments. The gamma radiation component is responsible of the patient body irradiation as well as the rest of the staff personal. The purpose of this work was to evaluate the radiation dose delivered by patients who received 100 mCi for thyroid ablative treatments. Blood extraction was done 3 days after Iodine-131 administration and MN determination in lymphocytes cytokinetically blocked. A background subtraction to obtain the net counting rate was done using a bayesian method, resulting an average MN induction rate of 5.1 ± 2.5 MN/500 binucleated cells. A correction factor to the reference dose-effect curve was introduced to take into account the difference in response obtained when the sample is irradiated instantaneously or with a certain dose rate in several days. For the determined level of damage the equivalent uniform radiation dose to patients is 0.73 cGy/mCi, measured 3 days after administration.

Introducción

El tratamiento con Yodo-131 radiactivo se emplea para tratamiento de enfermedades tiroideas como el hipertiroidismo y patologías oncológicas. En el cáncer de tiroides tras la resección quirúrgica del tiroides se administra dosis elevadas de Yodo-131 con el objeto de erradicar los restos con actividad tiroidea. Cuando el yodo es administrado circula por todo el organismo hasta que finalmente metabolizado es captado o eliminado a través de las excretas, fundamentalmente orina. El Yodo-131 es un isótopo radiactivo con un semiperiodo de 8.06 días y emisión de radiación gamma (0.364 MeV) y beta (energía máxima 0.806 MeV). La radiación gamma es la causante de la irradiación del resto de órganos del cuerpo de un modo aproximadamente homogéneo. La sangre, continuamente circulante, y por tanto los linfocitos se ven también sometidos a los efectos de estas radiaciones. El ensayo de micronucleos (MN) en linfocitos de sangre periférica mediante bloqueo citocinético es un procedimiento bien establecido para la dosimetría biológica con radiaciones ionizantes [1].

El objeto de este trabajo consistió en la evaluación de la dosis corporal equivalente, a través de la determinación de MN, recibida por un conjunto de pacientes sometidos a tratamiento con Yodo-131 radiactivo en el tratamiento oncológico de cáncer de tiroides.

Material y método

El estudio se realiza sobre 25 pacientes sometidos a tratamiento ablativo de restos quirúrgicos tiroideos, 22 mujeres y 3 hombres, y edades comprendidos entre 11 y 67 años (media 43 años). Los tipos de cáncer fueron: 16 carcinoma papilar, 6 carcinoma folicular, 2 carcinoma medular y 1 carcinoma mixto. La dosis de Yodo-131 para este grupo de pacientes fue de 3,7 GBq (100 mCi), a los que previamente se les administró 0,111 GBq (3 mCi) para confirmar la existencia de restos tiroideos.

Se tomó una muestra de sangre previo a la administración de la dosis ablativa de Yodo, lo que nos permitirá conocer con precisión la frecuencia basal de MN en cada paciente. La siguiente muestra de sangre se toma 3 días después de la administración de la sustancia radiactiva. Las muestras de sangre fueron cultivadas tal como describe Fenech y Morley [2]. El análisis microscópico se ha llevado a cabo por dos lectores independientes y ha consistido en la determinación de la frecuencia de aparición de MN en el citoplasma de 500 células binucleadas bloqueadas citocinéticamente (MN/500 CB). Se empleó microscopio óptico LABORLUX 12 (Leitz, Alemania) usando magnificación de 1000x.

El exceso de MN lo determinamos mediante inferencia bayesiana con el valor de fondo bien conocido. En nuestro trabajo al tomar una muestra de cada paciente previa a la

terapia podemos asignar con precisión el valor de fondo de cada paciente.

Una vez conocido el conteo neto de MN podemos relacionarlo con la dosis equivalente que generan los mismos MN cuando una muestra de sangre es irradiada in Vitro de modo homogéneo. De este modo podremos estimar la dosis corporal equivalente homogénea de cada paciente.

El análisis de la dosis equivalente a partir del exceso de MN la realizamos usando la curva de calibración dosis respuesta de nuestro laboratorio. Nuestra curva representa el exceso de MN y se realizó para la energía de Cesio-137, ajustándose a una ecuación del tipo lineal-cuadrático

$$Y = \alpha D + \beta D^2$$

, donde Y representa el exceso de MN / 500 células binucleadas (CB), D es la dosis de radiación (Gy), α y β son los coeficientes de ajuste. El fondo de nuestro laboratorio es de 4.2 MN/500 CB y los coeficientes ajustados para la radiación gamma del Cs-137 son $\alpha = 0.0136 \text{ Gy}^{-1}$ y $\beta = 0.0037 \text{ Gy}^{-2}$. Debido a que la curva de calibración fue obtenida con irradiaciones agudas y el paciente que recibe el Yodo es irradiado a lo largo del tiempo a una determinada tasa de exposición, debemos corregir nuestra curva de calibración de la forma [3]

$$Y = \alpha D + G\beta D^2$$

, donde G es el factor de protracción Lea-Catcheside, que tiene en cuenta la irradiación prolongada en vez de dosis instantáneas. El factor G tiene en consideración el hecho de que la dosis necesaria para producir un determinado efecto es mayor cuando se aplica a una determinada tasa de modo continuo que cuando se aplica de forma instantánea. Para su cálculo es necesario la tasa de dosis así como el tiempo medio de reparación del daño, que está estimado en 0.5 h^{-1} [Lloyd]. El factor G tiene un valor inferior o igual a la unidad. Para irradiación instantánea toma el valor unidad, recuperándose entonces la forma de la ecuación lineal cuadrática de calibración.

Resultados

Nuestros resultados se muestran en la Tabla siguiente (Tabla I):

| Paciente | 0 | 1 | total mn | u | Fondo | Cuentas Netas |
|----------|-----|----|----------|-------|-------|---------------|
| 1 | 487 | 13 | 13 | -0,43 | 5 | 8,00 |
| 2 | 488 | 12 | 12 | -0,40 | 4 | 8,00 |
| 3 | 493 | 7 | 7 | -0,24 | 4 | 3,50 |
| 4 | 488 | 12 | 12 | -0,40 | 3 | 9,00 |
| 5 | 490 | 10 | 10 | -0,33 | 3 | 7,00 |
| 6 | 492 | 8 | 8 | -0,27 | 4 | 4,25 |
| 7 | 489 | 11 | 11 | -0,36 | 3 | 8,00 |
| 8 | 490 | 10 | 10 | -0,33 | 4 | 6,05 |
| 9 | 493 | 7 | 7 | -0,24 | 3 | 4,16 |
| 10 | 491 | 9 | 9 | -0,30 | 2 | 7,00 |
| 11 | 490 | 10 | 10 | -0,33 | 7 | 3,85 |
| 12 | 496 | 4 | 4 | -0,15 | 5 | 1,65 |

| | | | | | | |
|----|-----|----|----|-------|---|------|
| 13 | 491 | 9 | 9 | -0,30 | 5 | 4,35 |
| 14 | 491 | 9 | 9 | -0,30 | 3 | 6,00 |
| 15 | 495 | 5 | 5 | -0,18 | 4 | 2,24 |
| 16 | 493 | 7 | 7 | -0,24 | 8 | 2,12 |
| 17 | 494 | 6 | 6 | -0,21 | 3 | 3,33 |
| 18 | 494 | 6 | 6 | -0,21 | 5 | 2,42 |
| 19 | 493 | 7 | 7 | -0,24 | 2 | 5,00 |
| 20 | 492 | 8 | 8 | -0,27 | 5 | 3,60 |
| 21 | 492 | 8 | 8 | -0,27 | 5 | 3,60 |
| 22 | 487 | 13 | 13 | -0,43 | 5 | 8,02 |
| 23 | 488 | 12 | 12 | -0,40 | 5 | 7,04 |
| 24 | 492 | 8 | 8 | -0,27 | 3 | 5,07 |
| 25 | 491 | 9 | 9 | -0,30 | 4 | 5,10 |

Realizamos un análisis estadístico para evaluar la homogeneidad de la distribución de la frecuencia de MN y poder decidir sobre la homogeneidad de la irradiación. Para ello empleamos el estadístico U corregido para muestras pequeñas. El análisis demuestra que ninguna muestra presenta sobredispersión (95% de confianza). Por tanto, podemos concluir que la sangre de los pacientes se irradia de forma homogénea debido a que el yodo-131 tiene una emisión gamma de alta energía que es el responsable de la irradiación del paciente en su integridad.

La frecuencia de distribución de MN del fondo para este grupo de pacientes fue de $4.2 \pm 1.4 \text{ MN}/500 \text{ CB}$, ver tabla I. Este valor no presenta variación con respecto a nuestro valor de fondo de nuestro laboratorio. La media de MN inducidos fue de $5.1 \pm 2.5 \text{ MN}/500 \text{ CB}$. A partir de la tasa neta con fondo bien conocido y tomando el valor de $G=0.1$ resulta una dosis equivalente homogénea de $73 \pm 30 \text{ cGy}$, y expresada por unidad de actividad administrada $0.73 \text{ cGy}/\text{mCi}$ a los 3 días de la ingesta.

Discusión

La dosis equivalente corporal media resultante de $0.73 \text{ cGy}/\text{mCi}$ es del orden de los valores de la bibliografía aunque ligeramente superior, por ejemplo frente a los $0.33 \text{ cGy}/\text{mCi}$ de Watanabe [4]. Podemos destacar varios factores que tienen repercusión en esta diferencia: el empleo de un análisis bayesiano para la obtención del conteo neto y la modificación de la curva dosis respuesta para considerar que la dosis de radiación no se administra de modo instantáneo.

El análisis bayesiano de los resultados está motivado por el hecho de que hay valores de inducción de MN muy próximos o incluso inferiores a los valores tenidos como referencia para cada paciente. De un modo clásico esto no tiene solución. Si obtenemos los MN netos a través del procedimiento clásico obtenemos un valor medio de 4.7 MN, pero en dos pacientes el valor de fondo es mayor que el total. En estos dos casos no podemos decir clásicamente que el paciente haya recibido radiación alguna pues la diferencia daría un valor negativo de tasa neta. Este motivo es el que nos llevó al empleo de técnicas bayesianas para la determinación de tasas netas cuando el

valor total es próximo o inferior al valor de fondo de referencia. La diferencia entre ambos es de 0.4 MN/500 CB, resultando por tanto una dosis estimada mayor usando el procedimiento bayesiano.

En segundo lugar hemos tenido en cuenta la irradiación de los linfocitos a una determinada tasa no instantánea. Normalmente la irradiación de los linfocitos es realizada in vitro con dosis instantáneas de radiación y se construye una curva dosis respuesta. En cambio, en la terapia con Iodo-131 la dosis de radiación se administra a lo largo del tiempo, condicionado por el tiempo de decaimiento de la sustancia radiactiva y la eliminación biológica. Por tanto, se debe considerar al realizar la estimación de dosis equivalente a radiación externa que la sangre se ha irradiado de modo continuo en vez de instantáneamente. El resultado de irradiar en estas condiciones es que se produce menos daño que si la irradiación fuera instantánea, o dicho de otro modo, para conseguir un mismo efecto es necesario mayor dosis de radiación. En el modelo lineal cuadrático este hecho se tiene en consideración introduciendo un factor dependiente de la tasa de dosis en el término cuadrático de la ecuación dosis respuesta, llamado factor de Lea-Catcheside. Este factor tiene siempre un valor inferior o igual a la unidad cuando la irradiación es instantánea. El factor de protracción para el tipo de irradiación empleado es pequeño y por tanto el término cuadrático de la curva dosis respuesta se ve muy disminuido para la estimación de dosis a partir de los MN generados en pacientes de terapia metabólica.

Conclusiones

Los resultados de nuestro estudio ponen de manifiesto la validez del procedimiento de nuestro laboratorio sobre el uso de la

frecuencia de MN en linfocitos con bloqueo citocinético como dosímetro biológico en la estimación de dosis a pacientes sometidos a tratamientos con radioisótopos.

Cuando se realizan irradiaciones continuas, como es el caso de la terapia metabólica, es necesario modificar las curvas de calibración dosis-respuesta para la inducción de MN para tener en cuenta el distinto efecto que producen las radiaciones cuando son administradas de modo instantáneo, como ocurre durante la calibración, frente a los casos experimentales que sucede a lo largo de varios días.

El daño citológico inducido a los linfocitos en los tratamientos con Yodo-131 es equivalente a una exposición con radiación externa in vitro de 75 cGy al cabo de 3 días de la administración de una dosis terapéutica de 100 mCi.

Bibliografía

- [1] IAEA, Cytogenetic Analysis for radiation doses assessment, Technical Report Series No. 405, Vienna 2001.
- [2] Fenech M., Morley A.A., Cytokinesis block micronucleus method in human lymphocytes: effect of in vivo ageing and low dose X-irradiation, *Mutat. Res.* 161 (1986) 193 a 298
- [3] Sachs R.K., Hahnfeld P., Brenner D.J., The link between low-LET dose-response relations and the underlying kinetics of damage production/repair/misrepair, *Int J. Radiat. Biol.* 72 (1997) 351 a 374
- [4] Watanabe N., Yokoyama K., Kimuya S., Radiosensitivity after iodine-131 therapy for thyroid cancer using the micronucleus assay. *J. Nucl. Med.* 39 (1998) 436 a 444

Área 1 Radiología (RB)

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS DE RADIACIÓN A PACIENTE MEDIANTE DOSIMETRÍA BIOLÓGICA EN EXPLORACIONES COMPLEJAS DE RADIODIAGNÓSTICO

¹A. SERNA BERNÁ, ²M. ALCARAZ, ³D. ARMERO, ⁴J.L. NAVARRO, ⁵J. MORANT, ⁶M. CANTERAS.

¹Servicio de Protección Radiológica, C.S. "Virgen de la Arrixaca", Departamentos de ²Radiología y Medicina Física, ³Enfermería y ⁶Bioestadística de la Universidad de Murcia, ⁴Unidad de Medicina Nuclear, Gammacámara Murcia,S. L., ⁵Servicio de Protección Radiológica Universidad Rovira i Virgili.

Interventional radiology is substituting complex surgical procedures. The requirement of high quality images and long fluoroscopy exposure times gives rise to high levels of radiation doses to patients. This topic is increasingly becoming of high concern. The purpose of this work was to evaluate the micronucleus assay (MN) in lymphocytes for the determination of the dose delivered to 15 patients who underwent interventional radiological procedures. The determination of a dose to patients supposing uniform irradiation was done with a dose-effect calibration curve previously determined for 120 keV X-rays. Due to the low level of MN rate compared with background we used a bayesian approach to obtain the net MN counting rate, resulting an average counting rate of $3,2 \pm 2,5$ MN/500 binucleated cell. The group of coronariography patients resulted in higher MN rate $5,1$ MN/500 BC vs $2,6$ for the rest of patients. Average equivalent uniform dose for the total group of patients was $6,5 \pm 2,6$ cGy, while for the coronariography group was $8,8 \pm 4,6$ cGy. In conclusion, interventional radiology procedures deliver significant doses to patients and the MN assay as biological dosimeter is a good tool to evaluate this range of doses.

Introducción:

La radiología intervencionista ha experimentado un continuo crecimiento en detrimento de técnicas quirúrgicas complicadas. Este tipo de exploraciones contribuyen en una proporción significativa a la dosis colectiva de la población por exposiciones médicas. Los procedimientos de radiología intervencionista son normalmente intervenciones terapéuticas y diagnósticas guiadas por fluoroscopia. Cuando estos procedimientos complejos se realizan varias veces sobre el mismo paciente, pueden ocasionar altos niveles de dosis de radiación debido a que requieren largos tiempos de fluoroscopia a la vez que alta calidad de imagen. Por estas razones, la evaluación dosimétrica en radiología intervencionista es un área de creciente interés.

En radiología intervencionista que conlleva largos tiempos de exposición y diferentes proyecciones y tamaños de campo, la dosimetría con dosímetros de termoluminiscencia no es un procedimiento adecuado para la estimación de dosis en superficie. Otros procedimientos como el empleo de cámaras de transmisión para la determinación del producto dosis-área son

más adecuados [1]. El factor de conversión para el cálculo de dosis a paciente a partir de dosis a la entrada es función de la calidad del haz potencial del tubo y las proyecciones anatómicas empleadas. Debido a la complejidad de los procedimientos intervencionistas usando fluoroscopia y radiografía bajo control automático de la exposición y tasa de exposición la determinación precisa de la dosis a paciente es difícil de realizar.

El ensayo de micronucleos (MN) en linfocitos de sangre periférica mediante bloqueo citocinético es un procedimiento bien establecido para la dosimetría biológica con radiaciones ionizantes [2]. El objetivo de este trabajo es el de determinar la dosis de radiación administrada mediante el ensayo de MN a pacientes sometidos a procedimientos de radiología intervencionista.

Material y método

Se estudian 15 pacientes a los que se ha sometido a exploraciones radiodiagnósticas complejas a los que se les extrae

una muestra de sangre previa y tras la exploración. En la tabla I se refleja las características de los pacientes y la exploración a la que fue sometida. Encima de cada paciente se colocaron dosímetros de termoluminiscencia durante toda la intervención.

A cada paciente se le extrajeron dos muestras de sangre: 1ª muestra obtenida al inicio de la exploración antes de realizar cualquier exploración radiológica y 2ª muestra obtenida in vivo al finalizar el procedimiento radiológico, directamente del paciente expuesto a la radiación y sometido a la inyección habitual de contraste radiológico intravascular. La dosimetría por TLD resultante será tomada como dosis piel de salida pues los TLD se colocaron sobre el paciente y el arco vascular tiene el tubo de RX debajo de la camilla del paciente.

Las muestras de sangre fueron cultivadas tal como describe Fenech y Morley 1986 [2]. El análisis microscópico se ha llevado a cabo por dos lectores independientes y ha consistido en la determinación de la frecuencia de aparición de MN en el citoplasma de 500 células binucleadas bloqueadas citocinéticamente (MN/500 CB). Se empleó microscopio óptico LABORLUX 12 (Leitz, Alemania) usando magnificación de 1000x.

El exceso de MN lo determinamos mediante inferencia bayesiana con el valor de fondo bien conocido. En nuestro trabajo al tomar una muestra de cada paciente previa a la terapia podemos asignar con precisión el valor de fondo de cada paciente.

Puesto que los procesos de radiología intervencionista son prolongados en el tiempo hacemos la suposición que la sangre está continuamente circulante y se irradia de un modo aproximadamente homogéneo. La dosis recibida por los linfocitos circulantes es determinada a partir de la curva dosis respuesta establecida previamente en nuestro laboratorio para la energía de RX de 120 kV. Esta dosis calculada es la dosis que irradiada homogéneamente produce en los linfocitos el mismo efecto.

Resultados y Discusión

En la tabla I se exponen los resultados de las dos muestras de sangre para los pacientes sometidos a las exploraciones diagnósticas.

Tabla I

| Paciente | Exploración | Expuesto a RX | | | | | Fondo | | |
|----------|---------------------------------------|---------------|------|------|------|-------|-------|-----|-------|
| | | Cel negativas | 1 MN | 2 MN | 3 MN | Total | 1MN | 2MN | Total |
| 1 | Arteriografía de miembro inferior | 497 | 3 | | | 3 | 3 | | 3 |
| 2 | Arteriografía de miembro inferior | 496 | 3 | 1 | | 5 | 3 | | 3 |
| 3 | Coronariografía | 489 | 10 | 2 | | 14 | 4 | | 4 |
| 4 | Arteriografía de troncos supraórticos | 497 | 3 | | | 3 | 4 | | 4 |
| 5 | Coronariografía | 496 | 4 | | | 4 | 3 | | 3 |
| 6 | Aortograma abdominal | 498 | 2 | | | 2 | 2 | | 2 |
| 7 | Coronariografía | 495 | 5 | | | 5 | 4 | | 4 |
| 8 | Angiografía iliofemoral | 496 | 4 | | | 4 | 3 | | 3 |
| 9 | Coronariografía. Hemodinámica | 494 | 5 | 1 | | 7 | 4 | | 4 |
| 10 | Arteriografía de miembro inferior | 496 | 2 | 1 | 1 | 7 | 5 | | 5 |
| 11 | Arteriografía de miembro inferior | 493 | 6 | 1 | | 8 | 4 | | 4 |
| 12 | Colangiografía transparieto-hepática | 493 | 5 | 2 | | 9 | 7 | 2 | 11 |
| 13 | Coronariografía | 495 | 4 | 1 | | 6 | 2 | | 2 |
| 14 | Coronariografía | 493 | 5 | 2 | | 9 | 3 | | 3 |
| 15 | Coronariografía | 490 | 7 | 1 | 2 | 15 | 5 | 1 | 7 |

La curva de exceso de MN inducidos por la radiación empleada es del tipo lineal-cuadrático con coeficientes $\alpha=0,0954 \text{ Gy}^{-1}$ y $\beta=0,1804 \text{ Gy}^{-2}$. La dosis se obtiene resolviendo la ecuación cuadrática a partir del exceso de MN (y)

$$D = \frac{-\alpha + \sqrt{\alpha^2 + 4 \cdot y \cdot \beta}}{2 \cdot \beta}$$

| Paciente | MN netos | Dosis, cGy | Dosis salida a TLD, mGy |
|----------|----------|------------|-------------------------|
| 1 | 1,6 | 3,2 | 0,58 |
| 2 | 2,6 | 5,0 | 0,38 |
| 3 | 10 | 16,1 | 17,32 |
| 4 | 1,5 | 3,0 | 4,24 |
| 5 | 2 | 3,9 | 6,45 |
| 6 | 1,3 | 2,6 | 4,77 |
| 7 | 2,2 | 4,3 | 4,28 |
| 8 | 2 | 3,9 | 1,21 |
| 9 | 3,5 | 6,5 | 9,45 |
| 10 | 3 | 5,7 | 0,53 |
| 11 | 4,3 | 7,8 | 1,51 |
| 12 | 2,2 | 4,3 | 4,19 |
| 13 | 4,1 | 7,5 | 4,66 |
| 14 | 6 | 10,5 | 4,53 |
| 15 | 8 | 13,4 | 3,73 |

El incremento medio de MN respecto del fondo es de $3,2 \pm 2,5$ MN/500 CB, con un intervalo entre 1,3 y 10 MN/500 CB. Para el subgrupo de coronariografías los MN inducidos fueron significativamente superior al resto de exploraciones $5,1$ vs $2,6$ MN/500 CB ($p<0,01$).

La dosis media total por inducción de MN es de $6,5 \pm 2,6$ cGy con intervalo entre 2,6 y 16 cGy.

Existe diferencia significativa entre las coronariografías y resto de exploraciones ($p<0,001$). Se realizaron 7 coronariografías con una dosis media estimada de $8,8 \pm 4,6$ cGy. De las 5 arteriografías de miembros inferiores su dosis media resultante fue de $4,9 \pm 2$ cGy. La dosis media obtenida con TLD, para todas las exploraciones, en la piel a la salida es de $4,5 \pm 4,3$ cGy. La correlación entre la dosis medida con TLD y determinada a través de inducción de MN se muestra en la figura I. No se observa una correlación definida entre ambos conjuntos de valores indicando que la dosimetría TLD sobre el paciente no es un buen estimador de la dosis integral recibida durante la intervención radiológica.

El valor de dosis obtenido con dosimetría de TLD refleja valores inferiores debido a que los dosímetros están situados a la salida del paciente, por lo que la atenuación del mismo producirá una reducción de dosis.

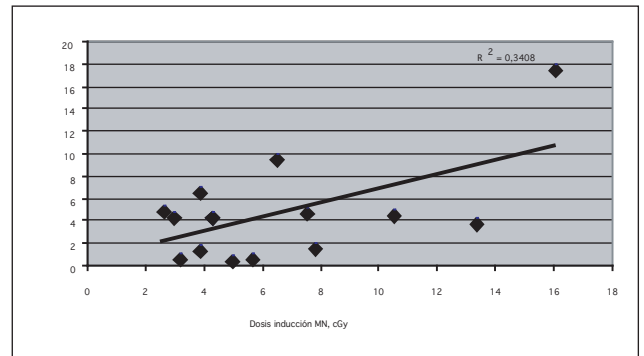


Figura I. Dosis determinada con MN vs dosis a la salida medida con TLD

Conclusiones

Los procedimientos de radiología intervencionista imparten dosis altas de radiación a los pacientes, varias veces superiores a los niveles de radiación natural.

De entre los procedimientos evaluados, las coronariografías administran mayor dosis de radiación que el resto.

El ensayo de MN es una técnica adecuada para la estimación del daño biológico y permite realizar una estimación de la dosis media impartida al individuo.

Bibliografía

- [1] Marshall N.W., Chapple C-L, Kotre C.J., Diagnostic reference levels in interventional radiology, *Phys. Med. Biol.* 45 (2000) 3822 a 3846
- [2] Fenech M., Morley A.A., Cytokinesis block micronucleus method in human lymphocytes: effect of in vivo ageing and low dose X-irradiation, *Mutat. Res.* 161 (1986) 193 a 298
- [3] Morder M., Verdrun F., Radiation exposure and radiation protection in interventional cardiology, *Kardiovaskuläre Medizin*, 8 (2005) 124 a 132
- [4] Ruiz-Cruces R., Perez-Martinez M, Martin-Palanca A., Flores A., Cristofol J., Martinez-Morillo M., Díez de los Ríos A., Patient Dose in Radiologically guided interventional vascular procedures: convencional versus digital systems, *Radiology* 205 (1997) 385 a 393

PROTECTIVE EFFECTS OF CARNOSIC ACID AGAINST CHROMOSOMAL DAMAGE INDUCED IN HUMAN LYMPHOCYTES BY RADIATION GAMMA

¹M. ALCARAZ, ¹C. ACEVEDO, ²V. VICENTE, ³J. CASTILLO, ³O. BENAVENTE-GARCÍA, ¹H. FERNÁNDEZ, ¹D. ARMERO, ⁴A. SERNA.

¹Radiology and Physical Medicine Department and ²Pathology Department. Faculty of Medicine. University of Murcia. ³Research and Development Department of Nutrafur-Furfural Español S.A. ⁴Radioprotection Department, C.S. Virgen de la Arrixaca. Murcia. Spain.

The protective effects of carnosic acid (CA), carnosol (COL) and rosmarinic acid (RO) against chromosomal damage induced by γ -ray, compared with those of the L-ascorbic acid (AA) and the S-containing compound dimethylsulphoxide (DMSO), were determined by use the micronucleus test for antimutagenic activity, evaluating the reduction in the frequency of micronuclei (MN) in cytokinesis-blocked cells of human lymphocytes before and after γ -ray irradiation. With treatment before γ -irradiation, the most effective compounds were, in order, $CA > RO = COL > AA > DMSO$. The radioprotective effects (antimutagenic) with treatment after γ -irradiation were lower, and the most effective compounds were CA and COL. RO and AA presented small protective activity, and the sulfur-containing compound DMSO lacked γ -ray radioprotection capacity. Therefore, CA and COL are the only compounds that showed a significant antimutagenic activity both before and after γ -irradiation treatments. These results are closely related to those reported by other authors on the antioxidant activity of the same compounds, and the degree of effectiveness depends of their structure. Furthermore, the results of different treatments before and after γ -irradiation suggest the existence of different protective mechanisms in each case.

INTRODUCTION

It is known that ionizing radiations such X and γ -rays generate reactive oxygen species (ROS) in organisms and induced cellular DNA damage, which leads to mutations and chromosomal aberrations^[1, 2]. Recently, scavenging ability of certain plant extracts containing several polyphenols, flavones, catechins and procyanidins against ROS and their inhibitory effects against X-ray and γ -ray induced cell transformation were reported, both in vivo and in vitro^[1-5].

At present, the micronucleus assay in human lymphocytes irradiated and treated with cytokinesis-block, as described by Fenech and Morley, is the most widely used test for analyzing the mutagenic capacity of chemical substances and physical agents^[6, 7].

The objective of the present work was to study of the protective effects (antimutagenic activity) of carnosic acid, against the chromosomal damage induced in human lymphocytes by γ -rays, using the micronucleus test.

MATERIALS AND METHODS

Heparinized samples of human peripheral blood were obtained from two healthy young non-smoking female donors. The rosemary phenolics used in this study, CA, COL and RO were dissolved in 5% aqueous DMSO at the ratio of 1 mg/ml, and AA was dissolved in 5% aqueous DMSO at the ratio of 2,5 mg/ml. For the before γ -irradiation treatments, 20 l of these solutions were added to 2 ml of human blood to obtain 25 M concentration and the samples were homogenized just before γ -irradiation. For the after γ -irradiation treatments, also 20 l of these solutions were added to 2 ml of irradiated human blood (25 M) and homogenized 15 min after γ -irradiation.

The blood samples were exposed to ¹³⁷Cs γ -rays with an Irradiator IBL 437 C (CIS, France) at dose of 2 Gy \pm 3%. The irradiation was performed at room temperature for 40 s with a dose rate of 5 cGy/s in the moment of the study. The γ -ray exposure was established by means of thermoluminescent

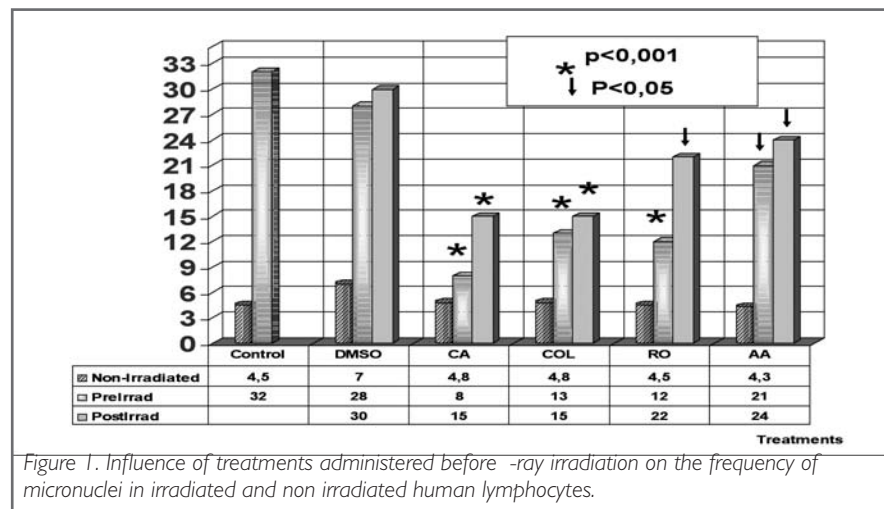
dosimeters (TLDs) (GR-200, Conqueror Electronics Technology Co. Ltd, China).

Culture technique. After -irradiation treatments, the micronucleus assay was carried out on human lymphocyte culture according to the method of Fenech and Morley. Whole blood (1ml) was cultured at 37 °C for 72 hours in 9 ml of F-10 medium (Sigma Co.), containing 15% fetal bovine serum (Sigma Co.), 1.6% phytohaemagglutinin (Sigma Co.), and 1% penicillin/streptomycin (Sigma Co.). Forty-four hours after initiation of lymphocyte culture, cytochalasin B (Cyt. B) (Sigma Co.) was added in concentration of 3 µg/ml. At 72 hours the lymphocytes were treated with hypotonic solution (KCL, 0.075 M) for 3 min and fixed using metanol/acetic acid (3:1). Air-dried preparations were made, and slides stained with May-Grunwald Giemsa.

Scoring of Micronuclei. The number of micronuclei (MN) in at least 500 cytokinesis-blocked cells (CB cells) was scored using a Zeiss light microscope (Oberkochem, Germany) with 400 X magnification for surveying the slides and 1000 X magnification to confirm the presence or absence of MN in the cells. **Statistical analysis.** The degree of dependence and correlation between variables was assessed using analysis of variance, complemented by a contrast of means using p value ($p < 0.05$). Quantitative means were compared by regression and lineal correlation analysis. Also, was assessed the magnitude of protection: magnitude of protection (%) = $[(F_{\text{control}} - F_{\text{treated}}) / F_{\text{control}}] \times 100$. (where F_{control} = frequency of MN in irradiated blood lymphocytes and F_{treated} = frequency of MN in blood lymphocytes treated before and after the -ray irradiation^[8]).

RESULTS

Figure 1 shows the influence of treatments before -ray irradiation on the frequency of micronuclei (MN) in



non-irradiated and irradiated human lymphocytes, which permits a comparison of the potential genotoxicity (non irradiated) of each compound versus its antimutagenic capacity (irradiated). In non irradiated human lymphocytes, all phenolic compounds show the same level of MN than control, whereas the sulfur-compound DMSO shows higher toxicity than the others. In irradiated human lymphocytes, the order of treatments, from lowest to highest level of MN generated after irradiation was: $CA < RO = COL < AA < DMSO$ ($p < 0,001$).

Figure 1 shows the influence of treatments after -ray irradiation on the frequencies of MN. The frequencies are higher than observed in the treatments before -ray irradiation. It is clear that only CA and COL show a significant antimutagenic activity ($p < 0,001$). RO and AA present a low degree of radioprotective activity, and the sulfur-containing compound DMSO lack of -ray protection capacity. The order of treatments, from lowest to highest level of MN induced by irradiation, was $CA = COL < RO < AA < DMSO$ ($p < 0,05$).

The protective effects and, consequently, the antimutagenic (or antigenotoxic) activity of the different compounds assayed (before and after -ray irradiation), were established according to the decrease in MN numbers according to the above equation^[8] (see Material and Methods), obtaining a percentage value that determines the degree of protection of each compound. Figure 2 shows the values of these protection capacities, the orders of efficacy being $CA > RO = COL > AA > DMSO$ for treatments before -ray irradiation and $CA = COL > RO > AA > DMSO$ for treatments after -ray irradiation.

DISCUSSION

In vivo, -rays cause a high generation of hydroxyl radicals, by homolytic cleavage of body water or endogenous hydrogen peroxide (formed by reduction of the superoxide anion) by

two mechanisms: the Haber-Weiss and Fenton models. The hydroxyl radical is the most cytotoxic of all those so far described, with an estimated half-life of 10-9s^[9, 10]. The high reactivity of this radical implies immediate reaction at the place where it is generated. When hydroxyl radical generation is massive, as with -irradiation, the cytotoxic effect is not only local but can propagate intracellularly and extracellularly, increasing the interaction of these radicals with phospholipoid structures and inducing peroxidation processes that increase the hydroxyl radical activity in DNA oxidative damage^[9, 11].

In these oxidative stress conditions, when even the endogenous antioxidant systems are defective or insufficient, exogenous agents with a strong radical scavenging capacity must be used. This capacity depends on high absolute reactivity against different radicals or the high stability of the intermediate aroxyl radical formed^[9]. In this study, CA, COL, RO, AA and the sulfur-containing compound DMSO were used as radioprotective agents. AA is considered to be one of the most powerful and least toxic natural antioxidant; it is water-soluble and is found in high concentrations in many tissues. On interaction with ROS, AA is oxidized to dehydroascorbate via the intermediate ascorbyl free radical and recycled back to ascorbic acid by the enzyme dehydro-ascorbate reductase. DMSO is a classic radical scavenger, with a high capacity for *in vitro* hydroxyl radical scavenging^[12,13]. However, when applied in radioprotective doses, in the absence of any subsequent irradiation, is highly toxic in animals^[14-16].

The results obtained concerning radioprotective effects (antimutagenic activity) of the different phenolics of *R. officinalis* in our study were closely related to those reported by other authors on the antioxidant activity of the same compounds^[17]. Obviously, the degree of effectiveness depends on their structure. It is known that the capacity to inhibit hydroxyl radical is principally based on the combination of conjugate structures in the polyphenolic skeletons, mainly the o-dihydroxy-phenol or catechol structure and also the presence of carboxylic group. This greater activity of these compounds is also due to the stability of the polyphenolic radical generated in the process^[9].

REFERENCES

- [1]. Riley, P.A.: Free radicals in biology: oxidative stress and the effects of ionizing radiation. *Int. Journal Radiation Biology*. 1994, 65, 27-33.
- [2]. Shimoi, K.; Masuda, S.; Shen, B.; Furugori, M.; Kinae, N. Radioprotective effects of antioxidative plant flavonoids in mice. *Mutation Res*. 1996, 350, 153-161.
- [3]. Castillo, J.; Benavente-García, O.; Lorente, J.; Alcaraz, M.; Redondo, A.; Ortuño, A.; Del Rio, J.A. Antioxidant activity and radioprotective effects against chromosomal damage induced in vivo by X-rays of flavan-3-ols (procyanidins) from grape seeds (*Vitis vinifera*): Comparative study versus other phenolic and organic compounds. *J. Agric. Food Chem*. 2000, 48, 1738-1745.
- [4]. Castillo, J.; Benavente-García, O.; Del Baño, M.J.; Lorente, J.; Alcaraz, M.; Dato, M.J. Radioprotective effects against chromosomal damage induced in human lymphocytes by -rays as a function of polymerization grade of grape seed extracts. *J. Med. Food*. 2001, 4, 117-123.
- [5]. Benavente-García, O.; Castillo, J.; Lorente, J.; Alcaraz, M. Radioprotective effects in vivo of phenolics extracted from *Olea europaea* L. against X-ray-induced chromosomal damage. Comparative study versus several flavonoids and sulphur-containing compounds. *J. Med. Food*. 2002, 5, 125-135.
- [6]. Fenech, M. The cytokinesis-block micronucleous technique: a detailed description of the method and its application to genotoxicity studies in human populations. *Mutation Res*. 1993, 285, 35-44.
- [7]. Fenech, M.; Morley, A.A. Measurement of micronuclei in lymphocytes. *Mutation Res*. 1985, 147, 29-36.
- [8]. Sarma, L.; Kesavan, P.C. Protective effects of vitamin C and E against -ray-induced chromosomal damage in mouse. *Int. J. Radiat. Biol*. 1993, 63, 759-764.
- [9]. Benavente-García, O.; Castillo, J.; Marín, F.R.; Ortuño, A.; Del Rio, J.A. Uses and Properties of *Citrus* Flavonoids. *J. Agric. Food Chem*. 1997, 45, 4505-4515.
- [10]. Diplock, A.T.; Charleux, J.L.; Crozier-Willi, G.; Kok, F.J.; Rice-Evans, M.; Roberfroid, M.; Stahl, W.; Vin a-Ribes, J. Functional food science and defense against reactive oxidative species. *British J. Nutrition* 1998, 81, 79-98.
- [11]. Sáez-Tormo, G.; Oliva, M.R.; Muñoz, P.; Valls, V.; Iradi, A.; Ramos, M.; Climent, J. Oxidative stress and genetic damage. In *Health and Orange* (Fundación Valenciana de Estudios Avanzados, ed.) Valencia, Spain, 1994, pp. 51-60.
- [12]. Cillard, J.; Cillard, P.). Composés phénoliques et radicaux libres. *S.T.P. Pharma*. 1988, 4, 592-596.
- [13]. Darmon, N.; Ferrandiz, V.; Canal, M.T.; Mitlavilla, S. Activite antiradicallaire de flavonoides vis-à-vis de l'anion superoxide et du radical hydroxyle. *Liaison-Gruppe Polyphenols Bull*. 1990, 15, 158-162.
- [14]. Murray, D.; VanAnkeren, S.C.; Milas, H.; Meyn, R.E. Radioprotective action of amino thiols in vivo and in vitro: comparison between effects on DNA damage and cell survival. *Pharmacol. Ther*. 1988, 39, 151-153.
- [15]. Weiss, J.F.; Kumar, K.S.; Walden, T.H.; Walden, R.; Landaver, M.R.; Clarck, E.P. Advances in radioprotection through the use of combined agent regimens. *Int. J. Radiat. Biol*. 1990, 57, 709-722.
- [16]. Mazur, H. Induction of micronucleated erythrocytes by MEA, AET, WR-2721 and X-rays. *Mutation Res*. 1995, 334, 317-322.
- [17]. Aruoma, O.I.; Halliwell, B.; Aeschbach, R.; Loligers, J. Antioxidant and pro-oxidant properties of active rosemary constituents: Carnosol and carnosic acid. *Xenobiotica*. 1992, 22, 257268.

ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO DE LOS RADICALES LIBRES EN LA RADIOLISIS DE LA SANGRE POR EPR PARA DOSIMETRÍA BIOLÓGICA EN PACIENTES

MENDOZA O, O. A. ALMANZA, M, M. C. PLAZAS

Departamento de Física, Universidad Nacional de Colombia sede Bogotá

In this work is analyzed the biological dosimetry of the free radicals produced by ionizing radiations in human blood obtained by EPR and the biological behavior of samples IN - Vitro, with Rh: O+, in tubes with EDTA (Acid Etilen Diamino Tetracético) the samples was extracted of the main investigator, these samples were radiated with gammas of ^{60}Co of a Theratron 780 between plates of PMMA to a depth of $Z_{\text{máx}}$ of 0.5cm and between doses 1 to 25Gy. In these results the behaviors of signal the free radicals presented a increasing a their intensity depending on applied dose, of equal way are results of the biologic dosimetry displayed in sanguineous populations like White Globules, Red, Platelets etc, to being compared with Resonance Paramagnetic Electronic (EPR). The results show changes in sanguineous populations in high doses ($D > 10\text{Gy}$) in the case of lymphocytes, granulocitos, monocitos, plaquetas, hemoglobina, hematocrite with change similarly in medium and low doses ($D < 10\text{Gy}$) in linfocites, platelets, granulocites, monocites and the hematocrite. A sanguineous sample without radiating analyzes by EPR giving the presence of signals with values of $g = 2.13$ and $2,41$ in blood. For the first certain value of g authors have associated it to free radicals like: globin ($\text{Fe (IV)}=0$) or Cu^{2+} incorporated to the ceruplasmin molecule.

1. INTRODUCCIÓN.

La dosimetría biológica se aplica en la evaluación médica de pacientes en un centro oncológico cuando se es requerido y en personas involucradas en incidentes o accidentes radiológicos con el fin de evaluar los posibles efectos biológicos por las dosis recibidas. Además contribuye al esclarecimiento de incidentes y accidentes cuando existen dudas respecto a los sistemas de la dosimetría física conocidos. La determinación de la dosis recibida no es demasiado fácil, y por tanto se deben buscar métodos alternativos como la dosimetría por EPR. Algunos elementos de transición, como el hierro, cobre, manganeso etc, se encuentran presentes en las moléculas de la sangre. Para la identificación de hierro y demás elementos paramagnéticos, en sus diferentes estados de oxidación, presentes en los fluidos sanguíneos se realiza por EPR [1]. Este trabajo muestra los resultados obtenidos en sangre sin irradiar e irradiada por EPR en dosis de 1-25Gy con la finalidad de analizar la señal característica de los radicales libres ocasionados y realizando el

conteo de poblaciones sanguíneas en el laboratorio clínico. La sangre fue tomada directamente de las venas del investigador principal.

2. ASPECTOS TEÓRICOS.

2.1 RESONANCIA PARAMAGNEICA ELECTRÓNICA

Las aplicaciones de la espectroscopia de Resonancia Paramagnética Electrónica son muy numerosas y se extienden a diversos campos de investigación de la Química, Física, Biología, Geología y Medicina[2]. Por su carácter no destructivo y su alta versatilidad es el complemento ideal de otros métodos de análisis, permitiendo obtener valiosa información estructural y dinámica. En resonancia magnética electrónica se mide el campo al cual ocurre la resonancia H_r y la frecuencia ν utilizada para irradiar la muestra. La condición de resonancia está dada por la ecuación:

$$\Delta E = h\nu = g_e \cdot \beta \cdot H_r \quad (1)$$

Donde β es el magnetón de Bohr, h la constante de Planck y g_e el factor de Landé característico de la muestra y debe determinarse experimentalmente. Considerando la ecuación (1) puede deducirse la variación de éste con respecto a la del ión libre. Para radicales orgánicos libres las desviaciones son pequeñas, normalmente menores que 1%, pero para sistemas que contienen átomos mas pesados, como por ejemplo los complejos de metales de transición las variaciones pueden ser mucho mayores.

2.2 DOSIMETRÍA BIOLÓGICA

La dosimetría biológica mediante algunas técnicas citogénéticas consiste en realizar estimaciones de dosis por exposición a radiaciones ionizantes ya sea por conteo de aberraciones cromosómicas o el conteo de poblaciones sanguíneas. Dichas técnicas se emplean en pacientes cuando se ha diagnosticado desde el análisis las alteraciones que ocurren en las células de la sangre y se deben suplir en ciertos casos los componentes necesarios o faltantes.

3. ASPECTOS EXPERIMENTALES.

Los espectros de EPR fueron tomados en un espectrómetro Bruker ESP-300, banda X, operando en modo continuo a una frecuencia de microondas de 9.44 GHz, frecuencia de modulación 100 KHz., amplitud de modulación 1 Gauss y constante de tiempo de 163.8 ms. La dosis de radiación suministrada a las muestras fue de 1 - 25 Gy y se hizo con una fuente de rayos gamma de ^{60}Co (Theratron - 800, A0 \approx 9000Ci). Para la irradiación se colocó la muestra entre placas de PMMA de densidad 1.16g/cm³ de 1cm de espesor, a una distancia fuente - superficie (SSD) igual a 80cm y a 0.5cm de profundidad, para garantizar la calidad del haz en cuanto a la dosis aplicada. Se analizó por EPR en comienzo sangre sin irradiar.

4. RESULTADOS OBTENIDOS

La figura 1 muestra el espectro de las muestras de sangre analizadas por EPR a 120°K. [3], se puede observar que los espectros son mas definidos al aumentar la dosis. El espectro de sangre normal sin irradiar (0Gy) se observa un pequeño pico con $g = 2.05$ ha sido asociado por algunos autores a la componente perpendicular de la señal anisotrópica de iones de Cu^{2+} incorporado a ceruloplasmina o asociado a la molécula de superóxido dismutasa [3,5]. La ceruloplasmin o ceruloplasmina es una proteína transportadora de cobre y de hierro, ella también cumple una función antioxidante. La pequeña señal en $g \approx 2.005$ es debida a radicales libres como globina: ($\text{Fe}(\text{IV})=0$)

y metahemoglobina purificada con H_2O_2 [5]. De igual manera en $g=2,1$ puede ser debido a iones de Fe^{3+} en granos de ferritina. Las muestras irradiadas desde 1Gy se observa cambios en $g=2,016$, $g=1,98$ y a diferencia del espectro anterior la señal de radicales libres en $g \approx 2.005$ es perceptible pero con un leve corrimiento a la derecha observándose un desdoblamiento de señal en los siguientes espectros (5-25Gy) a partir de 3323G, con un $\Delta H=55\text{G}$ promedio sobre la señal de radicales libres.

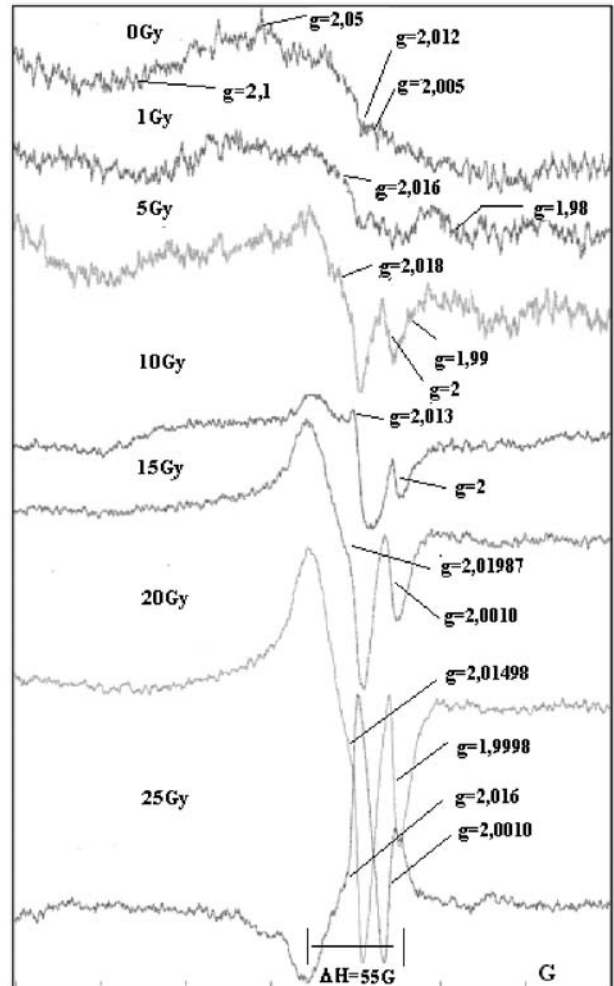


Fig.1. Superposición de señales EPR de sangre y plasma sanguíneo. Muestras donadas por el investigador principal, congeladas en nitrógeno líquido tras la donación.

De estos resultados los espectros de 1-25Gy presentan un cambio en cuanto a la amplitud de la señal y su intensidad, lo cual nos lleva a establecer que el aumento de radicales libres es proporcional a la dosis suministrada. El ancho de campo analizado fue de $\Delta H=55\text{G}$ y $g \approx 2-2,05-2,005$ en radicales libres.

| | INTENSIDAD DE LA SEÑAL | | | |
|----------------|------------------------|---------------|---------------|---------------|
| | Pico 1 arriba | Pico 1 a bajo | Pico 2 arriba | Pico 2 a bajo |
| B(G) Analizado | 3321,964 | 3354,352 | 3369,534 | 3375,939 |
| Dosis (Gy) | | | | |
| 25 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 20 | 0,257 | 0,399 | -9,596 | 0,26 |
| 15 | 0,38 | 0,646 | -1,64 | 0,373 |
| 10 | 0,8 | 1,179 | -0,912 | 0,659 |
| 5 | 0,868 | 1,806 | -0,398 | 0,988 |
| 1 | 2,288 | 5,263 | -0,537 | 1,749 |

Tabla 1. Relación de intensidad de la señal obtenida en el EPR normalizadas a 25Gy. Se observa claramente la diferencia de estas con la dosis suministrada a las muestras.

En la tabla 1 se puede apreciar los resultados comparativos de intensidad de las señales obtenidas, de esto se observa claramente la diferencia de las muestras irradiadas relativas y normalizadas a la dosis mas alta (25Gy). Aun cuando existe en el segundo pico de la señal un una alteración en su comportamiento lineal en 10Gy, esto posiblemente tiene un comportamiento similar en esta dosis asociado con el cambio poblacional de los elementos constitutivos de la sangre como en linfocitos, granulocitos, monocitos, el hematocrito, como se puede observar en la figura 2.

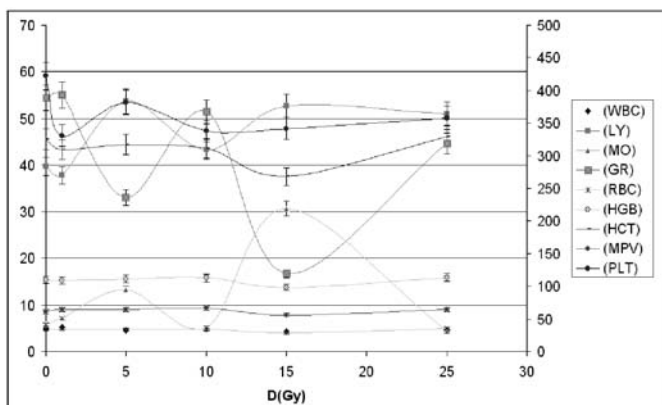


Fig.2. Comportamiento en función de la dosis de: WBC= glóbulos blancos, LY= linfocitos, MO= monocitos, GR= granulocitos, RBC= glóbulos rojos, HGB= hemoglobina, HCT= hematocrito, MPV= volumen plaquetar medio, en las muestras IN-VITRO de sangre irradiadas, 0-25Gy.

En la figura 2 se muestran los resultados del comportamiento poblacional sanguíneo de la dosimetría biológica correspondiente hecha en laboratorio Clínico[6]. Se puede apreciar el incremento de los monocitos (MO), linfocitos (LY) desde 1Gy hasta 15Gy y luego decaen en dosis muy altas ($D > 15Gy$), otros cambios se dan en granulocitos (GR), plaquetas (PLT), la hemoglobina (HGB) y el hematocrito (HCT) donde se presentan fluctuaciones en dosis de 1-5Gy y en dosis superiores

tienden a disminuir su estado poblacional. En los glóbulos rojos (RBC), volumen plaquetar medio (MPV) y la hemoglobina (HGB) son relativamente estables aunque disminuyen levemente con la dosis, esta disminución seguramente sería notoria en dosis superiores, así en su conjunto las poblaciones de glóbulos Blancos disminuyen al aumentar la dosis a las muestras.

5. CONCLUSIONES

Los centros paramagnéticos observados por EPR en muestras sanguíneas relativas a la presencia de radicales libres por radiaciones ionizantes es proporcional a la amplitud e intensidad de la señal obtenida por EPR. Desarrollar un control oportuno sobre pacientes sometido a un tratamiento en radioterapia o en un accidente radiactivo debe llevarse a cabo con todos los métodos científicos posibles en dosimetría biológica para disminuir el posible incremento de un proceso estocástico debido a los radicales libres. Gracias a la EPR se puede ofrecer otra forma de análisis biológico y dosimétrico en Protección Radiológica para diagnóstico en el paciente en radioterapia, medicina nuclear, radiodiagnóstico y demás áreas afines.

6. REFERENCIAS

- [1] A. Slawska-Waniewska, E. Mosiniewicz-Szablewskaa, N. Nedelko, J. Galazka-Friedman, A. Friedman. Journal of Magnetism and Magnetic Materials, Volumes 272-276, Part 3, May 2004, Pages 2417-2419
- [2] G. Rubio I. Conferencia. Aplicaciones biológicas del EPR. Laboratorio de química física de la escuela técnica superior federal (eth) de Zürich. Suiza. 2004.
- [3] I. Mendoza O, O. A. Almanza M, M.C. Plazas D, Comportamiento de los radicales libres en la radiólisis de la sangre por EPR. Revista colombiana de física, vol. 38, no. 1, pp. 325-328, 2006.
- [4] T. Rojo A. Principios básicos de la espectroscopia de Resonancia Paramagnética Electrónica. Departamento de química inorgánica. Facultad de ciencia y tecnología universidad del país vasco (upv/ehu). Apdo. 644 e-48080 Bilbao.
- [5] Dimitri A. Svistunenko, Rakesh P. Patel, Sergey V. Voloshchenko, and Michael T. Wilson. he Globin-based Free Radical of Ferryl Hemoglobin Is Detected in Normal Human Blood. the journal of biological chemistry Vol. 272, No. 11, Issue of March 14, pp. 7114-7121, 1997.
- [6] IAEA. Biological effects of ionizing radiation on tissues, organs and systems. Module VIII-b.15

Área 2 Radiodiagnóstico en general (RG)

DETERMINACIÓN DE NIVELES ORIENTATIVOS PARA TORÁX (PA), COLUMNA LUMBOSACRA (AP Y LAT) Y MAMOGRAFÍA (CC Y MLO) PARA AMÉRICA LATINA

¹P. MORA, ²R. RAMÍREZ, ³D. E. BLANCO, ⁴T. A. BENAVENTE, ⁵PEDRO ORTIZ LOPEZ, ⁶C. A. GIANNONE, ⁷J. T. GHERGO, ⁸F. MECCA, ⁹S. KODLULOVICH, ¹⁰A. RAMIREZ, ¹¹J. A. ANSELMO PUERTA, ¹²L. FONSECA, ¹³J. CARDENAS, ¹⁴ALINA MARTINEZ, ¹⁵F. J. ZORIN, ¹⁶N. ROAS, ¹⁷F. GARCÍA, ¹⁸M. E. CALDEIRA, ¹⁹G. SALAZAR

¹Centro de Investigación en Ciencias Atómicas, Nucleares y Moleculares, Universidad de Costa Rica, Costa Rica. ²Secretaría de Salud, Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios, México. ³Centro de Investigaciones Nucleares, Montevideo, Uruguay. ⁴Instituto Peruano de Energía Nuclear, Perú. ⁵Organismo Internacional de Energía Atómica. ⁶Comisión Nacional de Energía Atómica, Argentina. ⁷Hospital de Clínicas "José de San Martín", Argentina. ⁸Instituto Nacional de Cáncer, Río de Janeiro, Brasil. ⁹Comisión Nacional de Energía Nuclear, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, Brasil. ¹⁰Hospital Clínico "José Joaquín Aguirre" Universidad de Chile, Santiago, Chile. ¹¹Universidad Nacional de Colombia (Medellín), Colombia. ¹²Hospital Max Peralta, Costa Rica. ¹³Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones, Cuba. ¹⁴Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones, Cuba. ¹⁵Secretaría de Salud, Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios, México. ¹⁶Laboratorio de Física de Radiaciones y Metrología, Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua, Nicaragua. ¹⁷Centro de Investigaciones Nucleares, Montevideo, Uruguay. ¹⁸Dirección General de Energía Atómica, Caracas, Venezuela. ¹⁹Hospital Universitario de Caracas, Venezuela.

Under the auspices of the ARCAL Technical Cooperation Program of the IAEA, 11 countries in Latin America (Argentina, Brazil, Chile, Colombia, Costa Rica, Cuba, México, Nicaragua, Peru, Uruguay and Venezuela) motivated by the necessity to optimize the doses in diagnostic procedures, started the first regional pilot study to determine the guidance dose levels for chest (PA), lumbar spine (AP and LAT) and mammography (CC and MLO) procedures. A total of 33 hospitals participated with 54 diagnostic X-ray equipments and 18 mammography units. The entrance kerma and mean glandular doses were obtained through the output of the X-rays. A TLD intercomparison was carried out as a means to do quality control of all the process. A total of 2129 doses were estimated with the information of each patient (kVp, mAs, distance, etc.). Parallel to this, the image quality of the studies was evaluated using the criteria established by the European Community. The values of the entrance kerma and mean glandular doses for the 75% percentile are in general very compatible with the ones in Schedule III of the NBS. Although this study did not allow the establishment of guidance levels for the region, it did lay the foundations for optimization processes and the necessity of making better efforts that will improve medical practices.

I. Introducción

El Proyecto ARCAL LXXV [1], nace del interés de los Gobiernos de las Naciones de América Latina promovido por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y apoyado por la Organización Panamericana de la Salud (OPS) para fomentar las prácticas que señalan las Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra las Radiaciones Ionizantes y la Seguridad de las Fuentes para ase-

gurar que las exposiciones de pacientes sean las mínimas necesarias para lograr el objetivo diagnóstico. La determinación de niveles orientativos se vuelve entonces una necesidad porque representa la guía más importante para optimizar las dosis en estudios de radiodiagnóstico, apoyado esto por la mejora continua de la calidad de las imágenes. [2]

El Proyecto dio inicio en el 2004, con la participación de los siguientes países: Argentina, Brasil, Chile, Colombia, Costa Rica, Cuba, México, Nicaragua, Perú, Uruguay y Venezuela.

Para la realización de las actividades se solicitó a cada país que tanto un físico médico como un médico radiólogo estuvieran coordinando las acciones a lo interno de cada país.

El Plan de actividades aprobado por el OIEA y los Coordinadores Nacionales, implicaba 12 actividades para el año 2004 dirigidas principalmente a la difusión del proyecto, el suministro del equipamiento y la calibración del disponible, la elaboración de procedimientos y formatos aplicables a los Países de la región, una primera fase de entrenamiento y visitas científicas para apoyar a los Países que iniciaban con esta experiencia y cuyo objetivo fue homologarlos con el resto, y finalmente, una primera evaluación de dosis y calidad de imagen para equipos convencionales. Para el 2005 se programaron 10 actividades, básicamente dirigidas a capacitación, estimación de dosis y evaluación de las imágenes clínicas en mamografía, intervención y tomografía, así como al análisis de resultados, estudio y conclusión del Proyecto.

El presupuesto aprobado por el OIEA para este proyecto fue un total de \$ 241,780.⁰⁰ para los años 2004 y 2005. Por su parte, cada País aportaría el presupuesto necesario para llevar a cabo las actividades programadas en forma local.

II. Metodología

Para la realización de este proyecto se realizaron las siguientes etapas:

1. Análisis y definición de estudios a evaluar. Los países decidieron realizar los siguientes estudios de radiología convencional: Tórax AP, Columna lumbosacra (AP y lateral) y Mamografía (CC y MLO).

2. Definición de paciente tipo para efectos del estudio. Para los estudios de tórax y columna se definió: pacientes adultos, hombres y mujeres entre 1,65 y 1,75 de estatura y entre 65 y 75 kg de peso. A efecto de tener una muestra suficiente, algunos países ampliaron el rango de estatura y peso. En el caso de mamografía, las condiciones de selección fueron que las mamas estuvieran dentro del espesor "normal" (entre 50 y 60 mm) y que la radiografía sugiriera que la glandularidad del 50% aproximadamente. La decisión final de cumplimiento de estos criterios correspondió al médico radiólogo.

3. Determinación de la muestra. La muestra de pacientes fue de al menos 10 por sala y tipo de examen. En total, participaron en el estudio 33 Hospitales para un total de 72 equipos de radiodiagnóstico de la región, el 74% correspondieron a radiología convencional, mientras que el 26% a mamografía.

4. Caracterización de rendimiento de equipos de radiología. Se determinó el rendimiento (mGy/mAs) de 10 en 10 kVp a la distancia de referencia, d_{ref} , y ajustando a estos valores una función potencial aU^b . Según los procedimientos establecidos. [3] Para lograr uniformidad en la metodología, se elaboró una hoja de Excel con los cálculos necesarios para caracterizar la curva del rendimiento y posteriormente estimar, de manera au-

tomática, el kerma en la superficie de entrada o bien la dosis glandular promedio.

5. Estimación del Kerma en aire en la superficie de entrada y dosis glandular promedio. La estimación del kerma en aire en la superficie de entrada, K_e incluyó la retrodispersión y se obtuvo a partir del rendimiento del tubo. [4]

6. Estimación de dosis en pacientes. Para cada paciente se recopiló la información necesaria (kVp, mAs, distancia, etc.) que poder estimar las dosis. Se realizó un total de 2,129 estimaciones de dosis según se indica en la Tabla N° 1.

| País | Tórax PA | Columna PA | Columna LAT | Mamografía CC | Mamografía MLO |
|------------|----------|------------|-------------|---------------|----------------|
| Argentina | 52 | 10 | 10 | - | - |
| Brasil | 88 | - | - | 53 | 53 |
| Chile | 150 | 119 | 119 | 11 | 14 |
| Colombia | 33 | 10 | 3 | 28 | 28 |
| Costa Rica | 79 | 43 | 43 | 121 | 105 |
| Cuba | 65 | 43 | 43 | 67 | 202 |
| México | 46 | 40 | 11 | - | - |
| Nicaragua | 30 | 20 | 20 | 40 | 40 |
| Perú | 76 | 5 | 5 | 20 | 20 |
| Uruguay | 36 | 20 | 16 | 20 | 20 |
| Venezuela | 19 | 5 | - | 14 | 14 |
| TOTAL | 674 | 315 | 270 | 374 | 496 |

Tabla N° 1: Número de pacientes por estudio y por país

7. Evaluación de la calidad de imagen. A todo paciente que se le evaluó la dosis paralelamente el médico radiólogo evaluó la calidad de la imagen radiológica utilizando los criterios de evaluación de la Comunidad Europea. [5]

8. Ejercicio con dosimetría termoluminiscente para controlar la calidad en la determinación de K_e . Habiéndose determinado que la estimación de las dosis se evaluaría a partir de la medición del rendimiento, método que evidentemente entraña incertidumbres, se determinó llevar a cabo un proceso de control de calidad de las mediciones y sus cálculos, a través del uso de un número limitado de TLDs que se expondrían directamente sobre unos pacientes y comparando la medida de los TLDs con los valores calculados. Estos TLDs fueron calibrados en Perú y enviados a todos los Países por mensajería postal y retornados a Perú para su lectura por el mismo medio. Durante el proceso de caracterización y calibración, el Laboratorio del IPEN contó con el soporte técnico de un experto designado por el OIEA.

III. Resultados

Evaluación de las dosis de radiación.

Se puede observar de la Tabla N.º 2 que los valores del cuartil 75% son en general, bastante compatibles con las de la Adenda III de las NBS, las principales variaciones se deben a: 1) para el tórax PA, no todos los centros utilizaron técnicas de alto kVp 2) variación en la sensibilidad de las pantallas utili-

| Tip o de Examen | Nivel de Referencia a baja sensibilidad (mGy) | Nivel de Referencia a alta sensibilidad (mGy) | Mínimo | Media | Máximo | Cuart il 25 % | Cuart il 50 % | Cuart il 75 % | Máximo/ Mínimo |
|-----------------|---|---|--------|-------|--------|---------------|---------------|---------------|----------------|
| Tórax PA | 0.3 | 0.10 -0.15 | 0.01 | 0.34 | 2.14 | 0.11 | 0.28 | 0.58 | 214.0 |
| Columna AP | 10 | 3.33 -5.0 | 0.45 | 4.13 | 21.91 | 1.51 | 2.89 | 6.96 | 48.4 |
| Columna LAT | 30 | 10 -15 | 0.65 | 7.64 | 42.22 | 3.22 | 6.32 | 9.29 | 65.0 |
| Mama CC | 3 con rejilla | 1 sin rejilla | 0.38 | 2.14 | 6.56 | 1.01 | 2.08 | 2.91 | 17.3 |
| Mama MLO | - | | 0.42 | 2.57 | 8.77 | 1.72 | 2.42 | 3.94 | 20.9 |

Tabla N.º 2: Resultados globales para América Latina de kerma en superficie de entrada para estudios de radiología convencional y dosis glandular promedio para mamografía.

zadas y 3) el valor de 9,29 para Columna LAT está muy por debajo de las NBS (30mGy). Todas las exposiciones de mama fueron con rejilla y el valor 2,91 es muy próximo a los 3 mGy de las NBS. Se obtuvieron las incertidumbres globales de todo el proceso, combinando en cuadratura las incertidumbres de cada uno de los pasos. Dichas incertidumbres resultaron ser del orden del 20%, requiriéndose algo más en el caso de generadores antiguos y pudiéndose reducir hasta un 15% en el caso de los mamógrafos.

Evaluación de los criterios de calidad de las imágenes.

Tanto para los estudios de Tórax PA como las Columnas AP y LAT, se encuentra que el porcentaje de cumplimiento de los criterios de calidad que evalúan el correcto posicionamiento del paciente es de alrededor al 60%, así mismo se evidenció la necesidad de revisar los factores de exposición utilizados en varios países.

Para las mamografías CC se encuentra que los criterios que evalúan el tejido mamario, la simetría, la grasa y la piel tienen un porcentaje de cumplimiento mayor al 80% para la región; sin embargo, los criterios que evalúan el músculo tuvieron un porcentaje de cumplimiento menor al 60%. Para las mamografías MLO todos los criterios tuvieron porcentajes de cumplimiento casi al 100%, excepto para aquellos que evaluaban la posición y el músculo mamario (cumplimiento del 80%).

IV. Conclusiones

Para la mayoría de los Países participantes, el proyecto representó la primera experiencia de medición de dosis a pacientes a nivel de muestra representativa.

A través del trabajo conjunto de los países, ha sido desarrollado un estudio que permite tener los primeros resultados preliminares de las dosis a pacientes en estudios convencionales y mamografía, que si bien no representan por si mismos niveles orientativos para la región, si sienta las bases para la optimización en los Hospitales participantes y la consecuente difusión que despierte el interés masivo para mejorar las practicas.

Se presentaron problemas para encontrar pacientes “ideales” en términos de las características señaladas. Se propuso ampliar los rangos de peso y estatura, para que estos representen mejor la realidad de la región, y para que estos ejercicios se puedan realizar con mucho menor esfuerzo y se puedan hacer controles con mayor frecuencia

Se capacitó por País a un representante médico y físico en las técnicas de medición de dosis y evaluación de la calidad de imagen y estos, a su vez, difundieron el conocimiento entre los médicos y técnicos de los Hospitales participantes.

Se ha generado una metodología de trabajo, con sus hojas de toma de datos y cálculos, los cuales, junto con los resultados, se encontrarán a disposición no solamente de otras instituciones de los Países participantes sino también para los demás Países de la región. Ello permitirá enriquecer el conocimiento de la protección radiológica en radiología y facilitará la ejecución de nuevos proyectos regionales.

Existe un compromiso de los Países para continuar trabajando en aras de mejorar de manera continua el proceso de optimización de la práctica médica en los servicios participantes y para el año 2006 se continúan realizando actividades en conjunto, sin el apoyo económico del OIEA.

Agradecimiento Se agradece al OIEA el apoyo recibido para la ejecución de este trabajo regional y al Oficial Técnico del OIEA, Dr. Pedro Ortiz López, por su disposi-

ción, incondicional apoyo y profesionalismo en el desarrollo del Proyecto.

Referencias

- [1] ARCAL, Informe de Reunión Final de Coordinadores, Proyecto ARCAL LXXV: Determinación de Niveles orientativos para radiología convencional e intervencionismo, Managua, Nicaragua, 14-18 de noviembre del 2005.
- [2] OIEA, Normas Básicas Internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, N.º 115, Viena (1997) 366 págs.
- [3] SEFM, Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, Sociedad Española de Protección Radiológica, Madrid (2002) 164 págs.
- [4] OIEA, Applying Radiation Safety Standards to Diagnostic and Interventional Procedures using X Rays, Safety Report, N.º 39. OIEA, Viena (2006).
- [5] European Commission, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, Brussels (1996).

Área 2 Radiodiagnóstico en general (RG)

DOSIS A PACIENTES EN EXPLORACIONES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CARDÍACA

¹A. VICEDO, ¹I. SANTA-OLALLA, ¹E. CORREDOIRA, ²J. GUTIÉRREZ,
²G. REY, ¹M. TÉLLEZ

¹ Servicio de Radioprotección y Radiofísica. Hospital Universitario La Paz. Madrid

² Servicio de Física Médica y Protección Radiológica .Hospital Ruber Internacional. Madrid.

Introduction: Cardiac Multislice Computed Tomography (MSCT) is mainly used for the quantification of coronary artery calcification and for minimally invasive coronary angiography. Many physicians are not aware of the radiation doses delivered to the patient in these exams.

Objective: The aim of this study is to evaluate and compare the radiation doses that are delivered to the patient during specific cardiac MSCT examinations in two different hospitals in Madrid. The volume computed tomographic dose index (CTDI_{vol}), the dose length product (DLP), and the effective dose (E) are the most useful parameters to describe and compare radiation doses received from cardiac MSCT examinations.

Material and Methods: To calculate effective doses the spreadsheet developed by ImPACT was used. Computed tomography dose index (CTDI_{in}) in air was measured with an ionization chamber model 20x5-3CT and dose-length product (DLP) values were obtained from the scanner console for each examination.

Results and conclusions: Effective dose values of 18,2 mSv and 24 mSv for coronary angiography were found in the two hospitals. The difference in dose is mainly due to the different mode of acquisition in the applied protocols rather than to the type of scanner used.

INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) ha sido una herramienta de incalculable valor diagnóstico desde su introducción en el año 1.972. Todavía hoy se incrementa su utilización y se amplían sus aplicaciones gracias a los continuos estudios que han llevado al desarrollo y comercialización de los escáneres multi-corte (MSCT).

Con las últimas generaciones de MSCT (escáneres de más de 16 cortes) es posible obtener imágenes del corazón y de las arterias coronarias sin artefactos de movimiento debidos a la respiración, lo cual permite que aplicaciones como la Angiografía Coronaria (AC) no invasiva se realicen hoy en día de manera rutinaria.

El objetivo de este trabajo es valorar y comparar las dosis efectivas recibidas por los pacientes sometidos a exploraciones de CT cardíacas y los protocolos aplicados en dos centros de la Comunidad de Madrid.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han tomado datos de exploraciones de CT cardíacas realizadas en el hospital Universitario de La Paz (HULP) y en el Hospital Ruber Internacional (HRI). El primero cuenta con un escáner de 64 cortes, modelo Aquilion 64-Toshiba, con detector de 64 x 0.5 mm que proporciona una colimación de 32 mm y tiempo de rotación del Gantry 400 ms y el segundo con un escáner de 64 cortes, modelo Lightspeed VCT-GE, con detector de 64 x 0.675 mm que proporciona una colimación de 40 mm y tiempo de rotación del Gantry 350 ms.

En el Hospital La Paz las exploraciones cardíacas se realizan con sincronización electrocardiográfica (ECG) y reconstrucción retrospectiva ("retrospective gating") irradiando al paciente durante todo el ciclo cardíaco con la misma intensidad de salida del tubo, a pesar de que, generalmente, las imágenes sólo se reconstruirán utilizando los datos obtenidos en la fase de diástole ventricular.

En el Hospital Ruber Internacional se realizan las exploraciones cardíacas guiadas por ECG y reconstrucción prospectiva (“prospective ECG-triggering”). Este modo de adquisición se basa en modular la intensidad del tubo con la señal del ECG, disminuyendo la salida del tubo durante las fases cardíacas que no sean datos útiles para la reconstrucción sincronizada con ECG. El movimiento cardíaco es menor durante la diástole y mayor durante la sístole, por lo que para reducir los artefactos de movimiento, la reconstrucción de las imágenes se suele realizar con los datos obtenidos durante la diástole. Si se reduce la intensidad del tubo durante la fase cardíaca de sístole, disminuirá considerablemente la dosis recibida por el paciente sin afectar a la calidad de las imágenes que se utilizan en la reconstrucción final de la imagen. Usando este modo de adquisición se puede reducir la dosis del paciente hasta en un 35% [1].

El cálculo de las dosis efectivas se llevará a cabo mediante dos procedimientos distintos, uno utilizando la hoja de cálculo CTDosimetry, versión 0.99x, desarrollada por el grupo ImPACT que trabaja con las tablas de Monte Carlo de la National Radiation Protection Board (NRPB) SR250 y otro a partir del DLP (Dose-Length Product) proporcionado en la consola del escáner.

El primer método requiere conocer el valor del índice de dosis de tomografía computerizada normalizado medido en aire (CTDI_n). Para ello se ha utilizado un monitor de radiación Radcal 9015 con cámara lápiz de la misma marca modelo 20x5-3CT. El resto de parámetros necesarios son datos relativos a la exploración: kV_p, mA, tiempo de rotación, colimación y pitch. El CTDI es una medida del promedio de la dosis local en un corte irradiado.

En el segundo procedimiento la dosis efectiva se obtiene multiplicando el DLP por unos factores de conversión k (mSv/mGy.cm) que varían según la región del cuerpo explorada y que están publicados [2]. Con la magnitud DLP se tiene una indicación de la dosis integral recibida en el estudio, teniendo en cuenta la longitud de éste.

RESULTADOS

El protocolo para llevar a cabo la exploración cardíaca en los dos centros consta de la adquisición de un estudio de la calcificación de las coronarias (score calcio) con pitch 1, mA fijos en el HULP, y mA controlado por ECG el HRI y posteriormente la adquisición del estudio de las arterias coronarias con pitch 0.2 y mA fijos en La Paz, y con intensidad del tubo controlada por ECG en el Ruber Internacional. La tabla 1 muestra los detalles de los parámetros de adquisición, CTDI_{vol}, DLP y dosis efectiva para el estudio de la calcificación de las coronarias y para la angiografía coronaria.

CONCLUSIONES

A la vista de los parámetros radiológicos empleados en el HRI podría pensarse que la dosis que recibiría el paciente en

| Modo de adquisición | HULP | | HRI | |
|----------------------------------|-------------------|----------------|-------------------------|--------------------------|
| | CAC Scoring Gated | CTCA Gated | CAC Scoring Triggered | CTCA Triggered |
| kVp | 120 | 120 | 120 | 120 |
| mA | 300 | 420 | 300 | 760 |
| Tiempo exposición, ms | 250 | 400 | 400 | 350 |
| mAs | 75 | 168 | 120 | 265 |
| Colimación, N x T | 2x4 (8 mm) | 64x0,5 (32 mm) | 4x2,5(10 mm) | 64x0,625 (40 mm) |
| Pitch | 1 | 0,206 | 1 | 0,2 |
| CTDI _w , mGy | 16,5 | 19,5 | 8,5 | 21,6 |
| CTDI _{vol} , mGy | 16,5 | 94,6 | 8,5 | 108,1 |
| ¹ DLP, mGy.cm | 123 | 1.373 | 97 | 1.132 |
| ² Dosis Efectiva, mSv | 2,6 | 24 | ⁴ 1,5 | ⁴ 18,2 |
| ³ Dosis Efectiva, mSv | 2,1 | 23,3 | 1,6 | 19,2 |

Tabla 1. Comparación de parámetros radiológicos para estudios de CT cardíacos.

CAC indica el estudio de calcio en las arterias coronarias; CTCA indica tomografía computerizada de angiografía coronaria; DLP producto dosis-longitud.

¹ Valor de DLP obtenido de la consola del escáner para una longitud de estudio de 12 cm.

² Dosis efectiva estimada a partir de CT Dosimetry (versión 0,99x) y datos de NRPB, para un rango de estudio de 12 cm.

³ Dosis efectiva estimada a partir del DLP; parámetro de conversión k = 0,017 mSv/mGy.cm [2]

⁴ Dosis efectiva estimada a partir de ¹ (2,4 mSv en el estudio CAC y 28 mSv en el estudio CTCA) y aplicando reducción (35%) por Modulación de Corriente controlada por ECG en escáner GE. [3]

un estudio de angiografía coronaria sería superior y sin embargo, debido a la mayor colimación de los detectores y a la rapidez de rotación del gantry, la dosis que finalmente recibe el paciente será similar en ambos centros (28 mSv en HRI vs 24 mSv en HULP). Es el modo de adquisición, “ECG-triggering” vs “retrospective gating”, el que marca la diferencia, reduciéndose la dosis con el protocolo de HRI de 28 mSv a 18,2 mSv (para una longitud del escáner de 12 cm).

En el Hospital de La Paz el modo de adquisición controlado por ECG (“Enhanced ECG Modulation”) estará disponible, en breve, con el nuevo software del equipo, permitiendo una reducción en la dosis de hasta el 50%.

REFERENCIAS

- [1] Jakobs et al. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG controlled tube current, modulation. Eur Radiol 2002; 12:1081-6.
- [2] European Guidelines for Quality Criteria for Computer Tomography, Luxembourg: European Commission, 2000.
- [3] Evaluation Report MHRA 03076 - Cardiac CT Scanning, ImPACT.
- [4] Konstantin Nikolau et al. Advances in cardiac CT imaging: 64 –slice scanner. The international Journal of Cardiovascular imaging 20 : 535-540.

Área 2 Radiodiagnóstico en general (RG)

EFFECT OF THE LEGISLATION OF QUALITY CONTROL ON DOSES OF INTRAORAL RADIOLOGY IN SPAIN (1996-2004)

¹ALCARAZ M, ¹FERNÁNDEZ H, ²PARRA C, ¹VELASCO E, ⁵MORANT JJ, ³VICENTE V AND ⁴CANTERAS M

¹Department of Radiology and Physical Medicine, ²Department of Dentistry, ³Department of Pathology and ⁴Department of Biostatistics. Faculty of Medicine/Dentistry. University of Murcia. 30100 - Campus Espinardo (Murcia). Spain. ⁵Radioprotection Service, University Rovira I Virgili, Tarragona, Spain

This report was supported with a grant from the National Spanish R + D Programme of Council for Nuclear Security n° CSN/GTP/RRII/SUB/63.

Objectives: To assess the influence of new European Union legislation on radiation doses in intraoral dental radiography in Spain.

Methods: A total of 12,016 official reports from Spanish dental offices covering the period 1996 to 2004 were analysed.

Results: The results point to a reduction of 19,9% in eight years, with a mean dose of 3.07 mGy being administered in 2004. The third quartile value in 2002 was 4.8 mGy. Taking the EU recommended dose of 4 mGy as standard, 73.3% (2002) and 77.3% (2003) of installations are in compliance with the EU recommendations in Spain. However, there has been no further reduction in the last three years. The results showed that Ultraspeed dental X-ray film was used by 77.6% of the dentists in 1996-97 and 82.3 in 2003. Statistical analysis pointed to significant differences between the doses administered and the type of processing used, the lowest exposures being measured in digital systems, which used significantly lower doses than both manual and automatic development, and when conventional radiographic films were used.

Conclusion: The introduction of new legislation has resulted in a gradual reduction in the dose administered in intraoral dental radiology in Spain.

INTRODUCTION

The Council of the European Union Medical Exposure Directive 97/43 EURATOM [1] and Directive 84/466 EURATOM [2] were implemented in Spanish legislation by Royal Decree 2071/1995 [3]. This made an annual quality control inspection of dental radiological installations in Spain a legal obligation from 1996. Such inspections are carried out by Radiological Protection Units, private companies authorized by the Spanish Council for Nuclear Security, which make an external and independent audit of each installation.

This contribution presents the results concerning to radiation doses administered, as described in the official Quality Control reports and demonstrates the changes that have taken

place in this respect in dental practice in Spain following the introduction of the relevant legislation, to assess the influence of new European Union legislation on radiation doses in intraoral dental radiography in Spain.

MATERIAL AND METHODS

A total of 12,016 official reports on radiological standards in private dental surgeries, universities and hospital dentistry units covering the period 1996 to 2004 were examined. All the dental practices had been checked previously by a Radiological Protection Unit approved by the Spanish Council for Nuclear Security. The installations covered in the reports encompass 37 Spanish provinces [4, 5].

The variables studied prior to their encoding for statistical treatment were: physical characteristics of the x-ray units, any anomalies found in the equipment, film processing and mean radiation dose used during a periapical radiograph of an upper second molar in each surgery or centre, taking into account legislation concerning radiological protection [3].

The mean radiation dose (10 exposures, in mGy), necessary to obtain a radiographic image of the second upper molar in the normal operative conditions of each installation was determined, using a detector PMX I QA Kit and other PMX III QA System (RTI Electronics, Mölndal, Sweden) and occasionally a thermoluminescence dosimeter (TLDs) (GR-200r, Conqueror Electronics Technology Co, China) supplied and read by the Environmental, Energy and Technological Research Council of the Spanish Ministry of Industry and Technology (CIEMAT).

The degree of dependence and correlation between variables was assessed using Analysis of Variance, complemented by a comparison of means using a p value ($p < 0.5$). Quantitative means were compared by regression and lineal correlation analysis.

RESULTS

In the number of dental installations analysed annually (12,016), there was an increase of 12.7% in the number of installations using less than 5 mGy for the projection analysed during the eight years studied, while 97% of clinics used less than 7 mGy in 2003. The number of installations using 5-10 mGy fell by 55.4% and those that used more than 10 mGy had practically disappeared by the same time.

The mean dose used diminished by 19,9% in these years (Fig. 1). In 2002, 75% of dental installations used a dose of, or less than, 4.8 mGy (Fig.2), although during the previous three years there was a slight increase in the annual mean dose determined (Fig. 1)

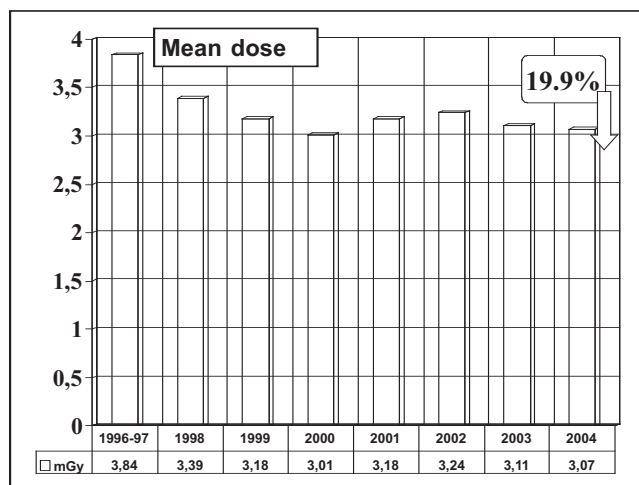


Figure 1. Mean annual dose in radiological dental installations in Spain (1996-2004)

The number of dental installations that use ≤ 5 mGy has increased by 12.7%, while the number using doses of 5-10 mGy and in excess of 10 mGy has decreased by 55.4 and 76.7%, respectively. The results showed that Ultraspeed dental X-ray film was used by 77.6% of the dentists in conventional radiology in 1996-97, increasing to 82.3 in 2003.

The statistical analysis pointed to a significant association between the administration of the lowest doses and the use of high kVp (70 kVp) ($p < 0.05$), high filtration (2 mm Al) ($p < 0.05$), increased collimator length (20 cm) and frequent changes of liquid (< 7 day) ($p < 0.01$). Statistical analysis pointed to significant differences between the doses administered and the type of processing used, the lowest exposure being measured in digital systems, which used significantly lower doses than both manual and automatic processing ($p < 0.001$), and also when compared with conventional radiographic films were used ($p < 0.001$).

DISCUSSION

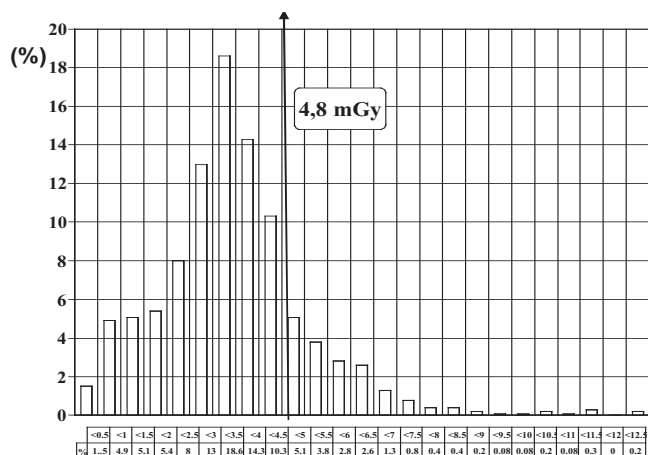
Dental radiology represents about 25 % of all radiological examinations carried out each year, amounting to more than 200 million in the European Community as a whole [6, 7]. Annually, 25,058,622 radiological examinations are performed in Spain, of which approximately 20.85% (5,226,823) correspond to dental examinations [4, 5, 8].

Our study indicates an average dose of 3.07 mGy in Spanish dental practices, although another study carried out in Spain described a mean dose of 3.5 mGy [9]. In other European countries, studies have pointed to similar or slightly higher mean radiation doses: between 3.8 mGy [10] and 6.9 mGy [11] in Greece, 3.9 mGy in UK [12] and 4.2 mGy in Germany [13]. The mean dose value reported by the Finnish Radiation and Nuclear Safety Authority from molar X-ray dose measurements made on 909 dental units in 1999 was 3.5 mGy [14].

Other studies carried out in different Spanish universities describe mean doses of 3.5 [9], although most installations in which the study was carried out used E-speed film, which was not common in our study since only 10% of installations used film of this sensitivity [15- 18].

For dose estimates in intraoral radiology, the mean value differs from the value proposed by IAEA (7 mGy) [19] and adopted as the Spanish reference dose. Our results show that very few (3.18%) X-ray units irradiated the patient above 7 mGy in 2002. This value, therefore, is not indicative of good practice and it has been suggested that 3.5 mGy could well be acceptable as the new reference value for intraoral dental radiology (approximately corresponding to the third quartile value) [9]. However, in our study, 4.8 mGy corresponded to the third quartile value, which is still far from the new proposals.

In the UK, the reference dose for bite wing exposure is 2.5 mGy at 70 kVp using E-speed film, and 5.0 mGy at 50 kVp.



These values are higher when using D-speed film but the film currently used in most centres is E-type [20]. However, the use of more rapid films has not spread to 69% of Spanish dental radiological installations [15-18].

Our findings show that the use of the most sensitive film should be accompanied by suitable processing since the use of manual processing techniques (90% of installations), together with inadequate time control of the process (90%), leads to a much smaller reduction in the radiation dose administered than is possible. In our opinion, automatic processing (only 6% of the installations included in this study have such equipment) and the incorporation of digital technology would help reduce the radiation dose used since the errors which commonly occur at present with manual processing would disappear.

Our findings show that the radiation dose to which patients were exposed during radiography of an upper molar was less than 10 mGy in 99.25% of the installations examined during 2002. Taking the EU recommended dose of ≤ 4 mGy as standard (Recommendation 5f) [8], 73.37% (2002) and 77.33% (2003) of installations were in compliance with the EU recommendations in Spain.

More important is the tendency of the annual radiation dose during recent years. After the withdrawal of old equipment, the elimination of mechanical faults and of the problems associated with filtration and very low kVp, the mean dose has stopped falling. At present, then, other problems, more specifically related with intraoral radiology, need to be looked at, among them the use of more sensitive film, the elimination of manual processing, a greater control of developing solutions and an increased use of digital techniques [17, 18, 21]. These factors, which our study has associated with the administration of high doses of radiation, may constitute a second phase of action in an attempt to lower radiological doses in Spanish dental practices.

CONCLUSION

The introduction of new legislation has resulted in a gradual reduction in the dose administered in intraoral radiology in Spain, although further reductions are possible.

BIBLIOGRAPHY

- [1] European Union. Council Directive 97/43 Euratom, on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466 Euratom. Official Journal of the European Communities No L 180, 9th July 1997: 22-7.
- [2] European Union. Council Directive 84/466 Euratom, laying down the basic measures for the radiation protection of persons undergoing medical examination or treatment. Official Journal of the European Communities No L 265, 5th October 1984:1-3.
- [3] BOE. Royal Decree 2071/1995 from the Health and Consumer Affairs Department, establishing quality criteria in radiodiagnostic. In: State Official Bulletin No 20, 23th January 1996: 1958-62 (In Spanish).
- [4] Vaño E, Tobarra B, Bezares M. Los datos de las exposiciones médicas en España para el informe UNSCEAR 2000. Revista de Física Médica 2000; 1: 51-60. (In Spanish)
- [5] Vaño E. Las exposiciones médicas en UNSCEAR 2000 y los datos del Comité Español. Radioprotección 2001; 30 (9): 14-19. (In Spanish)
- [6] Horner K. Review article: radiation protection in dental radiology. Br J Radiol 1994; 67: 1041- 1049.
- [7] Van der Stelt PF. Radiation protection and quality assurance in dental radiography. A treatise from the European Community. Rev Belge Med Dent 1996; 51: 111-122.
- [8] European Commission. European Guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practices. Radiation Protection 136, 2004.
- [9] González L, Vaño E, Fernández R. Reference doses in dental radiodiagnostic facilities. Br J Radiol 2001; 74 (878): 153-156.
- [10] Yakoumakis EN, Tierris CE, Stefanou EP, Phanourakis IG, Proukakis CC. Image quality assessment and radiation doses in intraoral radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001; 91(3): 362-368.
- [11] Syriopoulos K, Velders XL, Sanderink GC, Van der Stelt PF, Van Ginkel FC, Tsiklakis K. Mail survey of dental radiographic techniques and radiation doses in Greece. Dentomaxillofac Radiol 1998; 27(6): 321-328.
- [12] Napier ID. Reference doses for dental radiography. Br Dent J 1999; 186 (8): 392-396.
- [13] Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U.

- Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002; 12(3): 634-637.
- [14] Radiation and Nuclear Safety Authority. Radiation practices, Annual Report 1999. STUK-B-STO42. Rantan E, editor. Helsinki: Radiation and Nuclear Safety Authority, 2000.
- [15] Alcaraz M, Martínez-Beneyto Y, Velasco E. Control de calidad en instalaciones de radiodiagnóstico dental. *Revista Europea de Odontostomatología* 1999; 11: 265-274. (In Spanish)
- [16] Martínez-Beneyto Y, Alcaraz M, Perez L, Jodar-Porlán S, Saura-Iniesta AM. Radiation protection and quality assurance in dental radiology in Spain: I. Intraoral Radiography. In: International Atomic Energy Agency, editors. International Conference of Radiological protection of patients in diagnostic and interventional radiology, nuclear medicine and radiotherapy. Vienna; 2001. p.110-113.
- [17] Alcaraz M, Martínez-Beneyto Y, Jódar S, Saura-Iniesta AM, Velasco E. Development of intraoral dental radiology after the establishment of new quality control legislation in Spain. In: 11th International Congress of the International Radiation Protection Association, May 23-28; Madrid: IRPA, 2004: 56 (2a2:1-10)
- [18] Alcaraz M, Martínez-Beneyto Y, Pérez L, Jódar S, Velasco E, Canteras M. The status of Spain's dental practices following the European Union directive concerning radiological installations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 98: 476-482.
- [19] International Atomic Energy Agency, International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources, Safety Series No.115. Vienna: IEAA, 1996.
- [20] The Institute of Physics and Engineering in Medicine. Recommended standards for the routine performance testing of diagnostic X-ray imaging systems, IPEM Report 77. York: IPEM, 1997.
- [21] Alcaraz M, Navarro C, Vicente V, Canteras M. Dose reduction of intraoral dental radiography in Spain (1996-2003). *Dentomaxillofacial Radiology* (2006) (in press).

*Área 2 Radiodiagnóstico en general (RG)***CONTROL DE DOSIS IMPARTIDAS EN RADIOGRAFIA DE TORAX TRAS LA INSTALACION DE UN SISTEMA DE RADIOGRAFIA COMPUTERIZADA**

J.A. MIÑANO HERRERO, M. M. SOLER CANTOS, J. M. ROLDAN ARJONA,
R. MARTINEZ COBOS

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba

The aim of this work is to verify patient doses after the installation of the computed radiography. Entrance surface doses were obtained from a measurement of the output of the x-ray tube and exposure factor used at posteroanterior (PA) and lateral (LAT) chest in 50 adult patients before and after the installation.

The obtained average values were 0.28 ± 0.10 mGy in the PA view and 0.8 ± 0.5 mGy in the LAT view with the conventional screen-film system, 0.27 ± 0.06 mGy in PA view and 0.69 ± 0.18 mGy in LAT view with the digital radiography system. The results do not exceed the diagnostic reference levels (DRLs) and are constant after the change of system.

1. Introducción

La directiva 97/43/EURATOM establece que los estados miembros de la Unión Europea deberán promover el establecimiento y uso de niveles de referencias en las exploraciones radiológicas. Esto queda reflejado en la legislación española [1] con la obligatoriedad de verificación de las dosis impartidas a pacientes mediante la medida de distintas magnitudes que lleve al conocimiento de aquella. En el caso de las exploraciones simples los valores de referencia establecidos son de dosis en la superficie de entrada (DSE).

Los sistemas digitales responden a un intervalo de exposiciones mayor que cualquier combinación película-pantalla no siendo por tanto el sistema el limitador de la dosis sino solo el ruido que se admita en la imagen y siendo posible, en consecuencia, impartir dosis altas sin otra consecuencia que la mejora de la calidad de imagen. Se hace entonces necesario un control mayor de las dosis, más aún cuando se tratan de equipos sin control automático de exposición (CAE).

El objeto de este trabajo es verificar la ausencia de incremento de dosis en radiografía de tórax tras la sustitución de un sistema de imagen convencional por un sistema digital.

2. Material y método

Los datos registrados, en tres salas de radiología convencional sin CAE, para cada paciente son: exploración, proyección,

espesor del paciente en el centro del campo para cada proyección, tensión, carga e indicador de dosis en el caso del sistema digital. En total se registran los datos correspondientes a 50 pacientes, 40% previos al nuevo sistema de radiografía computerizada (CR).

El sistema de imagen sustituido es una reveladora AGFA Curix Capacity con película ortho cp-plus y pantalla de refuerzo ortho regular; el nuevo CR es AGFA, compuesto por dos lectores CR75.0 y CR25.0 y fósforos fotoestimulables MD4.0.

La estimación de los valores de DSE se hace a partir de la caracterización del rendimiento del tubo de los distintos equipos implicados en el estudio en el rango de tensiones de uso clínico habitual, esto es, 60, 80, 100 y 120 kVp y empleando el procedimiento para la determinación de este parámetro propuesto en distintos documentos [2,3]. Las medidas de rendimientos se realizan con el multímetro PMX III en combinación con el detector R25 (RTI Electronics AB).

3. Resultados y discusión

El histograma de distribución de dosis para la proyección PA del total de exploraciones se muestra en la figura 1, la parte punteada indica aquellas realizadas con CR y la rayada las convencionales.

Figura 1. Histograma de dosis en proyección PA. CR con puntos y convencional con rayas.

La tabla I resume la información de la figura anterior en forma de dosis promedio y de desviación estándar, muestra que el cambio realizado en el sistema de imagen no ha supuesto modificación alguna, estando los valores de dosis dentro de los niveles de referencia establecidos [3,4]. Hay que señalar que los espesores medios son superiores a los correspondientes al paciente estándar en AP [3].

| | Película | | CR | |
|---------------------------|----------|----------|----------|----------|
| | Promedio | Desv std | Promedio | Desv std |
| Espesor medio (cm) | 28 | 5 | 26 | 4 |
| Dosis (mGy) | 0.28 | 0.10 | 0.27 | 0.06 |

En la figura 2 se puede ver el histograma de distribución de dosis de la proyección lateral. La tabla II resume los datos más relevantes en este caso, vistos los valores de desviación estándar la aparente reducción de dosis no se puede considerar estadísticamente significativa.

Puesto que los equipos radiológicos carecen de CAE el único medio que resta de control indirecto de exposición son los indicadores de dosis propio del sistema CR en este caso IgM, estos son entonces registrados verificándose que se encuentran dentro del rango recomendado por el fabricante, sin ser esto incompatible con las requerimientos de dosis paciente. El valor medio de IgM es de 1.88 con una desviación estándar de 0.20, el valor recomendado para este parámetro debería estar comprendido entre 1.7 y 2.1, según especificaciones.

| | Película | | CR | |
|---------------------------|----------|----------|----------|----------|
| | Promedio | Desv std | Promedio | Desv std |
| Espesor medio (cm) | 34 | 5 | 35 | 3 |
| Dosis (mGy) | 0.8 | 0.5 | 0.69 | 0.18 |

Tabla II. valores promedio y desviación estándar de espesor y dosis, en lateral, con los dos sistemas de imagen.

4. Conclusiones

Los valores obtenidos nunca exceden los niveles de referencia, verificándose que tras la instalación del nuevo sistema digital de imagen no se produce ningún cambio significativo en los valores de dosis impartidas a pacientes. Sin embargo es clara la necesidad de un control más exhaustivo que para el caso de los sistemas cartulina-película, por lo que se continuará registrando datos con el fin de validar el indicador de dosis del sistema como control de dosis.

Referencias

- [1] Real Decreto 1976/99 por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico. BOE 311 (29-12-1999)
- [2] Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energía entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico. ISBN 8493444812. SEFM. (2005)
- [3] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260 EN, European Communities, Luxembourg (1996)
- [4] Radiation Protection 109. Guidance on Diagnostic Referent Levels (DRLs) for Medical Exposures. European Commission. Directorate-General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. 1999

SOBRE LA CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN TOMÓGRAFO COMPUTARIZADO DE 64 CORTES

¹VÍCTOR GIMENO-FERNÁNDEZ, ¹JESÚS SOTIL-BAYLOS,
¹MANUEL GARCÍA-PAZOS, ²PILAR GARCÍA-PEÑA

¹ Unidad de Protección Radiológica, Hospital Universitario "Vall d'Hebron", Barcelona

² Servicio de Radiología Pediátrica, Hospital Universitario "Vall d'Hebron", Barcelona

As a first step in the evaluation of effective dose to patients in Computed Tomography (CT) examinations, the purpose of this work was the assessment of the dose delivered by a new multislice scanner of 64 channels (Philips Brilliance 64c). This was done through the measurement of the CT Dose Index free in air, normalized to the unit of applied charge, using different beam collimations and tube voltages. Fitting nonlinear models to the observed data, kilovoltage and overbeaming (penumbra) parameters have been elicited. The kilovoltage exponent of the relationship between CT dose index and kilovoltage varies from 2,84 to 2,88. The obtained penumbra with was 2,04 mm. Finally, corrections factors that must be applied to the measured dose indexes as a function of the applied collimation have been established from the estimated analytical relationships.

Keywords: Multi-slice CT, CTDI

INTRODUCCIÓN

La tomografía computarizada (TC) es la modalidad de imagen médica con mayor impacto en la dosis efectiva colectiva de la población general [1, 2]. En el mercado están disponibles tomógrafos de transmisión cada vez de mayor complejidad, todos con tecnología multicorte. La introducción de esta tecnología en la rutina clínica ha permitido reducir los tiempos de exploración y alcanzar una resolución isotrópica [3]. El incremento en el número de detectores permite aumentar el ritmo de recopilación de información. Asimismo, las reducidas dimensiones de cada detector en la dirección axial establecen límites cada vez menores para la resolución en este eje. Pero las variaciones que se producen en la tecnología de los nuevos equipos siempre tienen un impacto directo sobre la dosis que recibe el paciente. Por este motivo es imperativo el control y caracterización de los indicadores de esta dosis.

En concreto, la dosis efectiva recibida por el paciente en una exploración se puede relacionar con el valor del índice CTDI ("Computed Tomography Dose Index") [4]. En este trabajo se analiza la dependencia con la colimación y el kilovoltaje del índice de dosis en TC medido en aire (CTDI_{aire}) para un nuevo tomógrafo de 64 filas de detectores.

MATERIAL Y MÉTODO

Se ha estudiado un tomógrafo Brilliance 64c de la marca Philips. Este escáner fue instalado en el Hospital Universitario Vall d'Hebron en Diciembre de 2005 y empezó a funcionar tras superar las pruebas de aceptación supervisadas por la Unidad de Protección Radiológica de dicho hospital. Éste es un tomógrafo de tercera generación cuyo sistema de detección cuenta con 64 filas de detectores, cada uno de 0.625 mm de tamaño en la dimensión axial.

Las tensiones de tubo disponibles son 80, 120 y 140 kV. Posee una filtración fija de 1.2 mm de titanio (6.25 mm Al equivalente).

El parámetro que se ha medido es el CTDI_{aire}. Es la dosis libre en aire, al realizar una exposición durante un giro completo del tubo, en el eje de rotación del escáner. Se define como:

$$CTDI_{aire} = \frac{1}{N \cdot h} \int_{-50mm}^{+50mm} K_{air}(z) \cdot dz$$

en donde Nh es la colimación (n° de canales de datos que se usan * ancho efectivo de la fila de detectores), expresada en milímetros. Este índice se mide sin usar maniquí, simplemente posicionando la cámara en el eje. La magnitud dosimétrica es kerma en aire y su valor se suele dar en mGy. Es un valor que se utiliza como parámetro de entrada cuando se pretende estimar la dosis efectiva en una exploración [4]. Debido a su definición se indica también como "CTDI₁₀₀".

El valor del índice se ha normalizado posteriormente a la unidad de carga, quedando expresado en mGy/mAs, siendo su denominación "nCTDIaire".

Para las medidas del índice de dosis se ha utilizado el sistema Radcal Corp. 9015S, con cámara de ionización tipo lápiz, calibrado en mayo de 2006. La cámara se ha colocado en el eje de rotación del escáner con la ayuda de los láseres de posicionamiento del equipo, centrándola en la dirección axial para hacer coincidir el centro del perfil de radiación con el centro del volumen activo de la cámara y verificando el centraje mediante un topograma.

Las exposiciones han consistido en cinco rotaciones consecutivas completas del tubo sin movimiento de camilla, es decir, superpuestas, con un tiempo de rotación por vuelta de 0.5 s, tomando después para una vuelta el valor promedio de la lectura.

Se hace notar que medidas previas han permitido concluir que no existen diferencias significativas en el valor del índice al variar el campo de visión (CDV) utilizado en la adquisición.

Para la reconstrucción adecuada de las imágenes, se debe conseguir una zona plana (plateau) del perfil de radiación en el eje axial que abarque todos los detectores involucrados. Pero la distribución de dosis (kerma) en el eje z no es uniforme. Las zonas laterales de perfil decreciente (pueden denominarse penumbra) proporcionarían una información degradada durante la adquisición y no se utilizan.

Existe pues el denominado *overbeaming*, que es una ampliación (no útil para reconstruir la imagen) del perfil de dosis sobre la zona de detectores y que excluye la parte de penumbra de la zona de detección. El ancho del haz en los equipos multicorte actuales es de 1 a 3 mm mayor que el ancho del que se obtiene la imagen.

Aunque esta sobreirradiación no se utiliza para la reconstrucción de la imagen, aumenta sin embargo la dosis recibida por el paciente, y debe pues tenerse en cuenta corrigiendo adecuadamente el valor del nCTDI_{aire} medido para ser empleado en una ulterior estimación de la dosis efectiva. El factor de corrección que debe usarse es el siguiente [5]:

$$k_{OB} = \frac{N \cdot h_{ref} \cdot (N \cdot h + dz)}{N \cdot h \cdot (N \cdot h_{ref} + dz)} \quad (1)$$

en donde "dz", en mm, es el valor de la penumbra, que debe conocerse.

Como se observa, se establece en función de una colimación de referencia $N \cdot h_{ref}$.

En general, una colimación mayor es más eficiente con relación a la dosis, pues el *overbeaming* constituye una proporción más pequeña respecto del haz de rayos X detectado.

El valor de "dz", para todos los escáners multicorte, ha resultado ser un valor constante (independiente de la selección del colimador) y viene determinando para cada escáner en particular por el tamaño de la mancha focal y las distancias entre ella, el colimador y el eje de rotación.

Por otra parte, puesto que la fluencia del haz, y por lo tanto la dosis, aumenta con la tensión, es necesario llevar a cabo una corrección adicional por kilovoltaje empleado.

De acuerdo con lo expresado anteriormente, este trabajo se realiza con un doble objetivo. En primer lugar, determinar la dependencia del índice de dosis con el kilovoltaje aplicado, y en segundo lugar obtener una relación analítica que exprese el efecto de la penumbra sobre el el valor del CTDI, para cada colimación disponible en el escáner.

En el caso del tomógrafo analizado, no aparece en ninguna fuente el valor de la penumbra, dz, valor necesario para poder aplicar el factor k_{OB} . Por lo tanto se debe obtener una buena estimación del mismo.

El método empleado en este estudio consiste en realizar un ajuste por mínimos cuadrados de los datos a la siguiente expresión:

$$nCTDI_{aire}(col) = nCTDI_{aire}(colref) * k_{OB}(dz) \quad (2)$$

en donde se utiliza el resultado de la medida previa del CTDI para una colimación de referencia - nCTDI_{aire}(colref).

El valor de referencia utilizado para la colimación ha sido 40 mm.

El ajuste se realiza para cada uno de los tres kilovoltajes restantes, 80 kV, 120 kV y 140 kV.

Una vez establecido el valor de la penumbra (en mm), y medido el índice CTDI para una colimación de referencia, nCTDI_{aire}(colref), ya se puede aplicar la ecuación (2) para corregir el valor del índice nCTDI_{aire} por el efecto de *overbeaming* para la colimación utilizada en la adquisición particular.

Finalmente, para ser utilizado en la estimación de la dosis efectiva, se debe llevar a cabo una segunda corrección al índice CTDI, según el kilovoltaje empleado.

RESULTADOS

3.1 Relación CTDI-kV

Los índices se han medido para 8 colimaciones (64 x 0,625; 40 x 0,625; 12 x 1,25; 20 x 0,625; 16 x 0,625; 12 x 0,625; 2 x 0,625 y 2 x 0,5 mm)

Se ha establecido la relación entre los datos medidos y el kilovoltaje relativo a 120 kV realizando el siguiente ajuste por mínimos cuadrados:

$$nCTDI_{aire} = A \cdot (kV/120)^E$$

En los 8 casos el valor del coeficiente de determinación del ajuste ha sido $R^2 \geq 0,999$

El resumen de los resultados obtenidos se encuentra en la Tabla I.

Los dos parámetros dependen de la colimación, $A(N \cdot h)$ y $E(N \cdot h)$, con una relación inversa. Ambos disminuyen al aumentar la colimación. Es imprescindible tener en cuenta esta variación cuando se calcula el factor de corrección por kilovoltaje. Por ejemplo, para una colimación de 40 mm, la relación es: $CTDI = 0,130 \cdot (kV/120)^{2,84}$

| Parámetro | Rango | Valor medio |
|-----------|----------------|---------------|
| A | 0,130 -- 0,353 | 0,209 mGy/mAs |
| E | 2,84 -- 2,88 | 2,86 |

Tabla I

3.2) Obtención de la penumbra, dz.

El ajuste por mínimos cuadrados de los datos a la expresión:

$$nCTDI_{aire}(col) = nCTDI_{aire}(col_{ref}) \cdot k_{OB}$$

se ha realizado tomando como colimación de referencia: $col_{ref} = 40$ mm.

Este ajuste se ha llevado a cabo para cada uno de los tres kilovoltajes, 80 kV, 120 kV y 140 kV, obteniéndose los valores de dz: 1.9853, 2.0521 y 2.0718 (mm), respectivamente.

El valor del coeficiente de determinación ha sido en todos los casos: $R^2 \geq 0,930$

El valor que se estima para dz es (media \pm desviación estándar): $dz = 2.04 \pm 0,05$ mm.

y se utilizará cuando se calcule el factor de corrección por *overbeaming*, k_{OB} , para el escáner estudiado.

3.3) Expresión general para el CTDI corregido.

Usando el valor para una colimación de referencia de 40 mm, de lo dicho anteriormente resulta la siguiente expresión general que debe ser aplicada para corregir el valor medido de $nCTDI_{aire}$, al usar un kilovoltaje y una colimación determinadas:

$$nCTDI_{aire}(kV, N \cdot h) = A(N \cdot h) \cdot (kV/120)^{E(N \cdot h)} \cdot 40 \cdot (N \cdot h + 2.04) / (N \cdot h \cdot (40 + 2.04))$$

Por ejemplo, si una exploración se ha realizado con 140 kV y una colimación de 10 mm, con un valor de referencia $N \cdot h = 40$ mm, el valor corregido que deberá utilizarse para una ulterior estimación de dosis efectiva es el siguiente:

$$nCTDI_{aire}(140, 10) = 0,179 \cdot (kV/120)^{2,85} \cdot 40 \cdot (10+2.04) / (10 \cdot (40+2.04)) = 0,319 \text{ mGy/mAs}$$

(una corrección del 17,2 %)

DISCUSION

Aunque el procedimiento empleado, con dos factores ajustados independientemente, es el habitual [5, 6], puede realizarse otro ajuste para obtener conjuntamente el valor de la penumbra y la dependencia exponencial del CTDI respecto al kilovoltaje, a partir de la medida hecha a una colimación de referencia y a un kilovoltaje determinado.

En este trabajo, tomando los valores para la medida de referencia de 40 mm para la colimación y 120 kV para la tensión, la expresión que se ha ajustado a una función dependiente de los dos parámetros, colimación y kilovoltaje es:

$$nCTDI_{aire}(kV, N \cdot h) = nCTDI_{aire}(120, 40) \cdot (kV/120)^E \cdot (40 \cdot (N \cdot h + dz)) / (N \cdot h \cdot (40 + dz)) \quad (3)$$

Este ajuste, por mínimos cuadrados (quasi-Newton), produce los valores: $E = 2,96$; $dz = 1,91$

con un coeficiente de determinación ($R^2 = 0,9766$), mejor que el obtenido en el punto 3.2.

La expresión que debe ser utilizada para la corrección del $nCTDI_{aire}$ es pues:

$$nCTDI_{aire} = 0,134 \cdot (kV/120)^{2,96} \cdot (40/N \cdot h) \cdot (N \cdot h + 1,91) / (40 + 1,91).$$

Un ejemplo de este ajuste para 80 kV aparece en la Figura 2.

Se hace notar que al comparar los valores experimentales con los ofrecidos por el anterior ajuste, se observan diferencias importantes, que son mayores para colimaciones intermedias, 10 mm y 12,5 mm. Estas diferencias llegan en estos casos a un 18%.

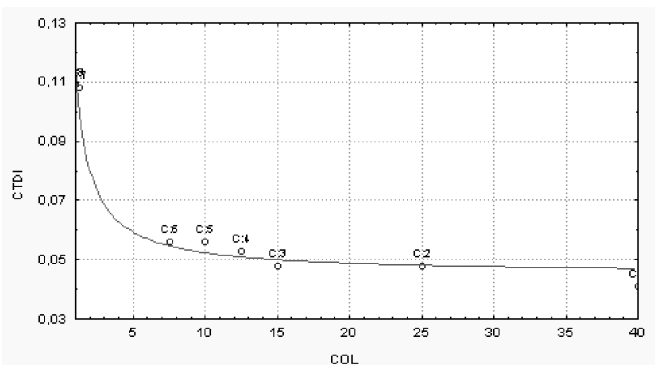


Figura 2: Relación del CTDI con la colimación para 80 kV, según la ecuación (3)

Puede observarse que los valores de "E" y "dz" son próximos a los valores de los mismos parámetros obtenidos anteriormente por ajustes independientes: (2,96 -- 2,86) y (1,91 -- 2,04).

Sin embargo las diferencias que aparecen al usar uno u otro método pueden superar el 30 %.

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha establecido un método para estimar el valor de la penumbra para cualquier escáner multicorte y se ha hallado la expresión analítica que indica la relación de dependencia del CTDI con la penumbra y el kilovoltaje.

El valor de la penumbra obtenido se encuentra dentro del rango de los valores conocidos de este parámetro para un gran número de tomógrafos multicorte, si bien los datos que han sido tabulados no incorporan escáneres de más de 16 cortes.

Por otra parte, el valor obtenido para el ajuste exponencial del kilovoltaje concuerda estrechamente con el dado por otros autores [6].

Ambos resultados indican que la metodología empleada en este estudio es adecuada y además de utilización general para la caracterización dosimétrica de cualquier tomógrafo multicorte.

Sin embargo, las diferencias entre valores medidos y teóricos en el ajuste indicado en la ecuación (3), harían necesario una corrección adicional en función del valor de la colimación utilizada, que podría establecerse empíricamente.

REFERENCIAS

- [1] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation: 2000 report to the General Assembly, Annex D: medical radiación exposures. New York, NY, United Nations, 2000.
- [2] International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 87: Managing patient dose in computed tomography. Ann ICRP 2000, vol 30 Iss 4. Oxford, Pergamon Press, 2000.
- [3] Flohr T, Bruder H, Stiersdorfer K, et al. New technical developments in multislice CT, part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased rotation speed for cardiac imaging. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr.* 2002;174:1022-1027.
- [4] Jones DG, Shrimpton PC. Survey of CT Practice in the UK. Part 3: Normalised Organ Doses Calculated using Monte Carlo Techniques. NRPB-R250. London: HMSO, 1991.
- [5] Nagel HD: Fundamentals of CT Dosimetry. In Nagel HD (ed), Galanski M, Hidajat N, Maier W, Schmidt T. *Radiation Exposure in Computed Tomography: fundamentals, influencing parameters, dose assessment, optimization, scanner data, terminology.* Hamburg, CTB Publications, 2002.
- [6] Theocharopoulos N, Perisinakis K, Damilakis J, Karampekios S, Gourtsoyiannis N: Dosimetric characteristics of a 16-slice computed tomography scanner. *Eur Radiol.* 2006 Apr 22.

Área 2 Radiodiagnóstico en general (RG)

DOSIS PACIENTE EN UROGRAFIA INTRAVENOSA: COMPARATIVA CON LOS NIVELES DE REFERENCIA

J.A. MIÑANO HERRERO, M. M. SOLER CANTOS, P. HERNÁNDEZ BARRETO,
M.A. ARIZA JIMÉNEZ

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba

In this study, measurements of entrance surface dose (ESD) and dose-area product (DAP) were carried out in a sample of 19 adults patients who underwent intravenous urography. Average dose-area product was 42.7 ± 22.5 Gy cm² in the total sample and 21.3 ± 5.3 Gy cm² in the standard-sized patients with 20 cm AP trunk thickness. ESD were obtained from a measurement of the output of the x-ray tube and exposure factor used at AP in 5 patients, the obtained average value were 4.2 ± 1.4 mGy. An average 5.8 \pm 1.4 radiographs were obtained per patient. The results do not exceed the diagnostic reference levels (DRLs)

1. Introducción

La directiva 97/43/EURATOM establece que los estados miembros de la Unión Europea deberán promover el establecimiento y uso de niveles de referencias en las exploraciones radiológicas. Esto queda reflejado en la legislación española [1] con la obligatoriedad de verificación de las dosis impartidas a pacientes mediante la medida de distintas magnitudes que lleve al conocimiento de aquella. En el caso de las exploraciones complejas las dosis estimadas deben contrastarse con los valores de referencia, si existen, en otra situación se hace necesario el establecimiento de niveles locales. Para la urografía intravenosa existe valor de referencia tanto de dosis en la superficie de entrada (DSE) [2] como de producto dosis-área (DAP) [3].

2. Material y método

Los datos registrados, en una telemando Diagnost 93 (Philips), para cada paciente son: identificación interna del centro, edad, sexo, estatura, peso, espesor abdominal, número de imágenes radiográficas, tiempo de escopia, producto dosis-área total. Se registran datos de 19 pacientes de los que en 5 se registra la tensión en grafía empleada por el operador de la sala junto con la carga generada por la exposimetría automática del equipo, en fluoroscopia los valores dados por el generador de tensión y corriente son anotados.

La estimación de los valores de DSE se hace a partir de la caracterización del rendimiento del tubo en el rango de tensiones de uso clínico habitual, esto es, 60, 80 y 100 y 120 kVp y empleando el procedimiento para la determinación de este parámetro propuesto en distintos documentos [2,4]. Las medidas de rendimientos se realizan con el multímetro PMX III en combinación con el detector R25 (RTI Electronics AB). Las medidas de producto dosis-área (DAP) se realizan con el equipo Doseguard 100 con la cámara tipo 70157 (RTI Electronics AB).

3. Resultados y discusión

La tabla I (pág. siguiente) muestra los valores del promedio y de la desviación estándar de peso, espesor, número de imágenes, tiempo de escopia y DAP para los 19 pacientes del estudio, bajo la columna denominada paciente no estándar. De los datos anteriores se extraen dos grupos de pacientes, el primero, de 5 pacientes, estándar en espesor, el segundo, de 4 pacientes, estándar en peso. Dado el tamaño de la muestra la combinación de peso y espesor estándar, 20 cm y 70 ± 3 kg, no se da con ninguno de los pacientes.

Puesto que para el valor de referencia promedio del DAP en España es de 32 Gy cm² [5] y de 40 Gy cm² según el documento de protección radiológica 109 [3], el valor promedio obtenido en este estudio, con la desviación que muestra, para el conjunto de los pacientes puede considerarse dentro de estos márgenes dado el alejamiento y dispersión de los datos

| | Paciente no estándar | | Paciente estándar en espesor | | Paciente estándar en peso | |
|---------------------------|----------------------|------------|------------------------------|------------|---------------------------|------------|
| | promed | Des v. std | promed | Des v. std | promed | Des v. std |
| Peso (kg) | 72 | 11 | 67 | 8 | 70 | 2 |
| Espesor (cm) | 24 | 4 | 20 | 0 | 26 | 2 |
| Nº imágenes | 5 | 1 | 6 | 1 | 6 | 2 |
| Tº escopia (min) | 2.4 | 0.5 | 2.2 | 0.2 | 2.7 | 0.6 |
| DAP (Gy cm ²) | 42.7 | 22.5 | 21.3 | 5.3 | 51.8 | 15.2 |

Tabla I. valores promedio y desviación estándar de peso, espesor, imágenes, tiempo de escopia y DAP.

anatómicos de los pacientes en relación al estándar. Esta afirmación se avala aun más cuando el estudio se restringe a los pacientes estándar en espesor donde el valor de 21.3 ± 5.3 Gy cm² indica un buen resultado con un amplio margen respecto a las referencias mencionadas anteriormente. Es interesante señalar como el resultado aumenta hasta 51.8 ± 15.2 Gy cm² cuando el análisis se realiza únicamente con los pacientes estándar en peso.

En grafía la tensión fijada fue de 60 kVp, resultando el valor promedio de DSE igual a 4.2 ± 1.4 mGy para la proyección antero-posterior. Este valor es marcadamente inferior a los 10 mGy de referencia encontrados en la literatura [2,3]. El número promedio de radiografías con su desviación estándar es 5.8 ± 1.4 .

La aportación de la fluoroscopia a la dosis total del paciente es de un 47%. No existen referencias de tiempos de exposición o DAP para la escopia.

4. Conclusiones

Los valores obtenidos de DAP, DSE y de radiografías no exceden los niveles de referencia. El uso de la fluoroscopia en esta exploración no cuenta con referencias por lo que se ha considerado incluidas dentro de los valores de DAP, de acuerdo con esto su ausencia supondría una reducción entorno al 50 % de dosis sin embargo su uso puntual esta justificado [6] al optimizar el número de placas y asegurar su calidad diagnóstica.

Referencias

- [1] Real Decreto 1976/99 por el que se establecen los criterios de calidad en Radiodiagnóstico. BOE 311 (29-12-1999)
- [2] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260 EN, European Communities, Luxembourg (1996)
- [3] Radiation Protection 109. Guidance on Diagnostic Referente Levels (DRLs) for Medical Exposures. European Commission. Directorate-General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. 1999
- [4] Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energía entre 20 y 150 kev en radiodiagnóstico. ISBN 8493444812. SEFM. (2005)
- [5] E. Vaño, L. Gonzalez, P. Morán, A. Calzado, V. Delgado, J.M. Fernández, M.J. Ruiz. Valores de referencia de dosis al paciente en exploraciones de radiodiagnóstico. Radiología, 34, 1:27-31; 1992
- [6] Raymond B. Dyer et al. Intravenous Urography: Technique and Interpretation. Radiographics 2001; 21:799-82

*Área 2 Radiodiagnóstico en general (RG)***ESTUDIO DOSIMÉTRICO Y COMPARATIVA DE PROTOCOLOS EN EQUIPOS DE TC MONOCORTE Y MULTICORTE EN EL ÁREA DE CATALUNYA**

J. RIU CANUDAS, L. MORRÓN RUIZ DE GORDEJUELA y A. COLL PUJOL

Asesoría y Control en Protección Radiológica (ACPRO, S.L.), Barcelona, Spain.

Radiation doses imparted to patients undergoing computed tomography are higher than those received in conventional X-ray examinations. The increment of the number of examinations with this technique makes carrying out a dosimetry study useful in order to obtain optimisation of protocols with the consequent decrease in dose to patients for a suitable diagnostic quality. Starting from the protocols facilitated by the centres, standard dose indexes CTDI_w and CTDI_{vol} were estimated for the most representative examinations done with CT. A statistical study of these indices has been done and the results have been compared with reference doses. In addition, a comparative study was carried out with the results obtained for singleslice (TCmc) and multislice (TCMC) CT, not only with regard to protocols, but also involving dosimetric features. For each one of the examinations, mean values of the most representative selected parameters of the routine protocols are also presented. Analysis of the results indicates that a possible revision of the reference doses is required, as well as the study of the used protocols in order to optimise them.

1. INTRODUCCIÓN

La tomografía computadorizada, TC, es un método de adquisición y reconstrucción de imágenes cuya base física se fundamenta en la atenuación que experimentan los rayos x al atravesar un material. Su principio básico es la posibilidad de reconstruir la estructura interna de la región diagnóstica a partir de múltiples proyecciones de la misma. Esto supone una ventaja frente a otros estudios diagnósticos que, junto a los avances tecnológicos, ha hecho que en los últimos años se hayan incrementado el número de exploraciones realizadas con TC. Esta mejora tecnológica se hace evidente en la introducción de los tomógrafos multicorte que reducen en muchos casos el tiempo de exploración mejorando la resolución de la imagen.

Debido a las elevadas dosis impartidas a pacientes mediante TC es interesante la realización de un estudio dosimétrico de dicha práctica que permita la optimización de los protocolos de trabajo con la consecuente disminución de dosis a paciente [1] para una calidad diagnóstica adecuada.

En el presente trabajo se han evaluado, para las

exploraciones de rutina más usuales, el índice de dosis en tomografía computadorizada ponderado, CTDI_w y el índice de dosis en tomografía computadorizada volumétrico, CTDI_{vol}. Dichas magnitudes dosimétricas han sido comparadas con aquellas establecidas como marco de referencia en la Guía Europea EUR 16262 [2]. También, se ha elaborado una comparativa entre los resultados obtenidos para TC monocorte y TC multicorte.

2. EQUIPAMIENTO Y METODOLOGÍA

ACPRO, S.L., realiza controles de calidad anuales a equipos de tomografía computadorizada en distintas instalaciones en el ámbito de Catalunya. En dichos controles se determinan, además de los parámetros de calidad de imagen, el valor del CTDI_w y del CTDI_{vol} para las exploraciones más significativas realizadas con los equipos de TC.

El estudio se ha realizado a partir de la información obtenida de los protocolos utilizados en los centros en el año 2005. Las doce exploraciones evaluadas pertenecen a las regiones anatómicas de cabeza, cuello y cuerpo. La muestra se ha

realizado sobre 57 equipos pertenecientes a las cuatro marcas principales de TC: G.E. (19), Toshiba (14), Siemens (14) y Philips (10).

Las medidas dosimétricas se han estimado a partir de la DLP (Producto Dosis-Longitud) medida con un detector semiconductor de tipo "lápiz" (longitud activa 100 mm) de la firma Wellhöfer, modelo DCTS, verificado con una cámara de ionización de similares características; acoplado a un electrómetro de la misma marca, modelo Dosimax CTS. Utilizando, a tal fin, dos maniqués cilíndricos de metacrilato, uno de 32 cm de diámetro para las exploraciones de cuerpo y otro de 16 cm para las de cabeza. A partir de la lectura se obtiene el $CTDI_{100}$ (establecido para un intervalo fijo de integración de 100 mm) dividiendo dicho valor por la colimación utilizada.

El $CTDI_w$ o $CTDI$ ponderado se calcula a partir de los valores del $CTDI_{100}$ obtenidos en el centro ($CTDI_{100c}$) y en la periferia ($CTDI_{100p}$) de los maniqués de metacrilato. A partir del $CTDI_w$ se puede obtener el $CTDI_{vol}$ corrigiendo dicho valor por el *pitch* (p)

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100c} + \frac{2}{3}CTDI_{100p} ; CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p}$$

donde
$$p = \frac{\text{avance}}{\text{colimación}}$$

Para cada una de las exploraciones se han registrado los distintos parámetros que definen los protocolos utilizados en cada centro y se ha procedido a la evaluación de los datos resultantes, para $CTDI_w$ y $CTDI_{vol}$, mediante un análisis estadístico en el que se ha incluido el valor del tercer cuartil.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La muestra analizada está compuesta por un total de 57 equipos de TC, de los cuales un 60% son monocortes y un 40% multicortes.

En la Tabla I (pág. siguiente) se presentan los valores obtenidos de los índices de dosis para cada una de las exploraciones estudiadas y se hace la diferenciación entre equipos monocorte (TCmc) y multicorte (TCMC), permitiendo la comparativa entre ambos.

Los valores medios (V.M.) calculados para el $CTDI_w$ son inferiores en los TCMC. Dicha diferencia es prácticamente despreciable en las exploraciones de senos, cervical y lumbar (9%) mientras que es más notoria en hemisferios, hueso petroso y órbitas (20% - 30%). Para el $CTDI_{vol}$ no se aprecia dicha diferencia.

Los coeficientes de variación obtenidos (superiores al 20%)

muestran una gran variabilidad en las técnicas empleadas, siendo ésta más acusada en el caso del $CTDI_{vol}$.

En el valor del tercer cuartil del $CTDI_w$, al igual que en el valor medio, se ha observado que los valores resultantes para los TCmc son superiores a los obtenidos para los TCMC. Con el $CTDI_{vol}$ no se aprecia un comportamiento diferenciado entre equipos TCmc y TCMC.

En la Figura 1 se presentan los diferentes valores obtenidos del índice de dosis ponderado, en términos de tercer cuartil, para cada una de las exploraciones de rutina analizadas.

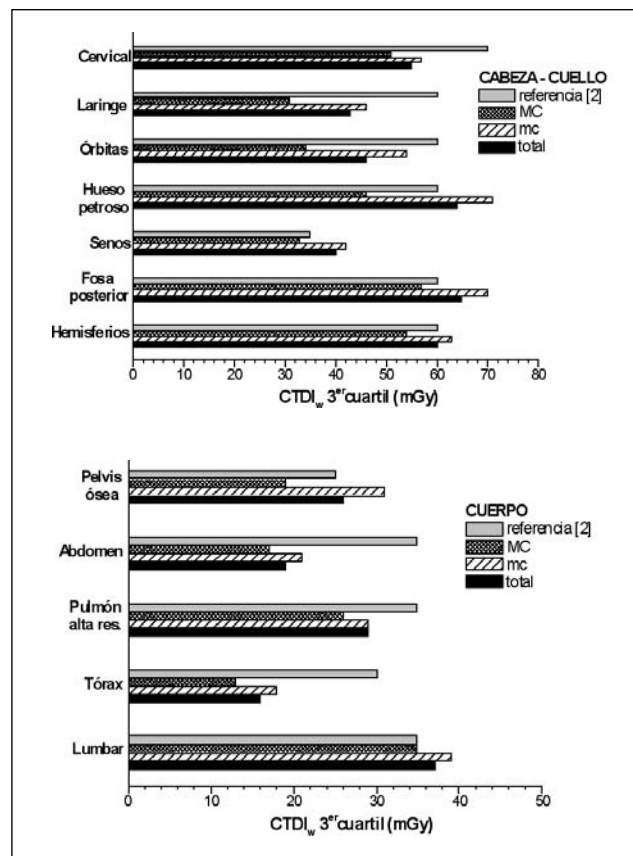


Figura 1. 3^{er} cuartil del $CTDI_w$ para cabeza-cuello (izquierda) y cuerpo (derecha).

Los valores del tercer cuartil de $CTDI_w$ total, que incluye todos los equipos, exceden los valores de referencia [2] para las exploraciones de fosa posterior, senos y hueso petroso y son muy similares a éstos (diferencia <9 %) en los exámenes de hemisferios, lumbar y pelvis ósea. Para el resto de exploraciones el índice obtenido es inferior al de referencia [2] observándose una disminución cercana al 50% en las exploraciones de tórax y abdomen. También cabe destacar que, en general, los índices de dosis ponderados obtenidos

| Exploración | TC | CTDI _w | | | CTDI _{vol} | | |
|------------------------|-------|------------------------------------|--------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|--------------------------|-----------------------------------|
| | | V. M. [m, M] ^A (mGy) | C.V. ^B (%) | 3 ^{er} cua rtil (mGy) | V. M. [m, M] ^A (mGy) | C.V. ^B (%) | 3 ^{er} cua rtil (mGy) |
| Hemisferios | total | 53 [16,94] | 29 | 60 | 51 [21,94] | 30 | 59 |
| | mc | 57 [35,94] | 26 | 63 | 52 [21,94] | 34 | 60 |
| | MC | 45 [16,68] | 31 | 54 | 50 [36,68] | 19 | 56 |
| Fosa posterior | total | 57 [23,89] | 28 | 65 | 52 [21,1 22] | 36 | 61 |
| | mc | 59 [33,89] | 27 | 71 | 50 [21,1 22] | 40 | 57 |
| | MC | 48 [23,65] | 27 | 57 | 59 [39,78] | 22 | 65 |
| Senos | total | 30 [7,68] | 45 | 40 | 31 [6,92] | 59 | 40 |
| | mc | 31 [7,54] | 43 | 42 | 29 [6,69] | 57 | 40 |
| | MC | 28 [12,68] | 50 | 33 | 35 [11,92] | 60 | 40 |
| Hueso petroso | total | 52 [17,1 11] | 43 | 64 | 57 [20,1 93] | 60 | 62 |
| | mc | 61 [25,1 11] | 38 | 71 | 58 [25,1 11] | 40 | 67 |
| | MC | 41 [17,77] | 42 | 46 | 55 [20,1 93] | 80 | 56 |
| Órbitas | total | 36 [11,68] | 41 | 46 | 38 [8,75] | 41 | 48 |
| | mc | 40 [12,60] | 36 | 54 | 38 [8,60] | 43 | 54 |
| | MC | 30 [11,68] | 48 | 34 | 38 [23,75] | 41 | 40 |
| Laringe | total | 34 [13,63] | 39 | 43 | 29 [9,65] | 51 | 37 |
| | mc | 35 [13,63] | 40 | 46 | 29 [10,63] | 47 | 37 |
| | MC | 27 [18,38] | 27 | 31 | 29 [9,65] | 72 | 36 |
| Cervical | total | 49 [14,1 22] | 46 | 55 | 48 [8,152] | 55 | 58 |
| | mc | 49 [18,1 22] | 44 | 57 | 45 [8,82] | 42 | 57 |
| | MC | 48 [14,1 00] | 51 | 51 | 54 [14,1 72] | 68 | 62 |
| Lumbar | total | 30 [16,60] | 32 | 37 | 33 [6,72] | 37 | 42 |
| | mc | 31 [17,46] | 28 | 39 | 33 [6,72] | 37 | 42 |
| | MC | 29 [16,60] | 38 | 35 | 33 [16,60] | 39 | 42 |
| Tórax | total | 14 [5,1 33] | 40 | 16 | 13 [3,40] | 60 | 15 |
| | mc | 15 [7,33] | 37 | 18 | 13 [5,33] | 48 | 15 |
| | MC | 11 [5,18] | 34 | 13 | 12 [3,40] | 82 | 15 |
| Pulmón alta resolución | total | 21 [5,45] | 50 | 29 | 7 [1,34] | 112 | 7 |
| | mc | 22 [5,39] | 42 | 29 | 6 [1,31] | 106 | 7 |
| | MC | 18 [7,45] | 68 | 26 | 9 [1,34] | 120 | 8 |
| Abdomen | total | 17 [6,3 7] | 39 | 19 | 15 [4,37] | 54 | 19 |
| | mc | 18 [7,37] | 40 | 21 | 15 [7,37] | 54 | 18 |
| | MC | 15 [6,25] | 29 | 17 | 15 [4,35] | 56 | 20 |
| Pelvis ósea | total | 21 [7,55] | 52 | 26 | 20 [7,55] | 63 | 24 |
| | mc | 24 [11,55] | 51 | 31 | 21 [7,55] | 61 | 27 |
| | MC | 17 [7,30] | 39 | 19 | 17 [8,42] | 65 | 17 |

AVM. [m,M]: Valor Medio [mínimo, Máximo]

B. C.V.: Coeficiente de Variación

Tabla I. Estudio estadístico, por exploración, de los índices de dosis: CTDI_w y CTDI_{vol}

para las exploraciones de cabeza se encuentran más próximos a los de referencia [2].

Para todas las exploraciones, los valores del tercer cuartil de CTDI_w obtenidos en los equipos monocorte son superiores a los de los multicorte. Este efecto se hace más evidente al comparar los resultados con los valores de referencia ya que existen exploraciones como hemisferios, fosa posterior, senos, hueso petroso, lumbar y pelvis ósea para las que el valor obtenido en el TCmc supera el valor de referencia [2], mientras que en el TCMC todas las exploraciones quedan por debajo.

En la Tabla II aparecen los valores medios de los diferentes

parámetros técnicos empleados en los exámenes que son objeto de estudio. El análisis de estos valores nos lleva a las siguientes consideraciones:

Si se observa el modo de operación, hay exploraciones en las que se aprecia una tendencia clara al empleo de la misma técnica tanto en equipos TCmc como en TCMC. Las exploraciones de hemisferios, fosa posterior, lumbar y pulmón alta resolución se realizan en modo axial mientras que el método empleado para los exámenes de laringe, tórax, abdomen y pelvis ósea es el helicoidal. Para el resto de exámenes, senos, órbitas y cervical, el modo más utilizado es

el axial en equipos TCmc y el helicoidal en los TCMC. No obstante, cabe hacer notar que en el examen de hueso petroso no se ve una clara diferenciación en la técnica empleada entre equipos monocorte y multicorte.

Si se analiza la carga media de las exploraciones, puede observarse que en la mayoría de exámenes de rutina, ésta presenta un valor menor para los equipos multicorte que para los monocorte.

La colimación es mayor en los TCMC debido al mayor número de detectores. El ancho de corte es menor a fin de mejorar su resolución espacial longitudinal. Respecto al valor medio del *pitch*, en general, éste es ligeramente superior para los equipos TCmc. Para el caso de la exploración pulmón alta resolución, sus propias características hacen que dicha diferencia sea más acentuada.

4. CONCLUSIONES

A la vista de los resultados presentados para los índices dosimétricos se puede concluir que existe una diferencia apreciable en los valores medios de los $CTDI_w$ entre equipos monocorte y multicorte, presentando estos últimos valores inferiores. En los valores de $CTDI_{vol}$ no se observa dicha diferencia.

Comparando los resultados del tercer cuartil obtenidos para

el $CTDI_w$ con los de la Guía Europea [2] se observa que en los equipos TCmc estos valores han sido superados en algunas de las exploraciones mientras que para los equipos TCMC el valor referenciado no se supera en ningún caso.

Este estudio nos lleva a plantearnos las siguientes consideraciones: la posible optimización de los protocolos aplicados con la introducción de los tomógrafos multicorte, la importancia de una revisión periódica de los valores de referencia, así como la necesidad, en un futuro, de establecer valores de referencia diferentes para los equipos TCMC y los equipos TCmc. En estudios posteriores [3] a la publicación de la Guía Europea 16262 [2] ya se consideró esta diferenciación de los índices de dosis entre ambos tipos de equipos.

Por lo que se refiere a los parámetros empleados en las diferentes exploraciones, se puede apreciar que, en general, el modo de operación empleado coincide en ambos tipos de equipos, si bien, en los exámenes de senos, órbitas y cervical no se da dicha coincidencia. Las tensiones seleccionadas presentan valores similares para los equipos TCMC y los TCmc. Si se analiza la carga media, se observa que su valor es inferior en los TCMC respecto a los TCmc. Esto se puede asociar al hecho de que los tiempos de rotación que emplean los primeros son menores. Sin embargo hay que tener en

| EXPLORACIÓN | TC | Modo ¹ | Tensión (kV) | Carga (mAs) | Colimación (mm) | Pitch |
|------------------------|----|-------------------|--------------|--------------|-----------------|-------|
| Hemisferios | mc | A | 124 | 309 | 7.3 | 1.2 |
| | MC | A | 121 | 311 | 13.7 | 0.9 |
| Fosa posterior | mc | A | 124 | 309 | 3.9 | 1.3 |
| | MC | A | 121 | 282 | 9.4 | 0.8 |
| Senos | mc | A | 122 | 170 | 3.0 | 1.0 |
| | MC | H | 121 | 151 | 7.0 | 1.0 |
| Hueso petroso | mc | A | 121 | 261 | 1.3 | 1.1 |
| | MC | A/H | 122 | 187 | 3.0 | 0.9 |
| Órbitas | mc | A | 123 | 206 | 2.7 | 1.1 |
| | MC | H | 121 | 185 | 8.0 | 0.8 |
| Laringe | mc | H | 122 | 189 | 4.3 | 1.3 |
| | MC | H | 120 | 191 | 7.2 | 1.3 |
| Cervical | mc | A | 122 | 247 | 2.3 | 1.2 |
| | MC | H | 123 | 231 | 8.0 | 1.0 |
| Lumbar | mc | A | 126 | 349 | 3.4 | 1.0 |
| | MC | A | 128 | 292 | 10.1 | 0.9 |
| Tórax | mc | H | 121 | 192 | 8.0 | 1.2 |
| | MC | H | 124 | 148 | 13.5 | 1.2 |
| Pulmón alta resolución | mc | A | 127 | 207 | 1.8 | 6.4 |
| | MC | A | 128 | 126 | 3.3 | 4.4 |
| Abdomen | mc | H | 121 | 222 | 8.4 | 1.3 |
| | MC | H | 121 | 190 | 15.9 | 1.1 |
| Pelvis ósea | mc | H | 124 | 253 | 5.0 | 1.2 |
| | MC | H | 125 | 196 | 12.2 | 1.1 |

¹A: modo axial; H: modo helicoidal

Tabla II. Valores medios de los parámetros empleados en los diferentes protocolos

cuenta que el estudio de la carga seleccionada puede verse afectada por el empleo de sistemas de control automático de la exposición (CAE) o porque el valor registrado en los equipos TCMC corresponda a la carga efectiva. El valor del pitch, en general, es ligeramente superior para los equipos monocorte, tanto en las exploraciones de cabeza como de cuerpo. nda a la carga efectiva. El valor del *pitch*, en general, es ligeramente superior para los equipos monocorte, tanto en las exploraciones de cabeza como de cuerpo.

REFERENCIAS

- [1] REAL DECRETO 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas.
- [2] *European Guidelines on quality criteria for computed tomography, report EUR 16262. Office for Official Publications of the European Communities. Brussels 1999.*
- [3] SHRIMPSON, P.C., HILLIER, M.C., LEWIS, M.A., DUNN, M., *Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review*

Área 2 Radiodiagnóstico en general (RG)

ESTIMACIÓN DE DOSIS A PACIENTES EN EXPLORACIONES DE TÓRAX CON CR AGFA

MIGUEL LÓPEZ SÁNCHEZ*, ANTONIO LÓPEZ MEDINA,
BENITO ANDRADE ÁLVAREZ, FRANCISCO JAVIER SALVADOR GÓMEZ,
MANUEL SALGADO FERNÁNDEZ

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital do Meixoeiro, Vigo (España)

In this work, a new method of dose estimation in chest explorations has been developed. This method is based on the relation between the entrance surface air Kerma and SAL parameter (Scan Average Level, a CR exposure indicator defined by Agfa) which is measured in a point where the patient does not attenuate the incident beam. In order to achieve this, the relation between SAL and time-intensity product of the shot has been previously studied, obtaining a quadratic relation.

Afterwards the efficiency of the system has been proved by the calculation of the entrance surface air kerma in a sample of 20 patients using their radiologic images. The obtained value was $(177 \pm 18) \mu\text{Gy}$, close to the value obtained in our hospital from the customary method of collecting data about shot parameters, patient thickness and tube output.

The conclusion is that this method allow the air kerma estimation in patients from the CR image without the need of additional data collection, difficult to obtain in the hospital's daily routine.

1.- Introducción

La medida y el control de la dosis recibida por pacientes que se someten a exámenes radiológicos es una necesidad. En este contexto, es bueno disponer de métodos que permitan estimar dicha dosis tiempo después de haber realizado la exploración y empleando el mínimo número de datos. En este trabajo se ha intentado conseguir esto estudiando las imágenes radiológicas generadas en un sistema de Radiografía Computarizada Agfa. Concretamente se ha usado un parámetro definido por Agfa, el SAL [1], que mide la exposición en el CR.

El estudio se ha realizado sobre exploraciones de tórax por ser este uno de las exploraciones más frecuentes en cualquier centro.

2.- Material y métodos

2.1.- Material utilizado

El estudio se ha realizado con un sistema de radiografía computarizada AGFA compuesto fósforos fotoestimulables

instalados en chasis $35 \times 43 \text{ cm}^2$, MD40 Code 15, con una resolución de 10 píxeles/mm.

Para irradiar los CR se ha usado un tubo *Optitop 150/40/80 HC* (Siemens) alimentado por un generador *Polymat 100* (Siemens). El equipo está especialmente diseñado para estudios de tórax.

La medida del rendimiento del tubo y del factor de atenuación de la rejilla se ha hecho con una cámara *RadCal 10X5-3CT* (de 3 cm^2), calibrada en el *Centro Nacional de Dosimetría*.

2.2.- Relación SAL-Kerma en aire incidente en el CR

Para hallar una correspondencia entre el Kerma en aire incidente en el CR [2] ($K_{a,i}^{CR}$ de aquí en adelante) y el SAL se ha relacionado previamente dicho parámetro con los mAs usados. Para ello se han realizado varios disparos sin paciente utilizando diferentes técnicas usadas en los estudios de tórax. Concretamente, se ha usado un voltaje fijo de 129 kV y un conjunto de mAs entre 0.8 y 4.

Posteriormente, se ha leído el parámetro SAL a partir del

análisis de la imagen recogida por los CR. Esta lectura se realiza con una herramienta del software proporcionado por AGFA.

A la hora de hacer las lecturas del SAL, se han considerado 5 regiones de interés (ROI) en la imagen con objeto de tener en cuenta variaciones en la fluencia debidas al efecto anódico o a problemas en el tubo (figura 1).

A partir de estas medidas se ha obtenido una relación cuadrática entre el SAL y los miliamperios por segundo usados en cada disparo.

$$mAs = k \times SAL^2 + j. \quad (1)$$

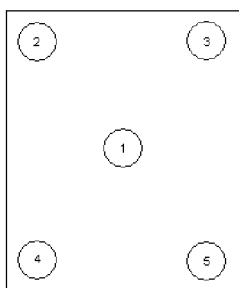


Figura 1. ROIs de interés

El siguiente paso es averiguar el $K_{a,i}^{CR}$ a partir de los mAs usados. Para ello se han utilizado las medidas de rendimiento del tubo y el factor de atenuación de la rejilla.

Para medir el rendimiento se utilizó una cámara RadCal. El valor obtenido para 129 kV fue de $(64.89 \pm 2.2) \mu\text{Gy/mAs}$ a 152.5 cm del foco.

En el caso del factor de atenuación de la rejilla se midió el Kerma en aire con la cámara RadCal en el lado anterior y posterior de la rejilla. El valor obtenido para este factor, corregido por el efecto del inverso del cuadrado de la distancia, fue de 0.225.

Reuniendo todo se puede calcular $K_{a,i}^{CR}$ a partir del SAL. Al igual que los mAs, sigue una relación cuadrática.

$$K_{a,i}^{CR} = R_l \times mAs = R_r \times \left(\frac{d_{FRD}}{d_{FPD}} \right)^2 \times AT \times (k \times SAL^2 + j) \quad (2)$$

donde

R_l = Rendimiento en el chasis, a 180 cm del foco.

R_r = Rendimiento en las condiciones de referencia, a 152.5 cm del foco.

d_{FRD} y d_{FPD} = Distancia foco-referencia y distancia foco-chasis respectivamente.

AT = factor de atenuación de la rejilla.

k = factor de proporcionalidad entre los mAs y el SAL.

2.3.- Kerma en aire a la entrada en pacientes.

Utilizando la relación anterior es posible estimar el kerma a la entrada en pacientes. Basta conocer el espesor de estos y el factor de retrodispersión.

$$K_{a,e}^P = K_{a,i}^P B = K_{a,i}^{CR} \left(\frac{d_{FID}}{d_{FPD}} \right)^2 \frac{B}{AT}; \quad (3)$$

donde

$K_{a,e}^P$ = Kerma en aire a la entrada en el paciente.

$K_{a,i}^P$ = Kerma en aire incidente en el paciente.

B = factor de retrodispersión del paciente, 1.45 [3].

Usando la ecuación (2) se obtiene una relación cuadrática entre el Kerma a la entrada en el paciente y el SAL.

$$K_{a,e}^P = R_r \times \left(\frac{d_{FRD}}{d_{FPD}} \right)^2 \times B \times (k \times SAL^2 + j) \quad (4)$$

Para verificar si lo anterior es congruente con los resultados obtenidos mediante otros métodos se ha hecho un estudio con 20 pacientes sometidos a exámenes de tórax. El estudio



Dos posibles regiones validadas para la medida del SAL

Figura 2

consiste en leer el SAL correspondiente a regiones de la imagen radiográfica no atenuadas por el propio paciente, es decir, regiones en las que es factible aplicar el método desarrollado (figura 2). La ROI elegida para realizar fue la número 5 (figura 1). A continuación se calculó el Kerma en aire a la entrada para cada uno de los pacientes usando para todos ellos un espesor de (25 ± 3) cm.

3.- Resultados

La tabla I presenta las lecturas del SAL realizadas con diferentes técnicas y en distintas regiones de interés.

Se aprecia cierta variación en los valores en función de la región de interés.

| KVp | mAs | SAL1 | SAL2 | SAL3 | SAL4 | SAL5 | SAL promedio |
|-----|------|------|------|------|------|------|--------------|
| 129 | 0,80 | 2324 | 2176 | 2485 | 2003 | 2182 | 2234 |
| | 1,00 | 2533 | 2365 | 2725 | 2141 | 2367 | 2426 |
| | 1,25 | 2634 | 2503 | 2859 | 2232 | 2479 | 2541 |
| | 1,60 | 2925 | 2886 | 3156 | 2537 | 2752 | 2851 |
| | 2,00 | 3278 | 2922 | 3464 | 2791 | 3077 | 3106 |
| | 2,50 | 3571 | 3315 | 3838 | 3012 | 3325 | 3412 |
| | 3,20 | 3786 | 3713 | 4080 | 3244 | 3543 | 3673 |
| | 4,00 | 4094 | 4037 | 4095 | 3527 | 3922 | 3935 |

Tabla I. Lecturas del SAL en cada Región de Interés

La Figura 3 muestra la relación entre mAs y (SAL promedio)². Se aproxima a una recta en el rango de datos usado. El ajuste obtenido se muestra a continuación.

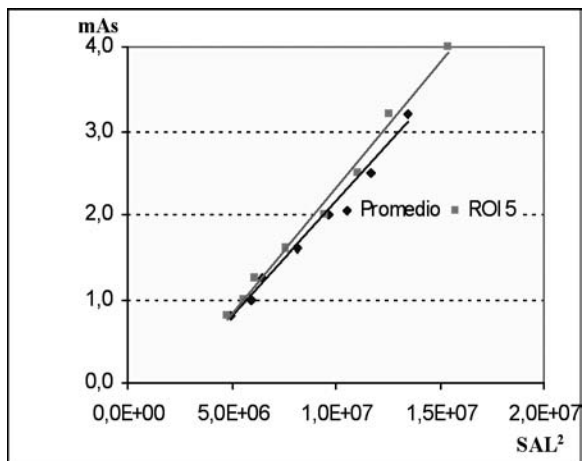


Figura 3. Relación entre el producto intensidad tiempo y el cuadrado del SAL.

$$mAs = (2.73 \pm 0.10) \times 10^{-7} SAL^2 - (0.58 \pm 0.09) \quad r^2 = 0.9935$$

Como ya se ha dicho, en el estudio de dosis a pacientes se ha usado la ROI 5 debido a que es una zona donde la radiación llega sin ser atenuada en la mayoría de las radiografías de tórax. La relación SAL²-mAs para dicha zona se presenta también en la Figura 3 con su ajuste lineal correspondiente a continuación.

$$mAs = (2.99 \pm 0.11) \times 10^{-7} SAL^2 - (0.68 \pm 0.10) \quad r^2 = 0.9919.$$

A partir de (4) calculamos el kerma a la entrada en el paciente:

$$K_{a,e}^P = R_R \times \left(\frac{d_{FRD}}{d_{FPD}} \right)^2 \times B \times mAs = (2.91 \pm 0.18) \times 10^{-5} SAL^2 - (66.10 \pm 10.1)$$

Los resultados obtenidos para el kerma en aire a la entrada se adjuntan en la tabla II (pág. siguiente).

4.- Conclusiones

El Kerma calculado promedio, $(180 \pm 80) \mu\text{Gy}$ es congruente con el obtenido por el método de recopilar la información referente a la técnica del disparo, el espesor del paciente y el rendimiento del equipo, $(200 \pm 60) \mu\text{Gy}$. La incertidumbre total asociada a cada medida no supera el 15%, valor razonable en estudios relacionados con el radiodiagnóstico.

Como consecuencia puede afirmarse que el método descrito se muestra como una manera eficaz de estimar la dosis a pacientes de tórax aun desconociendo el producto corriente intensidad utilizado en la exploración. Esto supone una ventaja ya que es posible evaluar la dosis *a posteriori* contando sólo con la imagen radiográfica.

Aunque la radiografía de tórax está entre las más frecuentes y es un estándar dentro del radiodiagnóstico, sería deseable ampliar este estudio a otro tipo de exploraciones. Debe notarse, no obstante, que el parámetro SAL satura cuando los mAs superan un cierto umbral, por lo que no podría utilizarse en exploraciones que requieran superar esa cantidad.

De todas formas, existe un buen número de exploraciones susceptibles de ser tratadas con este método. Como ejemplo de esto cabe destacar los estudios pediátricos que, debido a las reducidas dimensiones de los pacientes, siempre se llevan a cabo con técnicas bajas [4].

Referencias

- [1] EMMANUEL G. CHRISTODOULOU, MITCHELL M. GOODSITT, HEANG-PING CHAN, Phototimer setup for CR imaging, Med. Phys. 27 (12), pp. 2652-2658.
- [2] ICRU. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging. Report No 74. Journal of the ICRU Volume 5, No 2, 2005
- [3] PETOUSSI-HENSS, N., ZANKL, M., DREXLER, G., PANZER, W., REGULLA, D. (1998), Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods, Phys. Med. Biol. 43, pp. 2237-2250.
- [4] R. SCHAEZING, Management of pediatric radiation dose using Agfa computed radiography, Pediatr. Radiol. 34 (suppl 3): S207 - S214.

| Paciente | SAL5 | Kerma(μ Gy) | Incertidum bre | Paciente | SAL5 | Kerma(μ Gy) | Incertidum bre |
|----------|------|------------------|----------------|----------|------|------------------|----------------|
| 1 | 2419 | 105,13 | 14,59 | 11 | 2744 | 154,12 | 16,90 |
| 2 | 3905 | 379,53 | 29,25 | 12 | 2624 | 135,31 | 15,99 |
| 3 | 3280 | 248,41 | 21,84 | 13 | 2480 | 113,85 | 14,99 |
| 4 | 2315 | 90,75 | 13,97 | 14 | 3536 | 299,36 | 24,67 |
| 5 | 3159 | 225,66 | 20,61 | 15 | 2752 | 155,41 | 16,97 |
| 6 | 2668 | 142,11 | 16,31 | 16 | 2590 | 130,14 | 15,74 |
| 7 | 2722 | 150,61 | 16,73 | 17 | 3453 | 282,42 | 23,72 |
| 8 | 2451 | 109,68 | 14,80 | 18 | 2657 | 140,40 | 16,23 |
| 9 | 2924 | 183,91 | 18,41 | 19 | 2520 | 119,69 | 15,25 |
| 10 | 2769 | 158,15 | 17,10 | 20 | 3086 | 212,34 | 19,90 |

Tabla II. Kerma en aire a la entrada en pacientes

Área 2 Radiodiagnóstico en general (RG)

INFLUENCIA DEL USO DE UN PROTECTOR OCULAR DE BISMUTO SOBRE EL ÍNDICE DE DOSIS TC Y EL RUIDO DE LA IMAGEN EN UN PROTOCOLO DE CRÁNEO ESTÁNDAR

G. SÁNCHEZ CARMONA¹, A. UREÑA LLINARES¹, A. SANTOS RUBIO¹
G. HARO MADERO¹, M. HERRADOR CÓRDOBA¹

¹Servicio de Radiofísica, HH.UU. Virgen del Rocío. Avenida Manuel Siurot s/n, 41013 Sevilla

OBJECTIVE: The purpose of this work is to evaluate the reduction of lens doses, CT dose index (CTDI) and image quality when bismuth shielding is used.

MATERIAL AND METHOD: Dose indexes nCDTI_{c,p,w} were measured for a head phantom (d = 16 cm) in three situations: first, without shielding, second, shielded with bismuth over the phantom surface and, last, with 2 cm between both. Four regions of interest were selected, two including the theoretical eyes position and the others 4 – 6 cm below them. Noise and grey level in Hounsfield units were also measured in all geometries.

RESULTS: A bismuth shielding in contact or 2 cm above surface provides a dose reduction of 36% y 29% respectively. In the first case an important perturbation of image quality appears, increasing a 55% the Hounsfield units in the superficial regions of interest and a growth of noise 6 times greater.

CONCLUSIONS: Bismuth protection provides an important reduction in lens dose., in the case of direct incidence radiation beam.

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

La aparición de nuevos materiales ha supuesto un importante salto cualitativo a la hora de proteger zonas especialmente radiosensibles en las exploraciones de tomografía computarizada. Así los sistemas de protección de bismuto permiten una reducción de las dosis en cristalino, tiroides y mama que hasta hace poco no era posible. Antes de su implantación en un servicio de radiodiagnóstico es necesario analizar la influencia de su uso en términos de reducción de los distintos índices dosimétricos y parámetros que caracterizan la calidad de imagen, nivel de gris promedio y nivel de ruido.

En este caso hemos tratado de evaluar cuantitativamente a partir de medidas en maniquí de cráneo la reducción de la dosis en cristalino, la variación de los índices de dosis TC (CTDI) en el centro, en la periferia y ponderado, así como el ruido de la imagen y el nivel de gris promedio en unidades Hounsfield (UH).

2. MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado un Tomógrafo Computarizado Philips Tomoscan AVPS, un protector de ojos de látex – Bismuto marca AttenuRad. Para llevar a cabo las medidas del CTDI se ha utilizado un maniquí estándar de cráneo (Radcal Corporation) de 16 cm de diámetro, electrómetro y cámara lápiz marca Radcal modelos 9010 y 10x5 – 3ct.

Hemos utilizado la técnica estándar para la fosa posterior en pacientes pediátricos en el Hospital Infantil de los HH.UU. Virgen del Rocío, tensión máxima de 120 kV, intensidad de corriente 150 mA, tiempo 1 s y espesor de corte 5 mm.

Se han medido la carga en los cinco alojamientos del detector en el interior del maniquí para tres posibles situaciones, sin protector ocular, con 2 cm de goma espuma entre el protector y la superficie y con el protector en contacto con el fantoma.

A partir de las medidas se han obtenido una estimación de la dosis en cristalino y se ha estudiado la variación de los valores

de CTDI normalizados en el centro, en la periferia y el valor ponderado.

Desde el punto de vista de la protección del paciente en tomografía computarizada dos magnitudes que proporcionan una información valiosa son el producto dosis longitud (DLP) y de la dosis efectiva (E), sus expresiones son bien conocidas^{[1],[2]} y sabemos que ambas son proporcionales al S CTDI_{wi} para un volumen de exploración y para un determinado desplazamiento de camilla, de modo que analizamos la reducción de la contribución relativa de cada corte con protección a estas dos magnitudes respecto a si ese corte no la tuviese.

$$\text{Reducción DLP}_i = \frac{\text{CTDI}(\text{protección})}{\text{CTDI}(\text{sin protección})} \cdot i$$

Al mismo tiempo y para las tres situaciones mencionadas se han seleccionado cuatro regiones de interés (Figura 1), con un área de 249,1 píxeles (2,35 cm²), estudiando el valor medio en unidades Hounsfield y el ruido para cada caso.

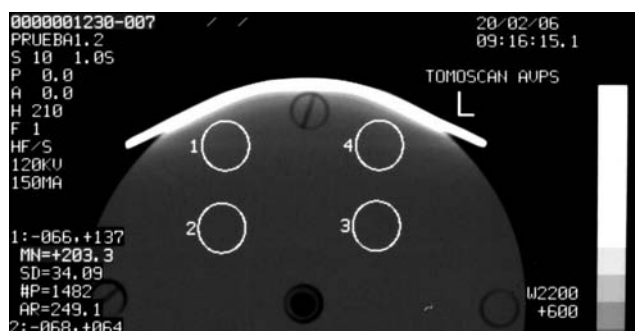


Figura 1. Distribución de las regiones de interés en el maniquí de cabeza.

3. RESULTADOS

En la Tabla I. puede observarse la variación de los indicadores dosimétricos obtenidos a partir de las medidas para las diferentes geometrías de medida.

| Situación | Dosis Posición 12 h (mGy) | nCDT _{lc} | ΔnCDT _{lc} (%) | nCDT _{lp} | ΔnCDT _{lp} (%) | nCDT _{lw} | ΔnCDT _{lw} (%) |
|-------------------------------|---------------------------|--------------------|-------------------------|--------------------|-------------------------|--------------------|-------------------------|
| Sin Protección | 2.294 | 13.85 | - | 14.36 | - | 14.19 | - |
| Protección + 2 cm goma espuma | 1.621 | 12.34 | -10.9 | 13.00 | -6.1 | 12.78 | -7.7 |
| Protección en Contacto | 1.465 | 12.77 | -12.9 | 12.77 | -7.8 | 12.54 | -9.5 |

Tabla I. Variación de la dosis en cristalino y de los índices de dosis TC.

Como aproximación para estimar la reducción de la dosis en cristalino hemos tomado las medidas de dosis en la posición superior del maniquí (Posición 12 horas), el uso del protector proporciona una reducción de dosis del 29% cuando esta a 2 cm de del ojo y de un 36% cuando está en contacto, estos valores son coincidentes con los resultados obtenidos en otros estudios[3].

En caso de separar el protector 2 cm de la superficie para disminuir su influencia en la calidad de la imagen obtenida implica que la reducción de los índices dosis es entre 1.6 - 2% menor que cuando está en contacto.

Para nuestro protocolo de cráneo estándar la disminución del nCTDI_w en un 9.5% implica una reducción de un 11.6% de la contribución relativa al DLP y E de cada corte que tenga protección respecto a si no la tuviera.

En la Tabla II. se presenta la variación del nivel de gris promedio y el ruido en las cuatro regiones de interés.

| ROI | 1 | 2 | 3 | 4 |
|-------------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | UH / Ruido (%) | UH / Ruido (%) | UH / Ruido (%) | UH / Ruido (%) |
| Sin Protección | 128.8 / 0.8 | 121.3 / 0.5 | 121.6 / 0.4 | 128.9 / 0.7 |
| Protección + 2 cm goma espuma | 147.9 / 0.6 | 129.1 / 0.4 | 129.2 / 0.4 | 144.4 / 0.7 |
| Protección en Contacto | 202.1 / 3.3 | 136.0 / 0.5 | 137.0 / 0.5 | 199.7 / 3.1 |

Tabla II. Nivel de ruido y valor promedio de nivel de gris en las cuatro regiones de interés.

En la zona superficial, regiones 1 y 4, la presencia del sistema de protección provoca un aumento importante de nivel de gris así como del ruido de la imagen, cuantitativamente vemos que es del orden del 55% de UH cuando está en contacto, aumentando además el ruido del 0.8% al 3.3%.

Cuando nos encontramos a 4 – 6 centímetros de profundidad, regiones 2 y 3, el aumento de valor promedio del nivel de gris es de 16 UH, sin que exista un aumento significativo del ruido.

Para el caso en que hay 2 cm de separación vemos que no existe aumento del ruido, y el incremento del valor medio del nivel de gris es muy inferior, por debajo del 15% de UH en el caso más desfavorable.

4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Cuando existe una incidencia directa del haz de radiación sobre el globo ocular, el uso de protectores de látex – bismuto proporciona una importante reducción de la dosis en cristali-

no, asimismo para cada corte de la exploración en la que el haz incide sobre el sistema de protección otros índices dosimétricos como son los diferentes CTDI, la dosis efectiva E y el producto dosis longitud DLP, también se ven reducidos significativamente.

El uso del sistema de protección no sustituye a otros procedimientos que ayudan a reducir la dosis en cristalino como angular el gantry[4], usándose de modo conjunto.

Desde el punto de vista de la calidad de imagen en aquellos casos en los que pueda ser crítico para el diagnóstico que no se produzcan artefactos en el mismo globo ocular separando dos centímetros el protector se obtiene una imagen con muy poco aumento del nivel de gris y sin aumento significativo de ruido, obteniendo aún una reducción de dosis importante.

Salvo en aquellos casos en los que el paciente pueda tener problemas para mantener los ojos cerrados con un objeto sobre ellos, fundamentalmente este caso puede presentarse con niños, debe recomendarse el uso del sistema de protección para aquellas exploraciones en las que el haz incida directamen-

te sobre el ojo o el límite de la zona a explorar se encuentre muy próxima a él.

5. REFERENCIAS

- [1] Dose from computed tomography (CT) Examinations in UK – 2003 Review 2003, NRPB Publication NRPB-W67.
- [2] Baeza M. et al., Estimación de las dosis de tomografía computarizada en cinco centros para indicaciones frecuentes en cinco áreas anatómicas., Revista de Física Médica 4 (2003) 7 a 17.
- [3] Kenneth D. Hopper et al., Radioprotection to the eye during CT scanning, American Journal Neuroradiology 22 (2001) 1194 a 1198.
- [4] McLaughlin D.J., Mooney R. B., Dose reduction to radiosensitive tissues in CT. Do commercially available shields meet the user's needs?, Clinical radiology 59 (2004) 446 a 450.

Área 2 Radiodiagnóstico en general (RG)

THE INFLUENCE OF PATIENT THICKNESS ON THE CALCULATION OF ORGAN DOSES AND EFFECTIVE DOSE

K. LEYSENI^{1,2}, L. STRUELENS², K. SMANS², F. VANHAVERE², H. JANSSENS¹

¹ Xios Hogeschool Limburg, Department of Industrial Science and Technology, Diepenbeek, Belgium
² SCK•CEN, Division of Radiation Protection, Mol, Belgium

The effective dose is a quantity that is used to express the risks for stochastic effects. In view of optimization of patient doses, the effective dose can be a useful tool. Conversion coefficients (CCs) are used to calculate this effective dose, starting from easily measurable quantities. CCs are widely available, which are calculated for standard phantoms. Because every patient is different, however, inaccuracies will be introduced, using these standard CCs for all patients. This study quantifies the difference in organ doses and effective dose between a standard model and 2 thicker phantoms.

The determination of CCs is done for 2 different examinations (Abdomen AP and Thorax PA) with the MCNP computer code. The calculated conversion coefficients are also applied to patient doses (DAP and ESD) that were measured in 3 centra and technical parameters as well as patient dimensions were registered.

The effective dose for patients larger than the standard phantom (equivalent diameter $d_e=22,9\text{kg/m}$) is overestimated when calculated with the standard CCs. As well for the abdomen as thorax examination, the overestimation for a patient with $d_e=24,4\text{kg/m}$ is around 18% using DAP and 22% using ESD measurements.

For a patient with $d_e=25,8\text{kg/m}$ effective dose is overestimated by nearly 34% using DAP and 39% for ESD measurements.

1. Introduction

To determine the risk of stochastic effects caused by ionizing radiation the quantity effective dose was introduced for radiation protection issues. To calculate this effective dose, conversion coefficients (CCs) are needed in combination with easily measurable dose quantities, like dose-area-product (DAP) or entrance surface dose (ESD). These kind of CCs are published for numerous projections and clinical spectra for which the patient is represented by a phantom with standard dimensions (73kg and 179cm)^{1,2}. When the dimension of a patient differs from this standard weight and length, the use of these published CCs will introduce an error in the determination of effective dose. The purpose of this study was to quantify the inaccuracy introduced by using these standard CCs for patients with deviating dimensions for two different examinations (Abdomen AP and Thorax PA).

2. Material and methods

Dose measurements were performed in 3 centra on patients undergoing an abdomen AP (12 patients) or thorax PA projection (123 patients). DAP was measured with a flat ionization chamber KermaX plus from Wellhöfer, Germany. Entrance surface doses are measured using thermoluminescence dosimeters (MCP-N, LiF:Mg,Cu,P). Technical parameters like tube voltage and tube load are registered for all patients as well as the patient dimensions (mass, length and abdomen or thorax contour).

Conversion coefficients are calculated with the Monte Carlo computer code MCNP4B³ for 3 different phantoms: 1 standard phantom (73,5 kg ; 179 cm), phantom A (83,5 kg ; 179 cm) and phantom B (93,5 kg ; 179 cm). The larger phantoms are obtained by introducing an extra layer of fat around the phantoms torso. These phantoms are created by the *Bodybuilder* soft-

ware⁴ from *White Rock Science, USA*. For both projections, CCs are calculated for clinical relevant spectra, namely tube voltage ranging from 60 to 85 kVp for the abdomen projection and from 100 to 125 kVp for the thorax projection. The total filtration ranged from 2,5 to 5,0 mm Al_{eq}. Conversion coefficients are calculated normalized to DAP (CC_{DAP}) and to ESD (CC_{ESD}).

3. Results and Discussion

The patients contributing to this study were divided in 3 classes, by calculating their equivalent diameter:

$$d_e = 2\sqrt{(100.W)/(100.\pi.H)}$$

with W = mass [kg] and H = height [m]. Patients with $d_e < 23,4$ kg/m belong to the class represented by the standard phantom ($d_e = 22,9$ kg/m), patients with $23,4 \leq d_e \leq 25,4$ kg/m belong to the class represented by phantom A ($d_e = 24,4$ kg/m) and patients with $d_e > 25,4$ kg/m belong to the class represented by phantom B ($d_e = 25,8$ kg/m). The patients were well distributed between the 3 classes.

From the DAP and ESD measurements performed on the patients, effective doses were calculated in 2 different ways: 1) For all patients, the standard CCs are used independent on the patient size ; 2) For every patient DAP or ESD are combined with the CC considering the patient size. Effective doses were found to be larger when standard CCs are used for all patients (method 1). In table I, the overestimation of effective dose is illustrated for both projections and for using CC_{DAP} or CC_{ESD}.

| | Abdomen AP | | Thorax PA | |
|-------------------|------------|-----------|-----------|-----------|
| | Phantom A | Phantom B | Phantom A | Phantom B |
| CC _{DAP} | 18% | 34% | 17% | 33% |
| CC _{ESD} | 23% | 39% | 21% | 39% |

Table I: the overestimation of effective dose by using standard CCs for all patients, independent on patient size.

To understand these differences in effective dose between the 2 calculation methods, a detailed evaluation of the different organ doses was performed in function of patient thickness. In figure 1, the evolution of organ doses is illustrated in function of the 3 phantom sizes for an abdomen AP projection for 80 kVp and 4 mm Al_{eq}.

From figure 1, we can see that organ doses, calculated outside the abdomen radiation field for 80 kVp and 4 mm Al_{eq}, are reduced by 11% and 20% for phantom A and B, respectively. The doses for organs located in the radiation field, will be reduced by 22% and 33% for phantom A and B, respectively. The same dose reduction is found for the large tissues, like

skeleton and red bone marrow, which are only partly in the radiation field. These dose reductions can be explained by a larger absorption of the radiation energy in the extra layer of fat around the organs, which is included in phantom A and B. Only the dose to the skin stays rather constant for all phantoms. The skin is the only organ that increases in size and mass for the thicker phantoms. The evaluation of the absorbed energy in the skin for the larger phantoms is very complex. Their will be an increase of absorbed energy in some parts caused by the backscattered radiation coming from the extra layer of fat, some parts will be closer to the X-ray source for the thick phantom, the exposure of those parts of the skin at the exit surface of the patient will be lower, etc. Similar results were found for the organ doses for the thorax irradiation. However, for this projection, the dose reduction to the breast is much larger compared to the other organs (40% for phantom A and 70% for phantom B). As this is a posterior-anterior (PA) projection, the breasts are twice covered by this extra layer of fat, on the back side and the front side of the patient.

Figure 1: The evolution of organ doses in function of phantom size for an abdomen AP projection with 80 kVp and 4,0 mm Al_{eq}.

DAP is calculated from a dose in air at a certain distance from the source, multiplied with the field area at that same distance and will be the same for all phantom sizes. ESD is calculated from DAP, by dividing it by the field area at the skin of the patient and multiplied by a suitable backscatter factor. This ESD value will slightly increase with phantom size because of the higher backscatter factor, and the smaller field area on the skin of the phantom.

This results in an average reduction of the CC_{DAP} over the entire kVp range (60 – 85 kVp) of the abdomen projection of 18% for phantom A and of 34% for phantom B. The average reduction of CC_{ESD} for this projection amounts to 21% for phantom A and 39% for phantom B.

The average reduction of CC_{DAP} for the thorax projection is

18% for phantom A and 34% for phantom B and an average reduction for CC_{ESD} of 22% for phantom A and of 39% for phantom B. There is a small spread in average dose reduction for all CCs, illustrating that it is not much depending on the tube voltage used for the examination considered.

Although, the effective doses are overestimated when standard CCs are used in combination of the DAP or ESD measurements on thicker patients, this does not mean that in practice effective doses for large patients are smaller than for standard patients. CCs are normalized to an entrance dose (DAP or ESD), while in practice, it is the exit dose (i.e. the dose at the detector) that is kept constant for all patient sizes. When a larger patient is examined, this is achieved by increasing either the tube voltage or the tube load. This is illustrated in figure 2, where the organ doses, normalized to the exit dose, for an abdomen AP projection are shown for 1) the standard patient irradiated with 70 kVp X-rays, 2) phantom B irradiated with 70 kVp X-rays and 3) phantom B irradiated with 85 kVp X-rays.

Figure 2: Organ doses normalized to the exit dose for an abdomen AP projection, for a standard phantom at 70 kVp, for phantom B at 70 kVp and for phantom B at 85 kVp.

From figure 2, we can conclude that when tube voltage is kept constant for a thicker patient, organ doses are larger compared to the standard phantom with the same tube voltage. Increasing the tube voltage for thicker patients, will also increase the organ doses compared to the standard phantom, but

in a much smaller extent than for a constant tube voltage. In view of radiation protection, the choice of increasing tube voltage is recommended, while keeping the tube voltage constant will result in a better image quality.

4. Conclusion

Effective doses are overestimated as they are calculated with standard CCs in combination of DAP or ESD measurement on larger patients. A correction around 20% should be applied for patients with dimensions close to that of phantom A ($d_e \leq 25,4$ kg/m) for both abdomen AP and thorax PA projections. A correction around 35% should be considered for patients with dimensions as that of phantom B ($d_e > 25,4$ kg/m).

For a large group of patients, for which the 3 size classes are well represented, an error of 22% is found for the average effective dose over the whole patient group when using DAP-measurements in combination with standard conversion coefficients for all patients.

Although conversion coefficients are smaller for larger patients, effective doses are usually larger compared to standard sized patients, as in clinical practice a constant dose to the detector is achieved for.

5. References

- [1] Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose-Area Product Measurements. D Hart, DG Jones and BF Wall. NRPB-R262. Chilton: NRPB 1994.
- [2] The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part III: Organ Doses in X-Ray Diagnosis. G. Drexler, W. Panzer, L. Widenmann, G. Williams and M. Zankl. GSF-Bericht 11/90, 1990
- [3] J.F. Briestmeister. "A General Monte Carlo N-Particle Transport Code" Version 4B (LA-12625-M, March 1997)
- [4] Bodybuilder software for Windows, version 1.21, K.A. Van Riper, White Rock Science, Los Alamos, USA, 1997-2001

CÁLCULOS POR MONTE CARLO DE LA ATENUACIÓN DEL ESPECTRO POR FILTROS EN RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL

¹I. JEREZ SAINZ, ¹A. PÉREZ ROZOS, ²A.M. LALLENNA ROJO,
¹J.L. CARRASCO RODRÍGUEZ

¹Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Virgen de la Victoria. Málaga. (España)
²Departamento de Física Moderna. Universidad de Granada. Granada. (España)

In this paper we have analysed the photon attenuation of the components of X-ray spectra used in diagnostic radiology carried out by the most useful filters. First, the behaviour of monoenergetic beams has been studied and the results have been used to analyze the modifications that the filters produce in given experimental spectra. These spectra have been taken from the bibliography and correspond to X-rays beams produced by accelerating voltages of 60, 80, 90 y 125 kV and filtered by 2.5 mm of aluminium and 1m of air. The effect of aluminium and copper filters of various thicknesses was analysed. Monte Carlo simulation code PENELOPE has been used to perform the radiation transport. We have investigated in detail the dependence of the attenuation of the primary beam with the initial energy and the fraction of initial photons which reach the patient. The results show that the filters have a remarkable impact on the spectral distribution, being efficient in removing the low energy photons of the bremsstrahlung spectrum. Therefore when the spectrum impinging on the patient is strongly modelled by the filters and the dose imparted to the patient is reduced.

Introducción

En un tubo de rayos X se producen fotones de baja energía que no atraviesan al paciente y que, por tanto, no contribuyen a la formación de la imagen. Con el fin de reducir el número de fotones de este tipo y, consecuentemente, la dosis absorbida por el paciente de forma innecesaria, se procede a filtrar el haz a la salida del tubo.

En los exámenes de radiodiagnóstico usuales, el haz sufre dos tipos de filtración. La primera, conocida como filtración inherente, es producida por el propio tubo y su carcasa, siendo el elemento principal la ampolla que envuelve a los electrodos. La filtración inherente se mide en milímetros de espesor de aluminio equivalente (es decir, el grosor de aluminio que produciría el mismo grado de atenuación que el espesor de material en cuestión) y habitualmente varía entre 0.5 y 1.0 mm. La segunda filtración, que se denomina filtración añadida, la proporcionan distintas láminas de metal colocadas en la trayectoria del haz.

El filtro ideal sería aquél que permitiera el paso de todos los fotones de alta energía y absorbiera todos los demás. Como sa-

bemos, el efecto fotoeléctrico, que en el rango de energías que nos interesa es el mecanismo de interacción fotón-materia que da lugar a la absorción de fotones, tiene una probabilidad que aumenta conforme la energía de la radiación disminuye. Esto favorece una mayor disminución relativa del número de fotones de menor energía. En general esta situación se presenta para cualquier material, aunque los filtros más utilizados en radiología de propósito general son de aluminio o de cobre.

Material y métodos

La geometría básica considerada está constituida por un haz de rayos X paralelo y extenso, de 40x40 cm², que incide sobre un filtro situado a 20 cm de la fuente. Los espesores de los filtros escogidos han sido de 1.5, 2, 2.5 y 3 mm de aluminio y de 0.1, 0.2 y 0.3 mm de cobre. Toda la geometría se encuentra inmersa en aire.

Hemos utilizado el código Monte Carlo PENELOPE [1] para realizar la simulación del transporte de las partículas. Las simulaciones se han llevado a cabo utilizando como parámetros $W_{cc}=W_{cr}=1$ keV y $C_1=C_2=0.1$, tanto para el aluminio y el cobre

como para el aire. Las energías de absorción se han fijado a 1 keV en todos los materiales.

Como sabemos el espectro de rayos X generado por el tubo es un espectro continuo. Con el fin de analizar el comportamiento de cada una de las componentes, nos hemos centrado, en primer lugar, en estudiar la atenuación de una serie de haces monoenergéticos por cada uno de los filtros. Hemos considerado las siguientes energías: 20, 30, 40, 55, 75 y 100 keV. Seguidamente hemos realizado los cálculos correspondientes a los espectros reales, utilizando los resultados previos para llevar a cabo las convoluciones necesarias.

En cada una de las simulaciones llevadas a cabo se ha seguido un total de 10^6 historias. De esta forma se asegura una incertidumbre estadística relativa (3s) inferior al 1%.

Resultados

En la Figura 1 se representa la fracción de radiación primaria transmitida en función de la energía inicial del haz, para cada espesor y material de filtración utilizado. La atenuación del haz aumenta muy rápidamente a medida que la energía disminuye por debajo 40 keV, alcanzando valores superiores al 80% para fotones de 20 keV y para todos los filtros, excepto el de 1.5 mm de aluminio. Para energías mayores de 40 keV, la atenuación se mantiene relativamente constante para los filtros de aluminio, siendo necesario alcanzar energías más altas para observar esta situación en el caso de los filtros de cobre. Podemos decir, por tanto, que el nivel de atenuación de los fotones de baja energía es muy sensible a la elección del material del filtro y de su espesor (dentro del rango evaluado), mientras que para fotones de alta energía dicha sensibilidad disminuye considerablemente.

Figura 1. Fracción de fotones primarios transmitidos por el filtro en función de la energía de los mismos. Se muestran los resultados obtenidos para cada uno de los siete filtros considerados. Los puntos se han unido mediante splines que se utilizan posteriormente para deconvolucionar los espectros experimentales.

Los filtros de cobre de mayor espesor, 0.2 y 0.3 mm, quedan claramente destacados en la figura, ya que producen un mayor nivel de atenuación de los fotones de baja energía. Es de destacar, sin embargo, que a energías por encima de 75 keV, la fracción de fotones transmitidos por estos filtros es similar a la del resto.

Mención especial debemos hacer de los resultados obtenidos para el filtro de 0.1 mm de cobre. Este filtro se comporta, a baja energía, como un filtro de aluminio de aproximadamente 3 mm, mientras que a alta energía permite una transmisión considerablemente mayor. Este es el comportamiento óptimo en cuanto al modelado del espectro que le llega al paciente y será útil si el equipo se va a utilizar para exploraciones de energía suficientemente elevada.

En cuanto a las simulaciones con espectros reales, hemos considerado cuatro espectros generados por potenciales aceleradores de 60, 80, 90 y 125 kV. Estos espectros, con una resolución de 1 keV, ha sido obtenidos de la bibliografía [2] y corresponden a haces ya filtrados por 2.5 mm de aluminio y 1 m de aire, que han sido generados con una incidencia del haz de electrones en el ánodo de 12° . El ánodo es de una combinación de wolframio y renio, y el potencial acelerador está generado por corriente continua. En [2] se describe que los espectros han sido medidos cerrando al máximo los colimadores para reducir la radiación dispersa que se pueda generar en el aire y a la vez bloquear la generada por el propio filtro. Por ello podemos suponer que estos espectros están constituidos exclusivamente por radiación primaria. Los espectros utilizados se muestran en la Figura 2 (histogramas en rojo).

Figura 2. Espectros extraídos de [2], generados a partir de potenciales de (a) 60, (b) 80, (c) 90 y (d) 125 kV y filtrados por 2.5 mm de aluminio. Se muestran también los espectros estimados antes del filtro y los que se obtienen tras un filtro de 0.2 mm de cobre,

Con el fin de estimar el efecto que sobre el espectro ha ejercido el filtro de 2.5 mm de aluminio, hemos deconvolucionado los espectros anteriores utilizando los resultados obtenidos para los haces monoenergéticos. Para ello utilizaremos los resultados mostrados en la Figura 1, considerando el correspondiente *spline*. Los espectros incidentes sobre el filtro estimados de esta forma se muestran también en la Figura 2 (histogramas en verde).

El espectro, una vez deconvolucionado, ha sido filtrado por 0.2 mm de cobre. Para ello se ha utilizado, de nuevo, el *spline* ajustado de la Figura 1. Los resultados también se han representado en la Figura 2 (histogramas en azul) para cada kVp. Como vemos, la modulación que sobre el espectro produce el filtro de 0.2 mm de cobre es muy significativa, resultando este filtro muy efectivo en la reducción de la fluencia de los fotones de energía por debajo de 55 keV y permitiendo la transmisión de la mayor parte de los fotones de alta energía.

Conclusiones

Hemos analizado la atenuación de la radiación primaria para varias energías de haces monoenergéticos por parte de filtros de diferentes espesores y materiales. Este estudio permite conocer el efecto de cada filtro sobre los espectros de rayos X reales, lo que permite optimizar la elección del mismo en función de la exploración a realizar.

Los filtros de cobre (a partir de 0.2 mm) reducen de forma considerable la fluencia de baja energía, si bien para energías superiores a 80 keV muestran factores de atenuación similares a los que proporcionan filtros de aluminio de 2-3 mm. También destacamos que la atenuación que provocan los filtros de cobre sobre los fotones de energía media, entorno a 55 keV, es más importante que la que provocan los filtros de aluminio. Esto, junto con la capacidad del tubo que estemos utilizando y la respuesta del detector con la energía, debe tenerse en cuenta a la hora de utilizar este tipo de filtros.

En general, la mayor parte de los fotones de baja energía generados por el tubo de rayos X, que no contribuyen a la formación de la imagen porque no atraviesan al paciente, se ven fuertemente atenuados por los filtros, tanto de aluminio como de cobre. Los correspondientes espectros se endurecen, reduciéndose de manera muy considerable la dosis al paciente.

Bibliografía

- [1] F. Salvat, J.M. Fernández-Varea, J. Sempau, PENLOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NEA-OECD 2003.
- [2] H. Aichinger, J. Dieker, S. Joite-Barfub and M. Säbel, Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology, Springer-Verlag, 2004.

VALORACIÓN DE LAS PELÍCULAS GAFCHROMIC XR-R PARA ESTIMACIÓN DE DOSIS A PIEL EN “ABLACIÓN POR RADIOFRECUENCIA”

^AM. SÁNCHEZ GARCÍA, ^AC. OTERO MARTÍNEZ, ^BX. M. CAMINO,
^AJ. R. SENDÓN DEL RÍO, ^AV. LUNA VEGA, ^AR. LOBATO BUSTO,
^AJ. MOSQUERA SUEIRO, ^AM. POMBAR CAMEAN

^AHospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela

^BInstitut Català d'Oncologia

The adequacy of the couple formed by the GAFCHROMIC XR-R film and the MICROTEK Scan Maker 8700 for skin dose determination has been evaluated. The main advantages are the ease of use of the film, since it can be manipulated without special care and the ability to archive it in the dosimetric history of the patient.

The main limiting factors coming from the scanner are the reproducibility over time and noise in the digitization; it is shown that this last component can be minimized at the cost of resolution.

From the film itself, the limiting factors are the inter and intra film uniformity. Contributing an 6,5% to the overall uncertainty in dose determination.

Overall, it has been shown that skin dose determination is possible with this film with an uncertainty below 10%.

Keywords: radiochromic film, dosimetry, skin dose.

Introducción

Las películas radiocrómicas han sido propuestas como un sistema para la estimación de dosis a piel en radiología intervencionista [6]. El principal objetivo de este trabajo es evaluar la factibilidad del uso de las películas GAFCHROMIC XR Type R para este fin con los medios disponibles en nuestro hospital.

Se busca también establecer un protocolo para el uso de las películas radiocrómicas en la práctica diaria que debe ser operativo y minimizar las incertidumbres en la estimación de dosis.

Material y método

Las películas utilizadas en el presente trabajo fueron GAFCHROMIC XR Type R. Antes de ser irradiadas, estas presentan un color naranja que se oscurece después de la exposición. Para el análisis, cada película fue digitalizada utilizando un escáner de mesa MICROTEK ScanMaker 8700. La

estimación de dosis se hace asociando a cada valor de píxel en la imagen digitalizada un valor de dosis, de acuerdo con una curva de calibración.

Respuesta dosimétrica de la película

La película consiste en una capa activa de 15 micras entre dos hojas de poliéster, una de las cuales es transparente. La capa activa está formada por un polímero que cambia de color al ser irradiado junto con un material de número atómico alto. La magnitud del cambio cromático depende fundamentalmente de la dosis absorbida por la película, de la energía de los fotones utilizados y del tiempo desde la irradiación [1].

El cambio de color es debido a un incremento en la absorción del material activo para longitudes de onda cercanas al rojo [1]. Para medir este cambio sobre una imagen digitalizada se puede utilizar bien la componente roja si se ha digitalizado en modo RGB o la componente cian si se ha utilizado el modo CMYK en el escáner. El cian es el color complementario del rojo, con lo que un incremento en la señal en este canal se corresponde directamente con un aumento de absorción en el rojo.

La curva de respuesta en dosis se ha determinado para ambos casos, canales rojo y cian, radiando trozos 4x4cm² de película con un equipo de rayos Siemens Multix Pro. En cada caso la dosis absorbida en la placa fue medida con un multímetro PMX-III y la cámara R-25.

La curva de respuesta en tiempo se ha determinado exponiendo varios trozos de película a una dosis conocida y monitorizando los cambios en el nivel de señal a lo largo de varios días.

Para estimar la respuesta en energía se ha partido de datos publicados de respuesta a fotones monoenergéticos [2,3] y del código SPEKTR [4] para simulación de espectros de tubos de rayos X. Cruzando estos dos datos se ha estimado la respuesta de la película en función del kilovoltaje aplicado para el rango de interés (60-80 kVp).

Caracterización del escáner

La cuantificación del nivel de ennegrecimiento de una película viene dada por la digitalización de la misma. El escáner utilizado dispone de múltiples algoritmos de realce de imagen aplicables durante el proceso de digitalización. Para hacer dosimetría se han desactivado todos estos algoritmos dado que su efecto sobre la imagen depende de la imagen misma.

Dado que trabajamos sobre imágenes digitalizadas es de interés caracterizar la reproducibilidad del escáner, es decir su habilidad para producir una misma salida dada una misma entrada. Para evaluar la reproducibilidad en función del nivel de señal de entrada se han hecho digitalizaciones sucesivas de una cuña de calibración suministrada por el fabricante, comparando los valores leídos en cada paso de la cuña entre imágenes sucesivas.

La reproducibilidad temporal se ha evaluado midiendo repetidamente con la cuña en la misma posición del escáner durante un período de quince días. Distinguimos entre una reproducibilidad a corto plazo, cuando la separación temporal entre imágenes sucesivas es de minutos, y una a largo plazo, cuando la separación temporal es del orden de un día.

Para evaluar la reproducibilidad espacial, o uniformidad, del escáner se ha dividido la superficie del escáner en nueve regiones. Para cada una de ellas se ha digitalizado la cuña de calibración 10 veces seguidas y se ha calculado la media de las respuestas para cada paso de la cuña. Por último se representó gráficamente cada uno de los valores obtenidos en función de la posición.

Para elegir la resolución de digitalizado se ha buscado un compromiso entre el espacio ocupado por las imágenes y la incertidumbre en la determinación de dosis.

Estimación de incertidumbre en la dosis

Las fuentes de incertidumbre se dividen en dos grandes grupos: aquellas que provienen de la película y las introducidas por el escáner.

La incertidumbre en el tiempo transcurrido desde la exposición de la película hasta su digitalización se traduce en una incertidumbre en el nivel de señal debido al crecimiento post-irradiación de la misma. Para minimizar este efecto se ha procurado medir 48h después de la irradiación, de modo que estemos en la zona de saturación de la curva de respuesta temporal.

Así mismo el hecho de que la respuesta de la película dependa de la energía introduce una incertidumbre dado que en una intervención el voltaje en el tubo de rayos X no siempre es constante. Para estimar esta incertidumbre hemos controlado el rango de voltajes utilizados en exploraciones de "Ablación por Radiofrecuencia" y trasladado la incertidumbre en tensión a incertidumbre en dosis a partir de la curva de respuesta de energía.

Adicionalmente, las películas no son perfectamente uniformes. Para evaluar la falta de uniformidad de las películas se han irradiado dos de ellas con un campo 30 cm x 30 cm en un acelerador Siemens Primus. Por debajo de la película se colocaron 10cm de PMMA para proporcionar suficiente radiación dispersa mientras que por encima se colocó 1'5cm de PMMA como región de build-up. Los perfiles del acelerador para este tamaño de campo y en condiciones similares a las usadas son conocidos, lo que permite comparar el mapa de dosis registrado en la película con el esperado a partir de los perfiles. La diferencia entre ambos nos informa de la falta de uniformidad. Para asignar un número a esta incertidumbre se ha dividido el mapa de dosis en regiones de 5mm x 5mm y se ha calculado la desviación estándar.

Aparte de las diferencias entre zonas de una misma película aparecen diferencias globales entre películas de un mismo lote. Para estimarla hemos tomado 14 trozos de 3 películas distintas y se han irradiado con la misma dosis en un equipo de escopia de rayos X. La incertidumbre se estima como la desviación estándar entre los promedios correspondientes a cada película. El fabricante admite, en sus especificaciones, variaciones entre distintos lotes de hasta un 15%. Por lo tanto, es conveniente realizar calibraciones separadas para cada lote de películas.

La manipulación de las películas también puede afectar a su respuesta, en particular están documentados efectos debidos a la radiación ultravioleta [5]. Para evaluarlos en condiciones realistas se ha cortado un trozo de película y se ha dejado expuesta a la luz de un tubo fluorescente durante un mes, tapando la mitad de la película con 1cm de Aluminio. Se estima la respuesta a la luz ultravioleta a partir de las diferencias entre las zonas expuesta y no expuesta.

Por otra parte el escáner introduce incertidumbres en la estimación de dosis. Una de las causas es la falta de reproducibilidad detallada en la sección anterior. Adicionalmente cuando se digitaliza una placa perfectamente uniforme en la imagen resultante aparecen fluctuaciones punto a punto. Estas fluctua-

ciones son debidas al ruido introducido por el escáner y son de carácter esencialmente estadístico.

Para evaluar la magnitud de las fluctuaciones punto a punto se ha hecho un histograma con las diferencias en el valor de píxel con respecto a la media local. Se ha comprobado también que al promediar varios píxeles las anchura de la distribución de probabilidad disminuye como $1/\sqrt{N}$, donde N es el número de píxeles promediado. En consecuencia parece rentable digitalizar la imagen a una resolución alta para luego promediar píxeles próximos y así mejorar la incertidumbre aún a costa de perder resolución. El objetivo de resolución final es píxeles de 5 mm x 5 mm.

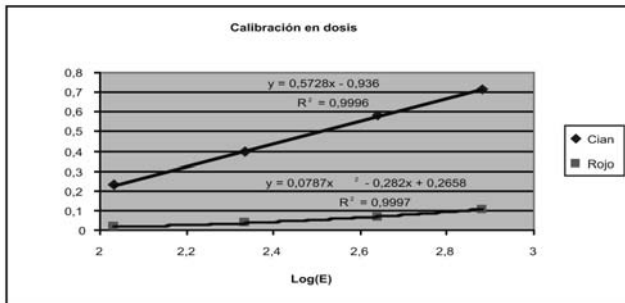
Resultados y discusión

Las curvas de respuesta en dosis, tanto en canal rojo como cian, se muestran en la figura de la derecha.

La densidad óptica viene dada por $DO = \log_{10} \left(\frac{I_s}{I_b} \right)$

donde I_s es la intensidad de la señal en una zona expuesta e I_b en una zona no expuesta. De esta figura se aprende que es conveniente trabajar con $\log(E)$ en lugar de dosis directamente ya que la interpolación entre puntos de calibración se hace más sencilla. Por otra parte se ve como la respuesta de la película es mayor al digitalizar en el canal cian que en el rojo, por lo que se escoge el modo CMYK para dosimetría.

Para el resto de efectos que afectan a la imagen digitalizada no se aplican correcciones en este momento, de modo que todos ellos contribuyen a la incertidumbre en la dosis.



Incertidumbres

La respuesta temporal muestra un crecimiento inferior al 1% entre las 48 y las 72 horas. Entre las 24 y las 72 horas se ha visto una variación de aproximadamente un 1%, compatible con fluctuaciones en la respuesta del escáner. Por debajo de las 24 horas las fluctuaciones observadas son mayores y compatibles con la bibliografía [1,5]. Parece recomendable esperar al menos 24h antes de digitalizar una película, incluso 48h si es factible. De este modo se minimiza la incertidumbre en D.O. sin necesidad de introducir una corrección por el tiempo transcurrido entre exposición y digitalización.

Al cruzar los datos de respuesta en energía publicados con espectros típicos de tubos de rayos X se observan variaciones en D.O. en el rango de interés del orden de un 2% con respecto a la media. En una intervención con escopia resulta engorroso para el operador registrar a qué tensión opera el tubo en cada momento. Por tanto se asume una tensión promedio y una incertidumbre asociada.

No se observa señal apreciable en la película tras un mes de exposición a la radiación ultravioleta originada por un tubo fluorescente. No se tiene en cuenta, por tanto, la incertidumbre asociada a la exposición a la luz de la placa durante su manipulación.

Tal como se discute en la sección de caracterización del escáner, aparecen incertidumbres en la medida de la dosis por falta de reproducibilidad en la digitalización. Los resultados de reproducibilidad a largo plazo muestran una desviación estándar de un 5% a lo largo de 15 días. En digitalizaciones sucesivas las desviaciones se mantienen por debajo del 1,5%. Para minimizar el efecto a la hora de determinar dosis con una película, se ha decidido digitalizar la cuña de calibración justo antes de la película en cuestión. Así, la incertidumbre a aplicar es del 1,5% en D.O. (3% en dosis)

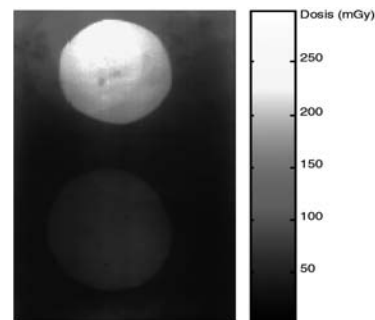
En términos de uniformidad espacial del escáner, la desviación estándar entre las nueve regiones macroscópicas se mantiene por debajo del 1%. Las fluctuaciones punto a punto alcanzan el 11% en dosis a una resolución de 300dpi con una distribución no gaussiana. Al promediar medidas el carácter gaussiano se recupera en parte alcanzando un valor <1% para píxeles de 1 mm x 1mm.

Por último, la incertidumbre debida a la uniformidad en una misma placa está en el 4% en dosis mientras que las diferencias entre placas son del orden del 5,2%.

La incertidumbre total, tenidas en cuenta las distintas fuentes indicadas se cifra en el 9% (k=1).

Ejemplo de mapa de dosis

La figura de la derecha muestra el mapa de dosis en una intervención de ablación por radiofrecuencia. El tamaño de píxel utilizado es de 1 mm x 1 mm. Se puede ver como las dos proyecciones dominantes son las oblicuas izquierda y derecha; mientras que la antero-posterior apenas contribuye a la dosis. A partir de esta figura es fácil estimar que la dosis pico recibida por el paciente está en torno a los 250 mGy y la localización del área donde se recibe dicha dosis.



Conclusión

Se ha puesto en marcha la determinación de dosis a piel en exploraciones de “Ablación por Radiofrecuencia” en nuestro hospital usando películas GAFCHROMIC XR-R. La incertidumbre en la dosis se estima en un 9%. El factor limitante en este momento para reducir la incertidumbre es la uniformidad entre películas y entre regiones de una misma placa. Recientemente nos hemos puesto en contacto con la compañía suministradora para buscar formas de superar esta limitación.

La falta de reproducibilidad del escáner a largo plazo resulta también un inconveniente. En este sentido el fabricante ha sugerido usar un escáner diferente.

Referencias

- [1] Butson et al, Radiochromic film for medical radiation dosimetry, *Materials Science and Engineering R* 41 (2003) 61-120
- [2] Butson et al, XR type-R radiochromic film x-ray energy response, *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) N195-N199.
- [3] Cheung et al, Experimental energy response verification of XR type T radiochromic film, *Phys. Med. Biol.* 49 (2004) N371-N376.
- [4] Siewerdsen et al, Spektr: a computational tool for x-ray spectral analysis and imagin system optimization, *Med. Phys.* 11 (2004): 3057-3067
- [5] Sharifeh et al, Dosimetric evaluation of GAFCHROMIC XR type T and XR type R films, *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 6 (2005) 114-134
- [6] Lewis et al, National Conference on Radiation Control, Wisconsin, comunicación personal, 2002

DOSE AND IMAGE QUALITY IN A DYNAMIC FLAT PANEL DETECTOR SYSTEM USED FOR INTERVENTIONAL RADIOLOGY

^{1,2}R. SIMON, ^{1,3}E. EVANO, ¹C. PRIETO, ^{1,3}J.M. FERNANDEZ, ¹D. MARTINEZ, ¹J.M. ORDIALES

¹San Carlos University Hospital, 28040 Madrid, Spain. eliseov@med.ucm.es

²Present address: Clinical University Hospital, Valladolid, Spain.

³Radiology Department, Medicine School, Complutense University

An analysis of the relationship between image quality and entrance surface air kerma (ESAK) has been carried out for a dynamic flat detector (FD) X-Ray system used for interventional procedures. Patients were simulated with polymethyl methacrylate (PMMA) and an image object test was employed to evaluate the quality of the images. Measures were made for different PMMA thickness (16, 20, 24 and 28 cm) and field sizes of 22, 31, 42 and 48 cm, in the three fluoroscopy modes and in the most used image acquisition mode.

Results show differences in signal to noise ratio (SNR) for a size field of 31 cm in a factor of 4.3 when PMMA thickness moves from 28 to 16 cm for the normal fluoroscopy mode while the variation found in the ESAK/frame represents a factor of 6.7. During image acquisition, a factor of 1.4 was found when thickness goes from 16 to 24, while ESAK/image changes in a factor of 6.7. No relationship between SNR and field size was found, while ESAK per frame changed in a factor of 2.6 in normal fluoroscopy mode and 2.7 in image acquisition when the field size changed from 48 to 22 cm.

1. Introducción

Los equipos más modernos de rayos-x empleados en radiología intervencionista son difíciles de evaluar debido, entre otros aspectos, a que incluyen muchos modos de operación diferentes. Cada uno de estos modos utiliza diferentes parámetros que afectan a la calidad de las imágenes: la dosis empleada para la formación de la imagen, la calidad del haz de radiación (kV y filtración), el post procesado, el número de pulsos por segundo en fluoroscopia, etc. Además, las configuraciones pueden ser diferentes de unos equipos a otros debido a que los equipos se pueden ajustar en función de los tipos de procedimientos que se vayan a realizar e incluso en base a las preferencias de los distintos usuarios.

Los detectores de panel plano (FD) se emplean en equipos de radiología, cardiología y angiografía periférica tanto para técnicas estáticas como dinámicas. Las imágenes obtenidas con FD poseen una excelente resolución de contraste, un amplio rango dinámico y carecen de la distorsión que presentaban los intensificadores de imagen [1,2].

Este trabajo presenta la metodología y los resultados de la evaluación de un equipo de Rayos-X equipado con un FD, em-

pleado en una sala de radiología intervencionista para procedimientos vasculares. El protocolo se está evaluando en el programa europeo SENTINEL (SENTINEL = Safety and Efficacy for New Techniques and Imaging using New Equipment to Support European Legislation; http://ec.europa.eu/research/energy/fi/fi_cpa/rpr/article_3854_en.htm) y permite comparar los diferentes modos de operación para ayudar en la optimización de los procedimientos.

2. Material y métodos

Las medidas se realizaron con un sistema Philips Allura Xper FD 20 equipado con un detector de panel plano de 30x38 cm y tamaño de píxel de 154x154 μm con matriz de 20048x2048 a 12 bits, dedicado a radiología vascular e intervencionista del Hospital Clínico San Carlos de Madrid. Durante las medidas, el equipo se configuró en el protocolo de abdomen 2D (para paciente de dimensiones estándar), con adquisición en modo DSA (DSA = digital subtraction angiography) a 6 imágenes por segundo, y quitando el post procesado de la imagen que el sistema aplica "por defecto" (ni realce

de bordes ni armonización de contrastes). El control automático de dosis (CAD) estaba ajustado al 30% en el centro del campo.

Se midió el Kerma en el aire a la entrada del maniquí (ESAK), quitando la colchoneta del haz, con un detector de estado sólido Unfors Xi, teniendo especial cuidado en no incluirlo dentro de la zona del CAD. Para la simulación del paciente se utilizaron diferentes espesores de polimetil metacrilato (PMMA) y se incluyó el objeto de test (Leeds TOR 18 FG) en la mitad del espesor de PMMA y siempre en el isocentro. Se dejaron 5 cm entre el extremo superior del espesor de PMMA y la entrada del panel plano. En estas condiciones, para un espesor de 20 cm de PMMA la distancia foco-detector mostrada por el equipo era de 101 cm.

Se grabaron series de imágenes para los tres modos de fluoroscopia (bajo, normal y alto) y en el modo DSA de adquisición de imágenes para espesores de PMMA de 16, 20, 24 y 28 cm para todos los tamaños de campo disponibles en el equipo (22, 31, 42 y 48 cm, en diagonal). El equipo utilizado permitía la grabación de las series de fluoroscopia en formato DICOM para el posterior estudio de la calidad de imagen.

El objeto de test empleado dispone de una serie de círculos en la periferia para analizar el umbral de sensibilidad a bajo contraste, y en el centro, un conjunto de series de pares de líneas para el estudio de la resolución espacial a alto contraste. Para el análisis de la calidad de imagen en las zonas de bajo contraste, se estudió la relación señal-ruido en el primer círculo del conjunto mencionado.

La relación señal-ruido se ha calculado como el cociente de la diferencia entre el contenido de los píxeles en dos regiones iguales (dentro y fuera del círculo) y la raíz cuadrada de la se-

misuma de los cuadrados de sus desviaciones estándar. Los errores obtenidos se han calculado teniendo en cuenta la variación de cada parámetro en tres medidas realizadas para cada caso y usando la fórmula de la composición cuadrática de la dispersión de errores.

3. Resultados

3.1 Modos de fluoroscopia. La tabla I presenta los resultados más relevantes.

El valor tomado como referencia es en este caso el correspondiente al obtenido para un tamaño de campo de 22 cm y el mismo modo de fluoroscopia. Se constata que no existe prácticamente ninguna variación de la SNR con el tamaño del campo seleccionado en el FD. Las ligeras diferencias encontradas pueden atribuirse al error en la medida o a otros errores experimentales

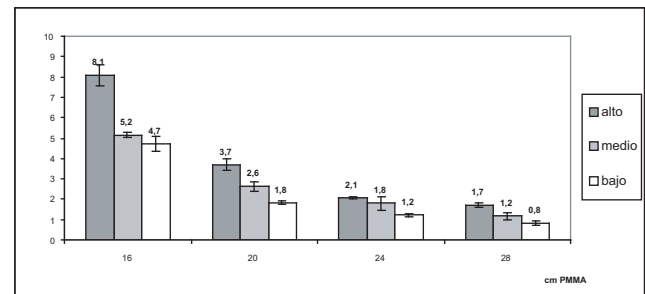


Figura I. Variación de la relación señal ruido con el espesor de PMMA en los diferentes modos de fluoroscopia para un tamaño de campo de 31 cm. El test de Leeds está colocado en el isocentro durante todas las medidas

| Tamaño de campo cm | Modo de fluoroscopia | SNR (primer círculo) | SNR/SNR _{ref} | ESAK/im μGy/im | (ESAK/im) _{ref} / (ESAK/im) |
|-----------------------|----------------------|-------------------------|------------------------|-------------------|---|
| 22 | Bajo | 3,3 ± 0,4 | 1 | 39,2 | 1 |
| | Normal | 2,29 ± 0,10 | 1 | 23,2 | 1 |
| | Alto | 1,76 ± 0,16 | 1 | 14,7 | 1 |
| 31 | Bajo | 3,7 ± 0,3 | 1,1 | 23,6 | 1,7 |
| | Normal | 2,62 ± 0,24 | 1,1 | 12,6 | 1,8 |
| | Alto | 1,84 ± 0,10 | 1,0 | 8,0 | 1,8 |
| 42 | Bajo | 3,7 ± 0,5 | 1,1 | 19,8 | 2,0 |
| | Normal | 2,61 ± 0,21 | 1,1 | 11,9 | 1,9 |
| | Alto | 1,96 ± 0,16 | 1,1 | 8,1 | 1,8 |
| 48 | Bajo | 3,1 ± 0,3 | 0,9 | 14,5 | 2,7 |
| | Normal | 2,61 ± 0,22 | 1,1 | 8,8 | 2,6 |
| | Alto | 2,22 ± 0,04 | 1,2 | 7,0 | 2,1 |

Tabla I. Análisis de la calidad de imagen para fluoroscopia para 20 cm de PMMA.

3.2 Adquisición de imágenes (modo sustracción digital DSA).

La tabla II presenta los resultados más relevantes.

El valor tomado como referencia es en este caso el correspondiente al obtenido para un espesor de 16 cm y el mismo tamaño de campo

4. Discusión

Los resultados obtenidos muestran una clara dependencia de la calidad de la imagen obtenida con el espesor del paciente. Al aumentar éste, la calidad se degrada a pesar de que la dosis necesitada para la construcción de la imagen aumenta. Se ha cuantificado la diferencia entre la calidad de las imágenes de fluoroscopia (que ahora se pueden archivar en formato DICOM como si fueran series cuando no se precise una alta calidad en las imágenes) y DSA. Para 20 cm de PMMA y 22 cm de tamaño de campo, la SNR para fluoroscopia está en valores de 1,8-2,3 con unas dosis por imagen a la entrada del maniquí de 15-39 μGy , mientras que en DSA, la SNR sube hasta 10,4

(5 veces más que en fluoroscopia) pero a costa de incrementar la dosis por imagen hasta un valor de 3400 μGy (100 veces más que en fluoroscopia) Cuando disminuya el tamaño del campo (se aplique "magnificación"), la sensibilidad en bajo contraste permanece aproximadamente constante, a pesar de que la dosis aumente. El único beneficio de la magnificación parece estar en la mejora de la resolución a alto contraste. Estos primeros resultados pueden emplearse como una referencia para evaluar otros modos de operación y así ayudar a optimizarlos los procedimientos.

Referencias

- [1] VANO E, GEIGER B, SCHREINER A, BACK C, BESSEL J. Dynamic flat panel detector versus image intensifier in cardiac imaging: dose and image quality. *Phys Med Biol.* 2005 Dec 7;50(23):5731-42.
- [2] SPAHN M. Flat detectors and their clinical applications. *Eur Radiol.* 2005 Sep;15(9):1934-47.

| cm PMM A | Tamaño de campo cm | SNR (primer círculo) | SNR _{ref} /SNR | ESAK/im mGy/im | (ESAK/im) / (ESAK/im) _{ref} |
|----------|-----------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------|---|
| 16 | 31 | 12,7 ± 0,5 | 1 | 0,7 | 1 |
| | 42 | 12,7 ± 1,1 | 1 | 0,5 | 1 |
| | 48 | 12,6 ± 0,9 | 1 | 0,4 | 1 |
| 20 | 22 | 10,4 ± 0,3 | - | 3,4 | - |
| | 31 | 8,7 ± 0,5 | 1,5 | 1,7 | 3,4 |
| | 42 | 8,9 ± 0,5 | 1,4 | 1,2 | 2,4 |
| 24 | 48 | 8,9 ± 0,5 | 1,4 | 0,9 | 2,2 |
| | 22 | 7,6 ± 0,3 | - | 6,6 | - |
| | 31 | 8,8 ± 0,3 | 1,4 | 4,6 | 6,5 |
| | 42 | 6,9 ± 0,6 | 1,8 | 2,9 | 5,8 |
| | 48 | 8,3 ± 1,2 | 1,5 | 2,2 | 5,5 |

Tabla II. Análisis de la calidad de imagen en el modo DSA

Área 3 Radiología Intervencionista (RI)

DOSIS DE RADIACIÓN DEBIDAS A PROCEDIMIENTOS DE ELECTROFISIOLOGÍA CARDÍACA

¹J. HERNÁNDEZ-ARMAS, ²A. RODRÍGUEZ, ¹A. CATALÁN, ¹O. HERNÁNDEZ ARMAS,
¹L. LUQUE JAPÓN, ¹S. MORAL, ²L. BARROSO y R. RGUEZ.-HDEZ.

¹Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Canarias. 38320 La Laguna. Tenerife.

²Servicio de Cardiología. Unidad de Electrofisiología. Hospital Universitario de Canarias. 38320 La Laguna. Tenerife

The aim of this paper has been to measure and analyse some of the parameters which are directly related with the doses given to patients in two electrophysiology procedures: diagnosis and ablation with radiofrequency.

16 patients were considered in this study. 13 of them had an ablation with radiofrequency at the Unit of Electrophysiology at the University Hospital of the Canaries, La Laguna., Tenerife. The results of skin doses, in the ablation cases, were higher than 2 Gy (threshold of some deterministic effects). The average value was 1.1 Gy.

The personal doses, measured under the lead apron, for physician and nurses were 4 and 3 microSievert.

These results emphasised the necessity of radiation protection measures in order to reduce, as much as possible, the doses to patients.

INTRODUCCIÓN

Los estudios electrofisiológicos se realizan con el objetivo de localizar con precisión el origen de las distintas arritmias cardíacas para poder actuar sobre ellas.

La localización se realiza mediante la obtención de imágenes radiológicas que también se utilizan para llevar a cabo acciones intervencionistas (ablación con radiofrecuencia) mediante el uso de catéteres. En general los procedimientos de ablación se asocian con largos tiempos de escopia (superiores a 1 hora en algunos casos). Durante la misma, el haz de rayos X incide en el paciente y el haz atenuado que sale del mismo alcanza a un material fluorescente acoplado a un intensificador de imagen que, a su vez, está asociado a un sistema de video que permite observar la imagen en un monitor.

Dado el riesgo implícito en muchas de las acciones desarrolladas en las unidades de electrofisiología, las mismas forman parte siempre de un servicio de cardiología, para poder proporcionar una adecuada atención a estos pacientes.

El equipamiento necesario en estas unidades y las características del personal médico responsable de las mismas ha sido establecido por la Sociedad Española de Cardiología en una guía de práctica clínica [1].

Según esta guía, el equipo radiológico es un elemento fundamental dentro del equipamiento en electrofisiología. Sus características técnicas están determinadas, entre otras razones, por:

a) La exposición a la radiación de los pacientes y del personal sanitario es alta. Minimizar dicha exposición es un imperativo legal lo que obliga a exigir ciertas condiciones técnicas al equipo, extremar las medidas de Protección Radiológica y establecer una estricta disciplina de trabajo.

b) Los procedimientos de “mapeo” y ablación requieren la obtención de múltiples proyecciones radiológicas

c) Se necesita disponer de un sistema de almacenamiento de imágenes radioscópicas, tanto con carácter temporal como permanente.

Se considera que el elemento técnico más importante para la reducción de las dosis de radiación en las actividades de las unidades de electrofisiología es el uso de sistemas digitales de escopia pulsada. Sistemas de 12,5 o 25 imágenes/segundo pueden proporcionar una buena calidad de imagen para los procedimientos electrofisiológicos en general y de ablación en particular.

Las medidas pasivas más utilizadas para reducir la dosis de radiación al médico que coloca el catéter es una mampara de cristal plomado colgada.

Las elevadas dosis de radiación a piel que se han determinado en estudios guiados con escopia [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8] han evidenciado la posibilidad de originar daños crónicos en piel.

Este trabajo tiene el objetivo de determinar valores de las dosis de radiación recibidas por pacientes y estimar las del personal de la Unidad de Electrofisiología del HUC, midiendo

para ello parámetros directamente ligados a dosis en la salida del colimador y las dosis personales medidas mediante dosímetros termoluminiscentes. El objetivo a largo plazo es poder definir, en nuestro medio, estrategias de acción que nos permitan mejorar la protección del paciente y del personal involucrado es esta práctica cardiológica.

MATERIAL Y MÉTODO

El equipo de rayos X es de la marca Siemens, modelo Coroskop Hi-p. Los movimientos del arco están motorizados y se reducen las necesidades de personal y la consiguiente exposición a la radiación.

El tubo de rayos X dispone de un ánodo giratorio refrigerado gracias a lo cual se puede hacer escopia durante tiempos bastante prolongados.

El intensificador de imagen dispone de 2 campos: uno de 23 cm de diámetro y otro más pequeño, de 17 cm de diámetro. El primero permite la visión global del corazón mientras que el segundo se usa a la hora de la colocación de los catéteres.

El ajuste adecuado de los colimadores al campo que se está explorando reduce la radiación dispersa.

Desde el punto de vista de Protección Radiológica, la reducción de dosis descansa, desde el punto de vista técnico, en el ajuste adecuado de los colimadores y en el hecho de disponer de un sistema digital de escopia pulsada. Como es conocido, con esta técnica el tubo de rayos X sólo emite radiación en forma sincronizada con el barrido de la cámara de TV, lo que permite reducir drásticamente la cantidad de radiación emitida.

Un aspecto fundamental para reducir dosis lo determina la experiencia del personal que interviene en el proceso. El personal de la Unidad que llevó a cabo los estudios que se presentan en este trabajo, está constituido por: 1 médico, 1 enfermera y 1 auxiliar. El médico hizo todos los estudios que aquí se presentan. Tiene una gran experiencia y formación en electrofisiología clínica y es el que controla los registros y la estimulación programada.

Desde el punto de vista de la protección contra las radiaciones, la indicación legal establecida en España para estos profesionales es la de que hayan recibido una formación que los acredite como Directores de Instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico médico con el nivel de Protección Radiológica inherente a dicha acreditación. Además, también desde el punto de vista de las normas legales, el personal médico que realice estas prácticas debe realizar cursos de formación para adquirir un segundo nivel en su formación en protección radiológica. Ambos tipos de formación han sido proporcionadas al personal médico del HUC por el Servicio de Protección Radiológica. Ello ha contribuido decisivamente al establecimiento de una muy buena colaboración entre ambos

servicios muy conveniente para obtener la información presentada en este trabajo.

El personal de enfermería y auxiliar no era siempre el mismo. En todos los casos habían realizado cursos de capacitación en Protección Radiológica.

Todos los procedimientos se realizaron con prendas de protección (mandiles plomados y gafas) y mamparas y cortinillas plomadas.

Se registró el valor del producto dosis-área (DAP) para el total de la exploración realizada. Para ello se utilizó un sistema CareGraph, lo que permitió conocer también la dosis de entrada al paciente o dosis acumulativa (PED), el punto de máximo valor de dosis en piel (PSD) y el área de la piel expuesta a dosis mayores al 95% de la dosis correspondiente a ese paciente (95% AL). Se calculó el valor de un factor característico del procedimiento (FP) utilizando los valores de PSD y PED. El FP trata de representar la eficacia de las técnicas y de la habilidad del operador para minimizar la máxima dosis en piel de los pacientes. Este factor tiene un cierto parecido en su definición con el propuesto [9] como ID.

RESULTADOS

Se realizaron las medidas a los pacientes que entraron de manera sucesiva al servicio excluyendo a aquellos pacientes que fueron sometidos a otros estudios que no fueran diagnóstico o ablación.

En la Tabla 1 se presentan los resultados del tiempo de escopia y de las medidas de los parámetros dosimétricos obtenidas para los 16 pacientes, de los que 10 eran hombres. Las edades de los hombres estuvieron entre 31 y 70 años y las mujeres entre 21 y 52 años. El peso medio de los hombres fue de 84 kg (se dio un caso de 120 kg). Para las mujeres el peso medio fue de 74 kg. Además se dan los valores del parámetro FC a partir de las medidas calculadas, (cociente entre PSD y PED). En los casos de ablación se da el valor del intervalo de confianza al 95% para cada uno de los parámetros. En la Figura 1 se presenta la distribución de los valores de PDA para los pacientes sometidos a ablación con radiofrecuencia.

Puede observarse que el PDA medio correspondiente a la ablación es unas 2.5 veces superior que el correspondiente al diagnóstico, como era de esperar. Esta relación se da también entre los tiempos de escopia. El valor de PED, que es una aproximación de la dosis total de radiación a piel, para el caso de la ablación alcanza un valor máximo superior a 3 Gy, algo superior al valor de PDS, como era de esperar. En todo caso se trata de valores algo superiores al umbral habitualmente aceptado para efectos determinísticos en piel (2 Gy). Es de observar que el valor del FP es inferior a 1 y tiene un valor de 0.8 similar al dado para el índice de dosis de muchas de las exploraciones de Radiología Intervencionista y Neurorradiología que han sido analizadas desde este punto de vista.

| | | Tiempo de escopia (min) | | | | | | PED (m Gy) | | | | | |
|---------------|----------|-------------------------|-------|-------|------|--------------|------|------------|------|-------|------|--------------|------|
| | | | | | | Int Conf 95% | | | | | | Int Conf 95% | |
| Procedimiento | n° total | Min | Max | Media | Desv | Min | Max | Min | Max | Media | Desv | Min | Max |
| Ablación | 13 | 24,9 | 153,0 | 58,3 | 32,0 | 40,9 | 75,7 | 232 | 2709 | 1303 | 882 | 824 | 1782 |
| Diagnóstico | 3 | 49,0 | 14,7 | 26,2 | 19,8 | - | - | 267 | 916 | 616 | 327 | - | - |

| | | PDA (cGym_) | | | | | | PSD (m Gy) | | | | | |
|---------------|----------|-------------|-------|-------|-------|--------------|-------|------------|------|-------|------|--------------|------|
| | | | | | | Int Conf 95% | | | | | | Int Conf 95% | |
| Procedimiento | n° total | Min | Max | Media | Desv | Min | Max | Min | Max | Media | Desv | Min | Max |
| Ablación | 13 | 2136 | 40641 | 14012 | 10882 | 8096 | 19928 | 141 | 2425 | 1044 | 681 | 674 | 1415 |
| Diagnóstico | 3 | 2454 | 9067 | 6449 | 3515 | - | - | 132 | 571 | 400 | 235 | - | - |

| | | 95% AL | | | | | | FP | | | | | |
|---------------|----------|--------|-----|-------|------|--------------|-----|-----|-----|-------|------|--------------|-----|
| | | | | | | Int Conf 95% | | | | | | Int Conf 95% | |
| Procedimiento | n° total | Min | Max | Media | Desv | Min | Max | Min | Max | Media | Desv | Min | Max |
| Ablación | 13 | 11 | 238 | 47 | 60 | 14 | 80 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 |
| Diagnóstico | 3 | 1 | 43 | 27 | 23 | - | - | 0 | 1 | 1 | 0 | - | - |

Tabla 1.- Dosimetría de pacientes de electrofisiología del HUC

Las dosis estimadas por procedimiento para el personal médico y de enfermería, a partir del conocimiento de los valores medidos por sus dosímetros personales (siempre colocados bajo el mandil plomado) fueron: 0.4 μ Sv y 0.3 μ Sv, respectivamente, que se encuentran en el orden de magnitud de lo publicado por otros autores [7].

Entre los valores publicados de dosis a pacientes se encuentran los de 1,1 mSv [8], 5,7 mSv [9] o 298[4] mSv. En este último caso se habla de tiempos de exposición de 3-4 horas. Siendo tan grande la dispersión de resultados, parece claro indicar que es necesario obtener información dosimétrica para cada Unidad de Electrofisiología.

Las estimaciones de detrimento hechas en las publicaciones mencionadas [8] señalan que dosis de 8.3 mSv (60 minutos de tiempo de escopia) ocasionarían un exceso de 650 casos de cáncer por millón de pacientes que se sometieran a una ablación con RF. Se ha señalado que un adecuado control de calidad del equipamiento puede reducir la exposición a la radiación de forma muy notable. Por otra parte, recientemente se ha elaborado unas prendas de protección para estos pacientes que se proponen por conseguir reducir notablemente la dosis de radiación sin interferir en la exploración.

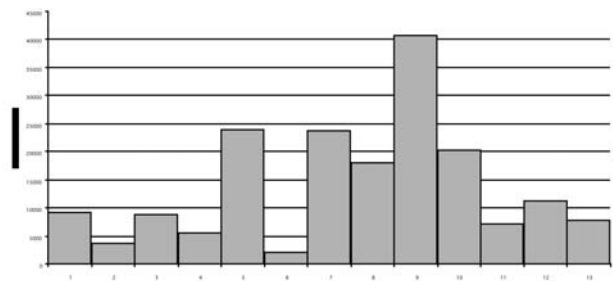


Figura 1. Distribución del producto dosis-área en los pacientes sometidos a ablación

CONCLUSIONES

El tiempo medio de escopia para los procedimientos de ablación ha sido de 61.3 minutos. El resultado se compara muy bien con lo publicado en un informe de la Universidad de Michigan donde se indica que los tiempos para ablaciones oscilaban entre 104 minutos para un médico poco experimentado y 48 minutos para uno experimentado. Estos tiempos son los indicados también por otros autores [8] que dan un tiempo

de 57 minutos mientras que la Clínica Cleveland [11] indica tiempos entre 110 y 51 minutos.

Los valores medios de producto dosis-área para la ablación es unas 2.5 veces superior al correspondiente valor para la exploración diagnóstica, que se correlaciona bien con el tiempo de escopia medio para cada procedimiento, como también ha sido publicado [10].

El valor de dosis en piel medido en algunos casos de ablación fue superior al establecido como umbral para efectos determinísticos. El factor característico del procedimiento, FP, fue inferior a 1 lo que habla favorablemente de la eficacia de la técnica y del personal de operación,

REFERENCIAS

- [1] BRUGADA,J., ALZUELA,F.J., ASSO,A., FARRÉ,J; OLALLA,J.J. AND TERCEDOR,L. “Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología sobre requerimientos y equipamiento en electrofisiología” Rev Esp Cardiol (2001);54:887-891.
- [2] VAÑÓ,E., GOICOLEA,J., GALVAN,C., GONZALEZ,L., MEIGGS,L, TEN, J.I. AND MACAYA,C. “Skin radiation injuries in patients following repeated coronary angioplasty procedures”. Br J Radiol 74 (2001) :48-55
- [3] KOVOOR,P; RICCIARDELLO,M.;COLLINS,L; UTHER, J.B. AND ROSS,D.L.: “Risk to Patients From Radiation Associated With Radiofrequency Ablation for Supraventricular Tachycardia” Circulation; 98 (1998)1534-1540
- [4] SCANAVACA,M.; D´AVILA,A.; VELARDE,J.L.; REOLAO,J.B. AND SOSA, E.:”Reduction of radiation exposure time during catheter ablation with the use of pulsed fluoroscopy” Int.J.Cardiol63(1): (1998)71-4.
- [5] EFSTATHOPOULOS,E.P.; KATRITSIS,D.G.; KOTTOU,S; KALIVAS,E.; TZANALARIDOU,E.; GIAZITZOGLOU,E.; KOROYESIS,S. AND FAULKNER,K.: “Patient and staff radiation dosimetry during cardiac electrophysiology studies and catheter ablation procedures: a comprehensive analysis”.Europace, 8(6): (2006)443-448.
- [6] PADOVANI,R. AND QUAI,E.: “Patient dosimetry approaches in interventional cardiology and literature dose data review”. Radiat. Prot.Dosimetry, 117(1-3) (2005) 217-221.
- [7] MACLE,L.; WEERASOORIYA,R.; JAIS,P; SCAVEE,C.; RAYBAUD,F.; CHOI,K.; HOCINI,M.; CLEMENTY,J. AND HAISSAGUERRE,M. “Radiation Exposure During Radiofrequency Catheter Ablation for Atrial Fibrillation” Pacing and Clinical Electrophysiology. Vol26,Issue 1p2, 2003.
- [8] PERISINAKIS,K.; DAMILAKIS,J.; THEOCHAROPOULOS,N.; MANIOS,E.; VARDAS,P AND GOURTSOYIANNIS,N.: “Accurate Assessment of Patient Effective Radiation Dose and Associated Detriment Risk From Radiofrequency Catheter Ablation Procedures” Circulation, 104(1): (2001)58-62.
- [9] Miller, L.Donald.; et al. “Radiation Doses in Interventional Radiology Procedures: The RAD-IR Study. Part II Skin Dose”, JVIR. 977-990, August 2003
- [10] CHIDA,K.; SAITO, H.; OTANI,H.; KOHZUKI,M.; TAKAHASHI,S.; YAMADA,S; SHIRATO,K. AND ZUGUCHI,M.: “Relationship between fluoroscopic time, dose-area product, body weight, and maximum radiation skin dose in cardiac interventional procedures”. Am.J. Roentgen. . 186(3): (2006) 774-778.
- [11] THE AFIB REPORT, Virtual Laf Conference. Proceedings of Ninth Session, 2003.

RADIATION DOSE IN THE NEONATAL INTENSIVE CARE UNIT OF ANTOINE BÉCLÈRE HOSPITAL

*CHRISTELLE LEBRETON – *JEAN-LUC REHEL – *BERNARD AUBERT
**DOMINIQUE MUSSET

*Institute for radiological protection and nuclear safety – Fontenay aux Roses - France

**Department of radiology – Antoine Béclère Hospital – Clamart - France

Purpose: As part of a program aiming a better knowledge of the medical exposure of the french population and in the frame of the principle of optimisation, a study of radiation doses to neonates was carried out in neonatal intensive care unit of Antoine Béclère hospital.

Materials and Methods: From March to August 2005, entrance surface dose (ESD) received by 63 neonates classified according to their weight (184 X-ray examinations) was measured with thermoluminescent dosimeters (TLD) during examination.

Main results: The mean ESD per exposure was found between 20 and 37 μGy according to the weight of neonates. The newborn of less than 1000 g at birth have a mean of 20 X-ray examinations. Above 1000 g the number of X-ray examinations was between 5 and 8.5. During their stay in neonatal intensive care unit, the total ESD of neonates was from 500 μGy to 200 μGy for the smallest neonates (< 1000 g) and the other respectively.

Discussion/Conclusion: Results indicate that neonate exposition, is very small compared with french and international data. ESD was significantly lower than the french reference level of 80 μGy .

Keywords: neonate, entrance surface dose (ESD), thermoluminescent dosimeters (TLD).

Introduction

Diagnostic radiology is very important for the assessment and treatment of neonates who are admitted to the intensive care unit for neonatal pulmonary diseases as respiratory distress syndrome or meconium aspiration syndrome. It is necessary to perform a large number of X-ray examinations on each premature infant.

Each newborn, undergoes several chest X-ray, during the early weeks of life. Generally the number of examination depends on their birth weight and gestational age.

A knowledge of radiation dose is necessary to strongly justify such exposures. Indeed, the higher radiosensitivity of neonates and their relative longer life expectancy compared with the middle-aged adults, increase the risks of developing biological effects induced by ionizing radiations (certain forms of radiation induced cancer, particularly leukaemia).

Recommendations on equipment and techniques for radiographic examinations of newborn infants have been made by

European Community (EC) study Group on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatric. Radiographic technique factors for antero-posterior chest of a newborn are: Focal spot size (mm) : 0.6 (<1.3), Additional filtration (mm): 1 Al + 0.1 – 0.2 Cu, Anti-scatter grid : None, Film/screen combination speed class : 200 – 400, Focus to film distance (cm): 115 (100 -150), Radiographic voltage (kV): 60 – 65 kV , Exposure time (ms): 1 - 4

The EC provides a reference (entrance skin dose-ESD) of 80 μGy for an A.P chest examination. The French reference level is equal to the European reference level.

Wide variations have been found in the different hospitals in European survey paediatric radiology.

Several studies have assessed neonatal dose and reported ESD values in the range 17-97 μGy for a single chest radiograph.

The results have indicated that substantial dose reductions could be achieved without loss of image quality (40% reduction in mean entrance skin dose to 37 μGy):

- Use of faster processing chemicals
- Increase filtration to 3.5 mm Al
- Use a tube potential of 60 kVp.

A study concerning the ESD was undertaken at the Antoine Bécclère hospital in the neonatal care unit where newborn with a birth weight range from 500 to 3000g are hospitalized.

Materials and methods

Radiographic equipment.

All examinations were performed on a siemens Mobilett Plus E, capacitor discharge mobile X-ray system with total filtration of 3.6 mm aluminium (Al) equivalent thickness, and an X-ray target angle of 15°.

Radiographs were acquired using Kodak MXG 100 NIF film and Agfa orthoregular screen combination speed.

Examinations were carried out with the neonate in a incubator and placed directly on top of cassette with a focus to film distance (FFD) set at 80 cm and a field-size of 11cm x 11 cm.

Prior to the dosimetric study, this X-ray unit underwent routine quality control: evaluation ensuring the reliability and reproducibility of technical parameters: tube voltage (kV), tube current-time product (mAs), effective filtration (mm Al) and exposure time (sec).

Patients

The patient population was subdivided into 6 categories based on weight: patients between 500g and 1000g, patients between 1000g and 1500g, patients between 1500g and 2000g, patients between 2000g and 2500g, patients between 2500g and 3000g and patient > 3000g.

Dosimetry

During 6 months, entrance skin dose received by 63 neonates classified according to their weight (184 examinations) was measured with thermoluminescent dosimeters (TLD) and each radiographs performed with conventional screen-film system.

In this study, LIF: Mg,Cu,P (GR-200), chips, each 4.5mm in diameter and 0.8 mm thick were employed. They have been prepared by IRSN dosimetry laboratory.

TLDs have an excellent linearity in $\mu\text{Gy} - \text{mGy}$ range. A comparison between Gr200 chips and calibrated ionization chamber (Radcal) responses was realized: the variation between reading (Radcal and TLDs) is < 0,5%. Finally, with the parameters of routine chest X-ray examination, TLDs overestimate dose » 2,5%. This result is reasonably good in the range of low energy (36 – 38 keV) and these TLDs would be the reliable dosimeter for *in vivo* dosimetry in the neonatal intensive care unit.

TLDs were placed at the surface, on the skin of newborns and in the centre of the X-ray field .

Results

The imaging parameters for each weight group are summarized in table I.

| Weight (g) | kV | mAs |
|-------------|----|------|
| 500 | 50 | 0.8 |
| 500 - 1000 | 50 | 1 |
| 1000 - 1500 | 50 | 1.25 |
| 1500 - 2000 | 52 | 1.25 |
| 3000 | 55 | 1.25 |

Tableau I: Imaging parameters according with neonate weight

Levels of the potential tube voltage do not take European recommendation into account.

In this study, we have evaluated 63 patients and realized 184 entrance skin doses. Mean and range of ESD values and SD values for each weight are listed in table II

| Weight (g) | Frequency | ESD (μGy) | | |
|-------------|-----------|------------------------|------|------|
| | | Min - Max | Mean | SD |
| [500-1000] | 36 | 10-30 | 19.9 | 8.3 |
| [1000-1500] | 59 | 10-50 | 22.7 | 12.4 |
| [1500-2000] | 28 | 10-70 | 26.7 | 13.5 |
| [2000-2500] | 37 | 20-50 | 31.4 | 9.1 |
| [2500-3000] | 13 | 20-50 | 34.1 | 8 |
| >3000 | 11 | 20-80 | 36.7 | 18.9 |

Tableau II : Mean ESD by weight and SD values

Mean ESD values ranged between 19.9 and 36.7 μGy . Mean ESD values increased proportionally with patient weight and technical parameters. SD values relative to ESD values are high: evaluation of ESD showed a great variability within each weight group.

In the neonatal intensive care unit of Antoine Bécclère hospital, the mean ESD per exposure was between 20 and 37 μGy according to the weight of neonates.

Mean ESD per exposure versus weight is shown in figure 1. For 184 X-ray examinations, the mean dose is 26 μGy .

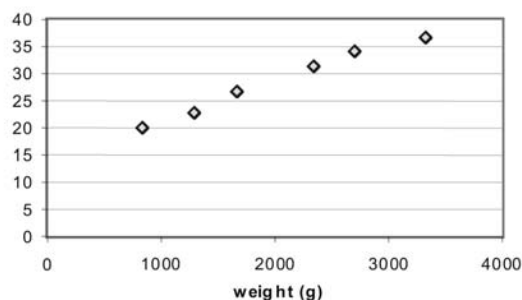


Figure 1: Mean ESD per exposure and weight

The average number of X-ray examination performed on neonates of less than 1000g birth weight was 20. During their stay in neonatal intensive care unit, the total ESD of neonates was 500 μ Gy.

Above 1000 g, the number of X-ray examination varied for 5 and 8,5 during their stay. For this group the total ESD is around 200 μ Gy.

Discussion and conclusion

ESD are compared with results from other studies in table III.

| International studies | Birth weight (kg) | ESD per exposure (μ Gy) |
|----------------------------|-------------------|------------------------------|
| Kettunen (2004) (7) | 1 2 | 41 54 |
| Bindhaman et al (2004) (8) | | 73 |
| Duggan et al (2003) (9) | 0.7 et 2 | 28 |
| Ono et al.(2003) (10) | [0.75-2] | 17-34 |
| Armpilia et al.(2002) (11) | 1.5 | 36 |
| Partland et al.(1996) (12) | | 15 |
| Waight et al (1995) (13) | 2.2 | 38 |
| Faulkner et al.(1989) (14) | | 39 |

| French studies | Birth weight (kg) | ESD per exposure (μ Gy) |
|---|------------------------|------------------------------|
| Chateil et al. (2004) (22) | | 18-32 |
| Raoelson et al (2002) (21) | < 1,5 > 1,5 | 86 94 |
| Thierry-Chef et al (2002)(24) | 1 2 | 61 64 |
| Mausoléo (2001) (23) | [1,1-1,6] [1,6-2,5] | 38 41 |
| La présente étude à l'hôpital A Béclere | [1-1,5] [1,5-2] | 23 27 |

Table III: Comparison of ESD/birth weight from different

Results from this study show a clear relation ship with patient weight and ESD. Results indicate that neonate exposure in Antoine Béclère hospital is small compared with French and International studies. ESD was significantly lower than the French reference level of 80 μ Gy.

Even if doses per X-ray examination are in agreement with European recommendations, optimisation of doses is very important because neonates are more sensitive to radiations than adult patients and they usually undergo several examination during their life.

Studies indicated possibilities of reduction dose for some X-ray examinations with the use of photostimulable phosphor plate. In the future, this technique should be used in routine.

These results will be integrated to the database concerning the exposure of the French population, and may be, will permit to modify the French reference level.

References

- [1] Kohn MM, Moores BM, schibilla H et al. Guide européen relatif aux critères de qualité des clichés radiodiagnostic en pédiatrie. rapport EUR 16261 FR. Communautés Européennes, édits., Luxembourg, 1999,1-61.
- [2] Kettunen A. Radiation dose and radiation risk to foetuses and newborns during X-ray radiations. In:STUK-A204. Helsinki: STUK, 2004.
- [3] Brindhaban A, Al-Khalifah K. Radiation dose to premature infants in neonatal intensive care units in Kuwait. Radiat Prot Dosimetry 2004; 111:275-281.
- [4] Duggan L, Warren-Forward H, Smith T, Kron T. Investigation of dose reduction in neonatal radiography using specially designed phantoms and LiF:Mg,Cu,P TLDs. Br J Radiol 2003; 76:232-237.
- [5] Ono K, Akahane K, Aota T, et al. Neonatal doses from X ray examinations by birth weight in a neonatal intensive care unit. Radiat Prot Dosimetry 2003; 103:155-162.
- [6] Armpilia CI, Fife IA, Croasdale PL. Radiation dose quantities and risk in neonates in a special care baby unit. In:Br J Radiol, 2002; 590-595.
- [7] McParland BJ, Gorka W, Lee R, Lewall DB, Omojola MF. Radiology in the neonatal intensive care unit: dose reduction and image quality. Br J Radiol 1996; 69:929-937.
- [8] Wraith CM, Martin CJ, Stockdale EJ, McDonald S, Farquhar B. An investigation into techniques for reducing doses from neo-natal radiographic examinations. Br J Radiol 1995; 68:1074-1082.
- [9] Faulkner K, Barry JL, Smalley P. Radiation dose to

- neonates on a Special Care Baby Unit. *Br J Radiol* 1989; 62:230-233.
- [10] Raelison D, Lisbona A, Quéré M-P, Salaud M. Doses dues aux examens radiologiques en néonatalogie. Mémoire de recherche. 2002.
- [11] Chateil JF, Rouby C, Brun M, Labessan C, Diard F. [Practical measurement of radiation dose in pediatric radiology: use of the dose surface product in digital fluoroscopy and for neonatal chest radiographs]. *J Radiol* 2004; 85:619-625.
- [12] Mausoléo F, De Laveaucoupet J, Valeo M, et al. Etude dosimétrique des radiographies réalisées en réanimation néonatale. In: Hopital A. Béclère, 2001.
- [13] Thierry-Chef I, Maccia C, Laurier D, Tirmarche M, Costil J. [Radiation doses received by premature babies in the neonatal intensive care unit]. *J Radiol* 2005; 86:143-149.
- [14] Radioprotection 91. Critères d'acceptabilité des installations de radiologie (y compris de radiothérapie). Commission Européenne 1997.

VALORACIÓN EN EL PACIENTE PEDIÁTRICO DE LA EFICACIA DE LOS PROTECTORES DE BIEN PROCEDIMIENTOS DE TC DE TÓRAX CON SISTEMAS DE CONTROL AUTOMÁTICO DE INTENSIDAD

D. SEVILLANO, M.L. ESPAÑA, P. CASTRO, C. MÍNGUEZ, G. ALBI**,
E. GARCÍA**, P. LÓPEZ FRANCO

Sº de Radiofísica y Protección Radiológica. H. U. La Princesa
**Sº de Radiodiagnóstico. H del Niño Jesús

The aim of this study is to evaluate the efficiency of bismuth breast shield in CT chest paediatric examinations when automatic exposure control techniques are used. The influence in the radiation dose and the image quality has been evaluated with and without the breast shield in the scoutview. In addition the radiation dose in shielded and non-shielded areas has been compared. Measurements were made in a 16 cm diameter cylindrical PMMA phantom simulating a newborn, and older children were simulated controlling the maximum intensities allowed by the automatic exposure control system "AutomA". The highest dose reduction (59%) was obtained with AutomA system and when the breast shield is not used in the scoutview. This reduction in the radiation dose does not mean a significant increase of noise level. The use of the breast shield in the scoutview yielded an increase in the radiation dose in non-shielded areas. The use of bismuth breast shield is recommended only after the scoutview in order to optimise the radiation dose in CT chest paediatric examination when using automatic exposure control "AutomA".

1. Introducción

La tomografía computarizada (TC) está adquiriendo cada vez mayor importancia como técnica de diagnóstico con radiaciones ionizantes, ya que, según datos registrados en el Reino Unido, aunque sólo representa un 4 % de las exploraciones, es la causa del 40 % de la dosis colectiva debida a exposiciones médicas [1]. Es, por tanto, de vital importancia la aplicación del criterio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) en este tipo de exploraciones, y más aún cuando se trata de exploraciones pediátricas, debido a la mayor radiosensibilidad del paciente pediátrico [2] y a su pequeño tamaño [3]. Para lograr este objetivo se han realizado cambios en la tecnología de CT [4], y en la actualidad se recomiendan diversos métodos para reducir la dosis en exploraciones de TC pediátrico, como es el control automático de la intensidad (CAI) utilizada dependiendo del espesor del paciente [5] o el incremento del pitch [6] en el caso de TC helicoidal. Existen diferentes sistemas de

CAI, dependiendo del fabricante [7], basados en la atenuación del paciente, de manera que la intensidad utilizada sea exactamente la necesaria para obtener una calidad de imagen apropiada [5]. La utilización de nuevos materiales para protección, entre ellos el Bi, para reducir la exposición en los órganos más radiosensibles, como pueden ser las órbitas oculares, las gónadas o las mamas han proporcionado nuevas posibilidades para la optimización de dosis en CT pediátrico. Sin embargo estos protectores hacen aumentar la atenuación del haz en el paciente y reducen la calidad de imagen, por lo que su utilización simultáneamente con el sistema de CAI hará que la intensidad utilizada sea mayor, quedando por determinar en qué grado se verá afectada esta calidad de imagen y la optimización de dosis obtenida.

El objetivo del presente trabajo es valorar la eficacia del uso de protectores de Bi y de un sistema de control automático de intensidad (CAI) en la optimización de la dosis recibida por el paciente pediátrico en procedimientos de TC de tórax, y su influencia en la calidad de imagen obtenida.

2. Material y método

El estudio se ha realizado en un TC GE HiSpeed ZX/i (General Electric Medical Systems, Milwaukee, Wi) helicoidal con el sistema de CAI "AutomA". Este sistema recoge datos de la atenuación del paciente en el escanograma para después ajustar la intensidad en cada corte durante la adquisición. Los datos de entrada del sistema son una intensidad máxima, una intensidad mínima y el nivel de calidad de imagen requerido, de manera que el equipo ajustará la intensidad en el rango permitido de forma que se mantenga la calidad de imagen pedida [5].

Los protectores de bismuto utilizados (F & L Medical Products, Vandergrift, Pa) son de cuatro capas, cada una con una densidad de 0,85 g/cm² [8] que según los datos del fabricante aportan una reducción de dosis del 54 %.

Para realizar las medidas se ha empleado un maniquí cilíndrico de metacrilato de 16 cm de diámetro y una cámara Radcal para CT de 10 cm de longitud con un electrómetro 2026C.

Todas las medidas se han realizado con los parámetros utilizados en el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Infantil Niño Jesús en un protocolo de tórax (120 kVp, 0,7 s/corte y 7 mm de espesor), exceptuando el modo de adquisición ya que se midió en modo secuencial en vez de helicoidal, para evitar el movimiento de la camilla. Se utilizó el protocolo de tórax, debido a que es en estas exploraciones en las que los protectores se colocan sobre la zona de diagnóstico, además de que los protectores utilizados para mama son lo suficientemente grandes como para cubrir completamente la cámara de 10 cm de longitud. Los valores de dosis fueron medidos en la posición superior central del maniquí por ser la más próxima a los protectores y que nos va a permitir estimar la reducción de dosis en la zona que se pretende proteger, además de en el resto de posiciones, con el fin de comprobar si se produce un incremento de la dosis en zonas no cubiertas por los protectores debido a la mayor intensidad utilizada por el sistema de CAI del equipo al situar éstos.

Las medidas se han realizado, sin utilizar el sistema de CAI, con y sin protectores para valorar la eficacia de éstos en la optimización de la dosis. Posteriormente se han realizado medidas utilizando el sistema de CAI para comprobar la variación en el ajuste de los parámetros técnicos cuando se utilizan los protectores de bismuto.

Simultáneamente a las medidas dosimétricas se midió el ruido en cuatro regiones de interés (ROIs) a lo largo del maniquí, por medio de la desviación estándar de las unidades Hounsfield (UH).

Para simular el comportamiento del sistema para pacientes de distinto tamaño, se utilizaron distintos valores de la intensidad máxima permitida al sistema de CAI. Se partió de la intensidad máxima utilizada en el protocolo del hospital, que era de

130 mA, suponiendo que el maniquí cilíndrico era equivalente al tórax de un recién nacido, aunque otros autores consideran un tamaño menor [9]. Esta intensidad se fue reduciendo para simular pacientes de mayor edad, utilizando de guía los factores de incremento de dosis pediátricos dados por Khursheed y cols, en sus simulaciones de Montecarlo [5]. Los valores utilizados fueron de 130 mA (recién nacido), 110 mA (1 año), 100 mA (5 años), 80 mA (10 años) y 60 mA (15 años). También se realizaron medidas con un maniquí cilíndrico de metacrilato de 32 cm de diámetro para comprobar qué incidencia tiene la geometría del paciente en las medidas.

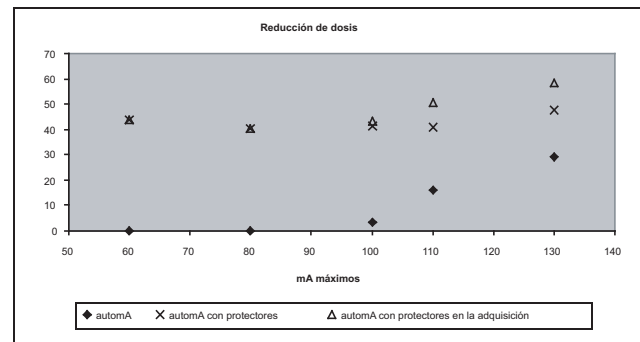


Figura 1- Reducción de dosis obtenida en la zona superior del maniquí comparada con la dosis recibida si no se utiliza ningún sistema de optimización de dosis en los distintos casos de medida.

3. Resultados y discusión

En los resultados obtenidos la reducción de dosis producida por los protectores de Bi es de aproximadamente un 40 % en la zona más próxima a los protectores, esta reducción es inferior a la publicada por Hopper y cols [8], que es la que aparece en las especificaciones técnicas de este material. Esta discrepancia en el valor de la atenuación puede ser debida a que los valores de Hopper y cols fueron obtenidos midiendo dosis en la superficie de distintos pacientes y con un equipo de filtración muy baja, mientras que en este trabajo se ha medido a 1 cm de profundidad en el maniquí y con un equipo de filtración mayor [10].

En la Fig 1 se presentan los valores de reducción de dosis utilizando "AutomA" en la zona más cercana a los protectores de Bi comparados con el caso en que no se utilice ningún sistema de optimización. Se observa que el sistema automA sólo produce una reducción de dosis para los valores más altos de intensidad máxima utilizados, lo que significa que este sistema únicamente sería efectivo en el caso de los niños de menor edad. Utilizando una intensidad máxima de 130 mA la reducción de dosis es del 30 %, disminuyendo a un 15 % con 110 mA y a sólo un 3 % con 100 mA.

Utilizando los protectores de Bi tanto en el escanograma como en la adquisición estos valores de reducción de dosis se mueven en un rango entre el 40-48 % para todas las intensidades máximas utilizadas, esto se debe a que la presencia de los protectores de Bi en el escanograma hace que la técnica pase de 95 mA a 120 mA, que es muy cercano a los 130 mA, lo que implica que todo el peso de la reducción de dosis recae mayoritariamente en los protectores.

Cuando los protectores se colocan una vez hecho el escanograma se obtienen reducciones de dosis mayores que en el caso anterior, pero únicamente para los mayores valores de intensidad máxima. Así se obtiene una reducción de dosis del 59 % para un máximo de 130 mA, del 51 % para 110 mA y se igualan los valores para las intensidades menores.

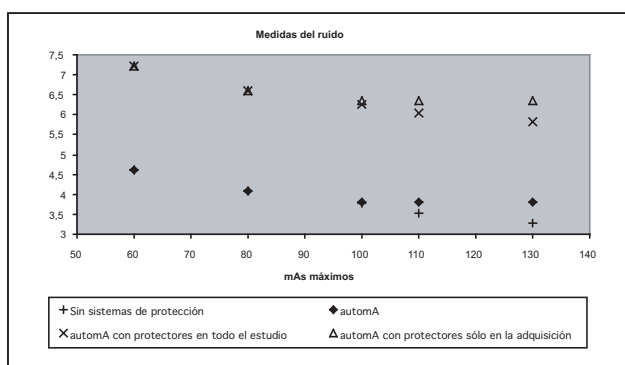


Figura 2 – Valor de la desviación estándar en UH en la imagen de estudio para los distintos casos de medida

En la Fig. 2 se muestra el valor del ruido (medido en cuatro ROIs a lo largo del maniquí) en las mismas situaciones que en la figura 1, además de en el caso en que no se utiliza ningún sistema de optimización. Se puede ver que el mayor aumento del ruido se debe a la inclusión de los protectores de Bi. Este valor aumenta cuando los protectores sólo están presentes en la adquisición, aunque no de una forma muy determinante. El aumento del ruido es muy variado a lo largo del maniquí ya que, en el peor de los casos, mientras que en la zona más cercana a los protectores el aumento del ruido es del 189 %, en la zona más alejada éste desciende al 42 %.

Si valoramos la dosis en el resto del maniquí, el empleo de los protectores de Bi simultáneamente con el CAI produce un aumento de la dosis en las zonas periféricas, que no están cubiertas con el protector, para todos los valores de intensidad máxima a partir de los 100 mA,

comparado con la utilización del CAI sin protectores. Este aumento se produce sólo para una intensidad máxima de 130 mA si se considera la dosis en el centro del maniquí y el $CTDI_w$ (tabla I).El incremento de la intensidad al situar los protectores sólo se produce cuando la intensidad máxima lo permite. Este trabajo se ha realizado con un maniquí para el que sin protectores el equipo ajusta a 95 mA y con ellos a 120 mA. Al disminuir la intensidad máxima por debajo de estos valores el equipo deja de ajustar según el tamaño del paciente, y pierde toda relevancia el hecho de hacer el escanograma con los protectores puestos.

| AutomA | mA ajustados | % D sup. | % D izq. | % D der. | % D ab. | % D cen. | % $CTDI_w$ |
|---|--------------|----------|----------|----------|---------|----------|------------|
| 130 mA | 95 | 26,9 | 26,9 | 26,9 | 26,9 | 26,9 | 26,9 |
| 110 mA | 95 | 13,6 | 13,6 | 13,6 | 13,6 | 13,6 | 13,6 |
| 100 mA | 95 | 5,0 | 5,0 | 5,0 | 5,0 | 5,0 | 5,0 |
| 80 mA | 80 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| 60 mA | 60 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 |
| AutomA con protectores | mA ajustados | % D sup. | % D izq. | % D der. | % D ab. | % D cen. | % $CTDI_w$ |
| 130 mA | 120 | 48,2 | 16,8 | 16,3 | 11,3 | 23,5 | 23,9 |
| 110 mA | 110 | 43,8 | 9,9 | 9,3 | 3,9 | 17,1 | 17,6 |
| 100 mA | 100 | 43,8 | 9,9 | 9,3 | 3,9 | 17,1 | 17,6 |
| 80 mA | 80 | 43,8 | 9,9 | 9,3 | 3,9 | 17,1 | 17,6 |
| 60 mA | 60 | 43,8 | 9,9 | 9,3 | 3,9 | 17,1 | 17,6 |
| automA con protectores sólo en la adquisición | mA ajustados | % D sup. | % D izq. | % D der. | % D ab. | % D cen. | % $CTDI_w$ |
| 130 mA | 95 | 59,0 | 34,2 | 33,8 | 29,8 | 39,4 | 39,8 |
| 110 mA | 95 | 51,5 | 22,2 | 21,7 | 17,0 | 28,4 | 28,8 |
| 100 mA | 95 | 46,6 | 14,4 | 13,9 | 8,7 | 21,3 | 21,7 |
| 80 mA | 80 | 43,8 | 9,9 | 9,3 | 3,9 | 17,1 | 17,6 |
| 60 mA | 60 | 43,8 | 9,9 | 9,3 | 3,9 | 17,1 | 17,6 |

Tabla I - Valores de la reducción de dosis en distintos puntos del maniquí y del $CTDI_w$ comparado con los valores obtenidos si no se utilizase ningún sistema de reducción de dosis.

Las medidas con el maniquí de 32 cm de diámetro mostraron una reducción de dosis debido a los protectores de Bi del 41 %, que es muy similar a los valores obtenidos para el maniquí de 16 cm aunque, por otro lado, el aumento de ruido provocado por los protectores es menor (24 %).

4. Conclusiones

El sistema de CAI incrementa la intensidad cuando se realiza el escanograma con los protectores de bismuto, lo que puede provocar un descenso en la efectividad de estos protectores, o incluso un aumento de dosis en las zonas no cubiertas por los protectores. Esto no ocurre cuando la intensidad máxima permitida al CAI es inferior a la que necesitaría el equipo para obtener la calidad de imagen requerida.

Es recomendable realizar los escanogramas sin la presencia de los protectores de Bi para ponerlos al realizarse la adquisición, de forma que el CAI del equipo ajuste según la atenuación real del paciente. La calidad de imagen no empeora de forma significativa al operar de este modo, y se evita que la dosis se incremente en zonas no protegidas del paciente.

5. Referencias

- [1] Shrimpton, P.C, Edyvean, S., CT Scanner Dosimetry, Br J Radiol 1998;71:1-3
- [2] International Commission on Radiological Protection. ICRP publication Oxford, England: Pergammon, 1991; 60.
- [3] Khursheed, A., Hillier, M.C., Shrimpton, P.C., Wall, B.F., Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. Br J Radiol. 2002 Oct, 75(898): 819-30
- [4] Brody A.S. CT scanner design and patient radiation exposure. Pediatr. Radiol 2002 Abril, 32: 268-271
- [5] Toth T.L. Dose reduction opportunities for CT scanners. Pediatr. Radiol. 2002 April, 32:261-267
- [6] Donnelly, L. F. , Emery, K.H., Brody, A.S., Laor, T., Gylis-Morim, V.M., Anton, C.G., Thomas, S.R., Frush, D.P., Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. Am J Roentgenol. 2001 Feb; 176(2): 303-6
- [7] Kalra, M.K., Rizzo, S.M., Novelline, R.A., Reducing radiation dose in emergency computed tomography with automatic exposure control techniques, Emerg Radiol. 2005 Jul;11(5):267-74.
- [8] Hopper, K.D., King, S.H., Lobell, M.E., Tenhave, T.R., Weaver, J.S., The Breast: In-plane X-ray Protection during Diagnostic Thoracic CT – Shielding with Bismuth Radioprotective Garments. Radiology 1997; 205: 853-858.
- [9] Huda, W., Atherton, J.V., Ware, D.E, Cumming, W.A, An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in pediatric patients. Radiology 1997, 203:417-422
- [10] ImPACT, Evaluation Report: Single slice CT scanner comparison report, MDA 2020.

EVALUACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE LA DINÁMICA DE TRABAJO Y DE LA DOSIS RECIBIDA POR EL PACIENTE EN LA SALA DE HEMODINÁMICA INFANTIL DEL HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑÓN

J. A. CALAMA SANTIAGO, C. GONZÁLEZ RUIZ, M. A. INFANTE UTRILLA,
R. ZANFAÑO HIDALGO, J. M. PENEDO COBOS, F. SIERRA DÍAZ,
M. P. OLIVARES MUÑOZ

Servicio de Dosimetría y Radioprotección. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.

The purchase of a digital X-Ray equipment specific for paediatric cardiology in 2003 has allowed a careful examination of the technical characteristics of these patients.

This data review includes the analysis of a dose index with several variable factors such as weight, size and age of patients, purpose, type and characteristics of the study and its development over time as a result of the experience gained by the staff involved.

INTRODUCCIÓN

El uso de radiaciones ionizantes como técnica médica lleva asociado un riesgo de aparición de efectos de tipo estocástico y determinista para altas dosis [1]. En pacientes pediátricos este riesgo se incrementa al aumentar la esperanza de vida, lo que facilita que los efectos tardíos de la radiación se manifiesten. Además, en los niños, los órganos de riesgo están más próximos entre sí, siendo habitual que queden englobados simultáneamente en el haz directo de rayos X, lo que conlleva una mayor exposición de los mismos en la exploración [2,3]. Es por tanto de vital importancia que las dosis de radiación se optimicen en función de la calidad de imagen necesaria para este tipo de pacientes.

Con el inicio de la actividad en 2003 del hospital Materno-Infantil de nueva construcción, la hemodinámica pediátrica pasó a realizarse en una sala específica (diferente a la de adultos donde se realizaba anteriormente) y con personal preparado para este tipo de exploraciones y las circunstancias en que se desarrollan. Desde el principio se han recogido de forma estructurada datos relativos a paciente, estudio y características de las exploraciones, indicativos de la forma de trabajo en la sala y las dosis impartidas al paciente en forma de producto

dosis-área (DAP) y de dosis de entrada en piel (ESD) a 45 cm. El objeto de este trabajo es estimar las dosis recibidas por los pacientes y el riesgo asociado a ellas, así como realizar una valoración de la forma de trabajo y de la evolución de la misma en aspectos relacionados con la protección radiológica.

MATERIAL Y MÉTODOS

Este estudio se ha realizado en el HGUGM con un equipo INNOVA 2000 de General Electric al que se realizan controles de calidad periódicos de acuerdo con el programa de garantía de calidad de radiodiagnóstico del propio hospital, y un mantenimiento preventivo semestral por la firma fabricante, cumpliendo sus parámetros las tolerancias establecidas en la legislación vigente [4,5] y las dadas por el fabricante en los diferentes controles efectuados desde su implantación.

Para estimar el DAP el equipo dispone de una cámara Diamantor M4KDK (PTW Freiburg, Alemania) calibrada de acuerdo a patrones y que ha sido verificada mostrando errores inferiores al 5% midiendo el DAP con una cámara de ionización modelo 10X5-60E asociada a un electrómetro de Rad-Cal (modelos 9010 y 9015) calibrada en el Centro Nacional de Dosimetría.

La medida del DAP es un método común para el cálculo de la dosis a paciente en equipos de hemodinámica, siendo el parámetro dosimétrico propuesto por la Comunidad Europea como referencia, al permitir estimar la dosis recibida por el paciente, independientemente de la distancia al tubo de rayos X [6,7]. Además puede ser muy interesante para el facultativo conocer en tiempo real la dosis recibida por el paciente durante la intervención y adoptar medidas de reducción de dosis si son necesarias. La dosis efectiva se estima mediante el procedimiento detallado en la publicación NRPB-R279 [3] donde figuran los factores de conversión del DAP en dosis efectiva calculados con técnicas de Monte Carlo para cinco grupos de edad. Estos factores han sido determinados para proyecciones específicas de rayos X, por lo tanto, al estimar la dosis efectiva, existirá cierta incertidumbre asociada al hecho de que las condiciones estándar de exposición asumidas no se corresponden exactamente con las de la práctica, además de otras diferencias anatómicas (variaciones del maniquí matemático y el

paciente, especialmente debidas al amplio intervalo de edades que comprende cada subgrupo), y geométricas (tamaño y posición del campo de rayos X, que afecta a los órganos irradiados por el haz y por tanto a su dosis y a la dosis efectiva correspondiente).

Se han incluido en el estudio más de 450 pacientes pediátricos que han sido sometidos a procedimientos de cateterismo cardiaco durante los años 2004 y 2005 y la gestión de los datos se ha realizado con software propio, mediante ficha de recogida protocolizada y adaptada a una base de datos ACCESS®, y posterior tratamiento estadístico.

RESULTADOS

En la tabla se muestran los valores del tiempo de escopia, DAP, ESD a 45 cm y la dosis efectiva estimada en función del tipo de estudio para los diferentes grupos de edad. Para la estimación de la dosis efectiva se han utilizado los factores co-

| Edad | Tiempo Escopia (s) | DAP (cGy·cm ²) | ESD a 45 cm (mGy) | Dosis Efectiva (mSv) |
|---------------------------------|------------------------|----------------------------|-------------------|----------------------|
| Diagnóstico (n=234) | | | | |
| Rango | | | | |
| 0 años | 53 - 3611 | 29 - 3111 | 3 - 408 | 0,4 - 47 |
| | Media ± Desv. Estándar | 1110 ± 653 | 790 ± 650 | 11,9 ± 9,8 |
| | 3er Cuartil | 1518 | 1010 | 15,3 |
| Rango | | | | |
| 1 - 4 años | 45 - 2730 | 21 - 5802 | 1 - 644 | 0,1 - 33,7 |
| | Media ± Desv. Estándar | 824 ± 599 | 1000 ± 1140 | 5,8 ± 6,6 |
| | 3er Cuartil | 1066 | 119 | 6,9 |
| Rango | | | | |
| 5 - 9 años | 103 - 3715 | 76 - 10955 | 4 - 764 | 0,3 - 41,8 |
| | Media ± Desv. Estándar | 951 ± 829 | 1753 ± 2077 | 6,7 ± 7,9 |
| | 3er Cuartil | 1350 | 2367 | 9 |
| Rango | | | | |
| 10-14 años | 97 - 3823 | 134 - 39589 | 9 - 2554 | 0,3 - 94,6 |
| | Media ± Desv. Estándar | 928 ± 763 | 3804 ± 6801 | 9,1 ± 16,6 |
| | 3er Cuartil | 1140 | 3578 | 8,6 |
| Rango | | | | |
| > 15 años | 121 - 3871 | 190 - 60152 | 10 - 3747 | 0,3 - 83 |
| | Media ± Desv. Estándar | 910 ± 898 | 6978 ± 11097 | 9,6 ± 15,3 |
| | 3er Cuartil | 1284 | 8039 | 11,1 |
| Terapia (n=211) | | | | |
| Rango | | | | |
| 0 años | 19 - 5804 | 6 - 18249 | 0,4 - 2897 | 0,1 - 275,6 |
| | Media ± Desv. Estándar | 1535 ± 1090 | 1612 ± 2368 | 24 ± 36 |
| | 3er Cuartil | 2045 | 1789 | 27 |
| Rango | | | | |
| 1 - 4 años | 17 - 5579 | 24 - 10494 | 2 - 1082 | 0,1 - 61 |
| | Media ± Desv. Estándar | 1613 ± 1279 | 2122 ± 2261 | 12 ± 13 |
| | 3er Cuartil | 2411 | 2865 | 16,6 |
| Rango | | | | |
| 5 - 9 años | 124 - 7715 | 76 - 10985 | 5 - 693 | 0,3 - 42 |
| | Media ± Desv. Estándar | 1569 ± 1469 | 2497 ± 2472 | 10 ± 9 |
| | 3er Cuartil | 1756 | 3353 | 12,8 |
| Rango | | | | |
| 10-14 años | 373 - 4241 | 298 - 30445 | 20 - 2348 | 0,7 - 73 |
| | Media ± Desv. Estándar | 1946 ± 1031 | 7265 ± 7057 | 17 ± 17 |
| | 3er Cuartil | 2602 | 9956 | 23,8 |
| Rango | | | | |
| ≥ 15 años | 680 - 8569 | 1533 - 168255 | 79 - | 2,1 - 232 |
| | Media ± Desv. Estándar | 2711 ± 2797 | 31015 ± 53899 | 603 ± 845 |
| | 3er Cuartil | 3021 | 20997 | 544 |
| | | | 544 | 29 |
| Electrofisiología (n=46) | | | | |
| Rango | | | | |
| 5 - 9 años | 129 - 4830 | 162 - 28795 | 6 - 1786 | 0,6 - 110 |
| | Media ± Desv. Estándar | 1628 ± 1585 | 5695 ± 9267 | 22 ± 35 |
| | 3er Cuartil | 2504 | 3639 | 14 |
| Rango | | | | |
| 10 - 14 años | 170 - 3821 | 232 - 31133 | 9 - 1578 | 0,6 - 74,4 |
| | Media ± Desv. Estándar | 1608 ± 938 | 6191 ± 7597 | 15 ± 18 |
| | 3er Cuartil | 2207 | 6296 | 15 |
| Rango | | | | |
| ≥ 15 años | 582 - 4889 | 1148 - 85785 | 51 - 4167 | 1,6 - 118,4 |
| | Media ± Desv. Estándar | 2686 ± 1202 | 21822 ± 23011 | 30 ± 32 |
| | 3er Cuartil | 3386 | 26857 | 1462 |
| | | | 1462 | 37 |

Tabla I. Tiempo de Escopia, DAP, ESD y Dosis Efectiva por tipo de exploración.

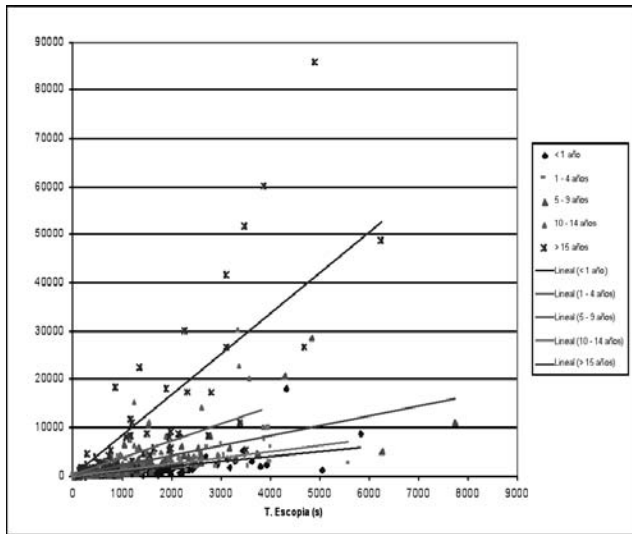


Fig. 1. Relación DAP con el tiempo de escopia. Cálculo de las regresiones pasando por el origen

respondientes a una proyección PA de tórax y para una técnica de 70 kV, con un espesor para la capa hemirreductora de 3 mm de Al. (Técnica media en las exploraciones revisadas y capa hemirreductora medida en el control de calidad del equipo).

DISCUSIÓN

Los tiempos de escopia son prolongados, superiores a los 30 minutos de media en estudios electrofisiológicos e intervenciones terapéuticas, llegándose a superar las dos horas en alguna de estas últimas. No existe dependencia clara de este parámetro con la edad o el peso del paciente, tan solo con el objetivo del estudio (diagnóstico, terapia, electrofisiología) y el tipo de exploración.

Las dosis absorbidas son relativamente altas y dependen de la edad y del peso del niño. Existe un cierto grado de correlación entre el DAP y el tiempo de escopia ($r = 0,63 - 0,78$) para los diferentes grupos de edad, así como entre la tasa de DAP y el peso ($r = 0,74$), lo que implica que pacientes de mayor edad tienen una clara tendencia a recibir mayores dosis y, por tanto, mayor probabilidad de superar la dosis umbral para la aparición de efectos deterministas. Los valores bajos de las correlaciones se deben al amplio rango de edades incluidas en cada selección. La ESD puede llegar a superar los 2 Gy (dosis umbral para la aparición de efectos deterministas en piel), si bien esta dosis es estimada a una distancia fija y para el mismo punto, sin tener en cuenta las distintas angulaciones y zonas de incidencia del haz en función de las necesidades de la intervención, lo que en la práctica se realiza frecuentemente.

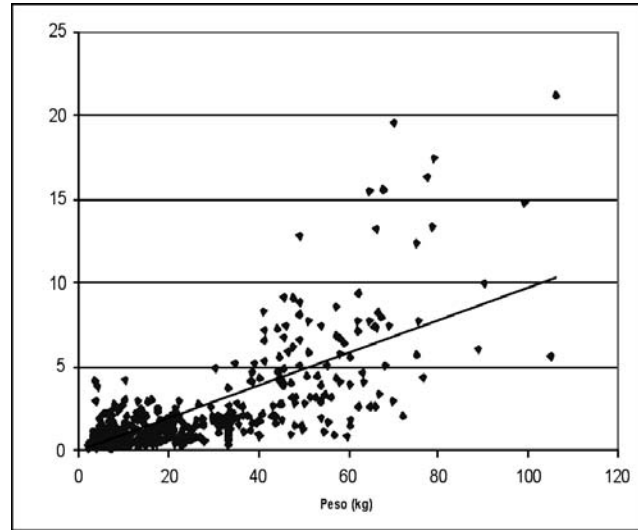


Fig. 2. Relación tasa DAP con respecto al peso. Cálculo de la regresión, pasando por el origen

No se tiene conocimiento de la aparición de ningún tipo de efecto determinista, estudiándose la evolución del paciente durante los siguientes meses.

De la comparación del gráfico de la figura 2 con la bibliografía [8] se observa que las tasas de dosis impartidas son menores que en otros equipos, a pesar de trabajar siempre en modo alta tasa para obtener la mejor calidad de imagen. Éste fue uno de los aspectos considerados al decidir la adquisición entre los equipos que cumplían con los requisitos de calidad de imagen.

La dosis efectiva, si bien es un parámetro que lleva asociada cierta incertidumbre, muestra como se alcanzan valores importantes, con una media cercana a 10 mSv en estudios diagnósticos, y entre 10 y 30 mSv para estudios terapéuticos y electrofisiológicos, llegando en determinados casos a valores superiores a los 200 mSv. La disminución del factor de conversión de DAP a dosis efectiva al aumentar la edad, como consecuencia del incremento de la distancia entre órganos de riesgo, hace que las dosis efectivas para los diferentes grupos de edad se igualen. Para valorar la aparición de efectos estocásticos habría que realizar un seguimiento de estos pacientes a lo largo de su vida. Según la ICRP-60 [1] el coeficiente de probabilidad de muerte para toda la vida por efectos malignos es de aproximadamente $5 \cdot 10^{-4}$ por cada 10 mSv para dosis y tasas de dosis bajas, incluyendo niños. Este coeficiente es pequeño en comparación con el que cuantifica las complicaciones severas que pueden surgir en este tipo de intervenciones por causas ajenas a la radiación (0,5% en la instalación estudiada) y justificado clínicamente debido al beneficio que representa para el paciente.

Otro de los objetivos del estudio es observar si, dada la experiencia del personal (novedad de la sala, grupo de trabajo, e incluso en la realización de algunos tipos de estudios), con el tiempo se habían optimizado las técnicas de trabajo mejorando la protección radiológica con reducción de tiempos de escopia y dosis. Esta conclusión no puede obtenerse de la observación de los tiempos de escopia por exploración, ya que ha producido un claro incremento. Este aumento se atribuye a la introducción de técnicas terapéuticas más complicadas, que requieren un mayor tiempo de escopia, y a la tendencia generalizada, en estos servicios, de reducir el número de exploraciones diagnósticas, realizándolas con técnicas alternativas que no requieran exposición a radiaciones ionizantes (ecografía), en favor de las terapéuticas, lo que significa una mayor protección radiológica de los pacientes. El objetivo es conseguir que el número de exploraciones diagnósticas sea inferior al 10%.

Limitaciones del estudio

Una de las limitaciones del estudio es no haber cuantificado con precisión la dosis absorbida por el paciente mediante otro tipo de medidas, por ejemplo dosímetros TLD o dosimetría radiográfica que considere la angulación del tubo y la posición variable del haz sobre la piel.

Las medidas presentan una gran variabilidad a pesar de estar clasificadas en grupos de edad y finalidad del estudio, debido que provienen de todo tipo de exploraciones con objetivos muy variados.

CONCLUSIONES

Las dosis impartidas son elevadas; en algunos casos cercanas al umbral de aparición de efectos deterministas y, si bien no se ha observado ningún efecto de este tipo, se deben proponer métodos para reducir las en lo posible, y concienciar a los cardiólogos del beneficio para el paciente y los trabajadores de la reducción de los tiempos de escopia y del uso de técnicas de reducción de dosis.

Conocer en tiempo real la dosis recibida por el paciente durante la intervención, debería ayudar al facultativo a determinar si conviene modificar el procedimiento para su protección. Como procedimientos de protección al paciente que se llevan a cabo, se realiza una planificación previa de la intervención, valorando técnicas alternativas y desdoblamiento del procedimiento en varias sesiones cuando se prevén dosis altas, así como empleo de medios técnicos que faciliten el trabajo del médico permitiendo reducir los tiempos de escopia.

El hecho de que el equipo profesional de la sala sea específico de hemodinámica pediátrica supone una ventaja en la organización y el desarrollo del trabajo dentro de la sala, debido a la experiencia en la elección de las técnicas y las herramientas disponibles más adecuadas, si bien se debe recomendar la planificación de la exploración radiológica para optimizar la relación dosis-resultados del estudio así como la utilización del modo de baja tasa y la escopia pulsada siempre que sea posible, ya que actualmente este aspecto no está optimizado.

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer la colaboración del Servicio de Cardiología Hemodinámica Infantil por facilitar el acceso al archivo de datos dosimétricos y la información relativa a la forma de trabajo.

REFERENCIAS

- [1] ICRP-60. ICRP Publication 60. Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. 1990.
- [2] NCRP Report N° 68. Radiation Protection in Paediatric Radiology. National Council in Radiation Protection and Measurement. 1981.
- [3] NRPB-R279. Coefficients for Estimating Effective Doses from Paediatric X-ray Examinations. National Radiological Protection Board. March 1996.
- [4] RD 783/2001 del 6 de Julio, por el que se aprueba el reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes. BOE 178/2001. p 27284.
- [5] RD 1976/1999 del 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, BOE 311/1999. p 45891.
- [6] Directiva europea 97/43 relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones medicas. Diario oficial de Comunidades Europeas 1997; 180:22-7.
- [7] B.F. WALL, R.M. HARRISON, F.W. SPIERS. Patient dosimetry techniques in Diagnostic Radiology. The Institute of Physical Sciences in Medicine. 1988. Report n° 53.
- [8] G. MARTÍN, E. CORREDOIRA, F. BENITO, et al. Estudio de dosis recibidas por pacientes pediátricos sometidos a Ablación por Radiofrecuencia. Revista de Física Médica 2003; 4(2): 101-106.

COLIMADOR CON FILTRACIÓN COMPENSADA: ADAPTACIÓN CLÍNICA PARA ALCANZAR LA RECOMENDACIÓN 4F DE LA UNIÓN EUROPEA SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA AL PACIENTE EN RADIOLOGÍA ODONTOLÓGICA

¹ALCARAZ M, ²GARCIA-VERA, C.; ²BRAVO, LA.; ³MORANT JJ,
⁴ARMERO, D. Y ⁵CANTERAS M⁴

Departamentos de ¹Radiología y Medicina Física, ²Estomatología, ⁴Enfermería y ⁵Bioestadística, Facultad de Medicina. Universidad de Murcia. Murcia. España. ³Servicio de Protección Radiológica, Universidad Rovira i Virgili, Tarragona, España.

Introduction: recent recommendations by the European Union (2004) for performing lateral cranial cephalometry (LCC) state that collimation should be maximized so that only those tissues necessary are irradiated when performing clinical diagnoses, although the fact that many manufacturers do not incorporate these elements in their equipment design has been recognised (recommendation 4f). **Aim:** the manufacture and utilization of a collimator with a pre-patient compensating filter for LLC which may be used in most extraoral dental radiology units, as well as determining the reduction in the dose of radiation absorbed by more sensitive tissues exposed to said clinical exploration.

Material and Methods: making use of mannequins, phantom and craniums, we constructed a collimator with a compensating filter and established the necessary technical, dosimetric and quality specifications for its clinical use. Subsequently, we studied 16 patients referred for cephalometric study, determining the radiation dose (TLDs) in both the patients (crystalline lens, frontal lobe, parotid/submaxillary/thyroid glands and brain) and in the radiographic film, as well as in different parts of the collimator/filter. At present we are aiming for its clinical use by carrying out LCC in another 16 patients referred for orthodontic treatment but with the pre-patient introduction of the tested collimator with the compensating filter as a substitute for the usual technique

Results: the collimation reduced the field of radiation by some 40% and with that, so too the radiated tissues. The compensating filter reduced the dose in tissues by some 34'2%. Our collimator has allowed the radiological image to be obtained with only one third the usual radiation dose. The dose reaching the film shies only between 17% less than in the usual technique and didn't alter its diagnostic capacity.

Conclusion: a reduction of 61'6% of the dose administered to the patient is achieved by incorporating the collimator and filter to most radiological equipment without the need for renovating or substituting existing apparatus.

INTRODUCCIÓN

La radiografía cefalométrica es una de las exploraciones dentales más frecuentes utilizada en ortodoncia diagnóstica y terapéutica, así como en los estudios de maloclusión dental, de los patrones de crecimiento óseo y en las relaciones estructurales del hueso mandibular. Aunque la Unión Europea recientemente ha publicado la recomendación de utilizar al menos colimadores que intenten disminuir los volúmenes irradiados que no tienen

interés diagnóstico en esta exploración [1], también pone de manifiesto que desgraciadamente muchos fabricantes de dichos equipos no disponen de este material asequible a sus equipos de rayos X de utilización clínica [1], impidiendo su adquisición y obligando a exposiciones radiológicas innecesarias durante este tipo de exploraciones radiológicas. En este sentido, los equipos radiológicos para cefalometría actuales suelen llevar un pequeño colimador de partes blandas para la parte frontal (nariz) del paciente que no incluye esta posibilidad.

Además, durante nuestra práctica clínica estamos viendo como en Odontología no se aplica el efecto “anódico” en estas exploraciones radiológicas odontológicas por lo que no se consigue homogeneizar el haz de radiación con los diferentes volúmenes del cráneo de los pacientes y lograr una reducción significativa de las dosis de radiación administradas a estos pacientes.

El objetivo de este estudio es determinar la reducción de la dosis de radiación administrada a los pacientes en exploraciones de cefalometría realizadas de la forma habitual en clínica y tras la utilización de nuestro colimador con filtración compensada adaptándola a la recomendación europea 4f [1], manteniendo siempre la obtención de una imagen radiológica de calidad adecuada para el diagnóstico clínico que ha justificado la exploración.

MATERIAL Y MÉTODOS

Radiografía cefalométrica experimental

Utilizando la técnica radiológica habitual hemos utilizado varios cráneos procedentes de cadáveres y diversos tipos de fantasmas y maniqués que suplementados con láminas de perpe han ido confeccionando la primera parte experimental de este estudio. Hemos obtenido el colimador de plomo y los diferentes espesores de la filtración compensada cde aluminio,

sus dimensiones y su ubicación en el diseño externo del equipo como filtración prepaciente, determinando las dimensiones del campo irradiado sobre la película radiográfica. Se han determinado igualmente mediante dosimetría de termoluminiscencia las dosis de radiación que se reciben en los diferentes órganos sometidos a estudio (cristalino, cerebro lóbulo frontal, glándulas salivares parótida y submaxilar y glándula tioides) (Figura 1).

Radiografía Cefalométrica Clínica

Hemos estudiado un grupo de 16 niños enviados a la Clínica Odontológica Universitaria de la Universidad de Murcia para estudio cefalometrico como consecuencia del inicio de su tratamiento ortodoncico y que justificaba la realización en nuestra Unidad e la CLC. Los pacientes son 4 niñas y 12 niños con una edad media de 11 años (rango entre 8-13 años), a los que se les ha realizado la técnica habitual incorporando los diferentes dosímetros de termoluminiscencia para obtener la determinación de las dosis de radiación absorbidas en los diferentes lugares y zonas anatómicas estudiadas. Todo ello, previa aprobación del Comité de Bioética de la Universidad de Murcia.

Se ha utilizado un equipo Planmeca 2002 Proline (Planmeca, Finlandia), con película Kodak T-Mat G y pantalla intensificadora Kodak Lanex Regular. La exposición ha sido la habitualmente utilizada en las exploraciones clínicas: 62-68 kV, 6-12 mA, 0.4-0.6 s. El procesado de la película radiográfi-

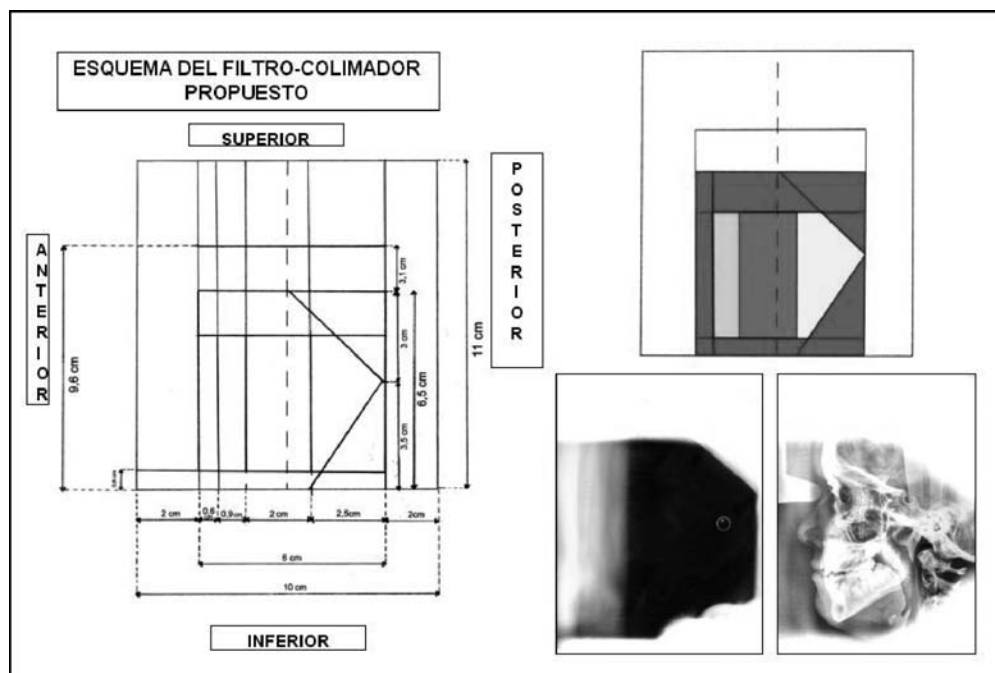


Fig. 1.: Características del colimador con filtración compensada fabricado e imágenes del mismo sobre la película radiográfica con paciente y sin él.

ca se ha realizado en procesadora automática Dürr Dental AC 245L (31°C, 8 mn). Todas las exploraciones radiológicas se han realizado con una distancia foco-película de 150 cm, con la cara izquierda del paciente enfrentada al tubo de rayos X y posicionada mediante los elementos auditivos fijadores del equipo. Exploración habitual radiológica. Se ha determinado la dosis de radiación absorbidas (dosis piel entrada) mediante dosímetros de termoluminiscencia (TLD) previamente calibrados (TLD 100; LiF, Mg, Ti, Bicron STI, Harshaw, Amsterdam) y colocados sobre la superficie de la piel más próxima al tejido estudiado en su cara enfrentada al tubo de rayos X. También se han determinado las dosis de radiación que alcanzan la película radiográfica en cada una de sus tres posiciones, según su filtración, y en las zonas del equipo en donde se ubica el colimador con filtración compensada.

RESULTADOS Y DISCUSION

Nuestros resultados ponen de manifiesto dos tipos diferentes de conseguir una disminución estadísticamente significativa de las dosis administradas a nuestros pacientes: a) mediante la colimación realizada, y b) mediante la filtración compensada añadida prepaciente.

En cada una de estas situaciones las reducciones de dosis obtenidas son las siguientes:

a) Mediante la colimación con filtración compensada se ha conseguido una reducción del 40% del campo irradiado y por tanto del volumen correspondiente de los tejidos del paciente, ya que con nuestro colimador quedan fuera del campo de irradiación empleado.

b) Mediante la filtración compensada, la adaptación de los volúmenes craneales a la técnica de exposición (kV, mA) y la utilización del efecto anódico, se ha determinado una reducción global de los tejidos estudiados del 34'2%. La reducción de las dosis de radiación absorbida determinadas globalmente en los diferentes tejidos ha sido del 61'4% para la glándula tiroidea, del 32'8% para el cristalino, del 31'4% para la glándula submandibular y del 11'4% para la glándula parótida; res-

pecto de las dosis de radiación administradas en la exploración habitual sin nuestro filtro colimados; todas ellas con significación estadística (Tabla I). Todo ello, sin detrimento de la calidad radiológica obtenida para el diagnóstico clínico.

Nuestro estudio pone de manifiesto que hemos obtenido mediante la utilización de nuestro colimador con filtración compensada una Telerradiografía Lateral de Cráneo con sólo el 38'4% de la dosis de radiación empleada habitualmente en la exposición habitual; consiguiendo, por tanto, una reducción del 61'6% de la dosis de radiación necesaria para obtener la imagen diagnóstica. Dicho de otra forma, con las dosis de radiación que hoy día se administran a un solo niño para obtener una TLC, podríamos obtener 3 TLC en otros tantos niños, puesto que la dosis de radiación empleada en cada exploración supone la administración de sólo la tercera parte de la que se emplea en cada niño habitualmente. Todo ello, sin pérdida de la calidad de imagen radiológica obtenida.

Las dosis de radiación administradas a nuestros pacientes sin la utilización de nuestro colimador con filtración compensada se encuentran dentro de los límites inferiores de las dosis empleadas por otros autores en la práctica clínica real [2-7], mientras que las empleadas tras la utilización de nuestro colimador son significativamente menores. Algunos autores han puesto de manifiesto reducciones similares a las obtenidas en nuestro trabajo cuando han realizado determinaciones de dosis sobre maniqués dentales y con técnicas de exposición más bajas [2], aunque no han utilizado ensayos con una filtración añadida ni atendiendo al efecto anódico del equipo. Otros, han descrito dosis empleadas para obtener una TLC inferiores a las utilizadas en nuestro trabajo, pero empleando equipos digitales [8]; cabe destacar que nuestro colimador con filtración añadida, de fácil incorporación en dichos equipos, lograría igualmente una reducción de las dosis empleadas en dichas exploraciones. La dosis de radiación que alcanza la película radiográfica con el filtro ensayado es sólo un 17% inferior al de la exploración habitual y mantiene la proporcionalidad entre las diversas zonas analizadas en la exploración habitual (Figura 2), lo cual puede explicar que la calidad diagnóstica de la imagen se mantenga a pesar de la disminución de la dosis empleada para obtenerla.

| | Dosis sin filtro | Dosis con filtro | Reducción (%) | Diferencias relacionadas | | tt | ggI | P< Sig (bilateral) |
|-------------------|------------------|------------------|---------------|--------------------------|----------------|-------|-----|--------------------|
| | | | | Media | Desviación Tin | | | |
| CRISTALINO | 97,7 | 65,7 | 32'8 | 31,96875 | 20,52981 | 6,229 | 15 | 0,00 |
| SUBMAXILAR | 109'9 | 75'5 | 31'4 | 34,53125 | 38,53542 | 3,584 | 15 | 0,01 |
| PARÓTIDA | 158'4 | 140'5 | 11'4 | 17,88125 | 26,12144 | 2,738 | 15 | 0,05 |
| TIROIDE | 127'7 | 49'3 | 61 | 78,39375 | 56,01954 | 5,598 | 15 | 0,00 |

Tabla I.: Reducciones de dosis (μ Gy) determinadas y significación estadística de los resultados obtenidos

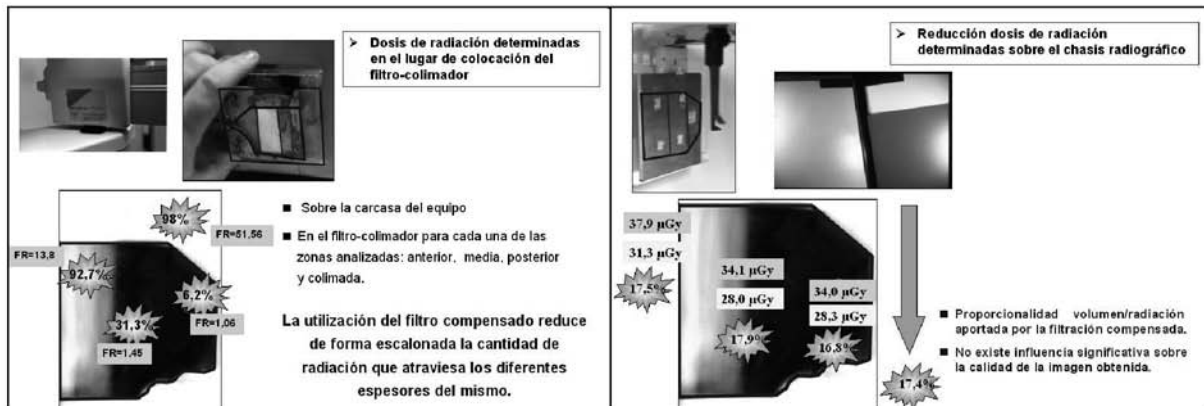


Fig 2.. Determinaciones de dosis realizadas: a) sobre el lugar de colocación del Colimador con filtración compensada; b) sobre la película radiográfica

CONCLUSIÓN

La utilización del colimador con filtración compensada propuesto consigue la disminución de la dosis de radiación administrada a los niños en un 61'6% sin modificar significativamente la calidad de la imagen radiológica obtenida, mediante su incorporación a los equipos radiológicos sin necesidad de eliminar o sustituir los equipos que actualmente se encuentran en funcionamiento.

BIBLIOGRAFIA

- [1] European Commission. European Guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practices. Radiation Protection 136, 2004.
- [2] Gijbels F, Sanderik G, Wyatt J, Van Dam J, Nowak B and Jacobs R. Radiation doses of collimated vs noncollimated cephalometric exposures. Dentomaxillofacial Radiol 2002 32, 128-133.
- [3] Eliasson S, Julin P, Philip A, Stenstro'm B. Absorbed doses at varying tube voltage in lateral cephalography. Swed Dent J 1985; 9: 117-127.
- [4] Eliasson S, Julin P, Richter S, Stenstro'm B. Radiation absorbed doses in cephalography. Swed Dent J 1984; 8: 21-27.
- [5] Tanimoto K, Ogawa M, Kodera Y, Tomita S, Wada T. A filter for use in lateral cephalography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1989; 68: 666-669.
- [6] Gilda JE, Maillie HD. Dosimetry of absorbed radiation in radiographic cephalometry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1992; 73: 638-643.
- [7] Freeman JP, Brand JW. Radiation doses of commonly used dental radiographic surveys. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1994; 77:285-289.
- [8] Visser H.; Rodig T. y Hermann, KP. Dose reduction by direct - digital cephalometric radiography. Angle Orthod 2001 71(3): 159-163.

RADIATION DOSE TO CHILDREN UNDERGOING CHEST RADIOGRAPHY IN PUBLIC AND PRIVATE PAEDIATRIC HOSPITALS OF BELO HORIZONTE – BRAZIL

¹M. A. S. LACERDA ; ²H. J. KHOURY; ¹T. A. DA SILVA; ¹M. T. PEREIRA;
³W. S. ROCHA; ⁴A. C. P. AZEVEDO

¹ Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), Belo Horizonte, Brazil.

² Universidade Federal de Pernambuco (DEN/UFPE), Recife, Brazil.

³ WSR Imagem, Belo Horizonte, Brazil.

⁴ Fundação Oswaldo Cruz (ENSP / CESTEH), Rio de Janeiro, Brazil.

The aim of this work was to evaluate and compare the Entrance Surface Dose (ESD) on children chests during x-ray examinations in a public and private paediatric hospitals of Belo Horizonte city in Brazil. Patient's data and radiographic parameters of 295 x-ray examinations of chest (AP and PA projections) carried out at two paediatric hospitals were recorded. Tube outputs were measured for different exposure conditions and doses were evaluated with the DoseCal software. Results showed a wide range of ESD values due to variations in patient size and exposure parameters. Although, in most cases, ESD values were lower than values from published works in Brazil and from the Dose Reference Level of European Community, the results suggest the need of optimisation procedures, mainly concerned with exposure parameters.

1. Introduction

As children comprise the segment of the population more susceptible to deleterious effects of ionising radiation [1], special attention must be taken during radiographic examinations on them. Many dosimetric surveys of paediatric patients have been done world-wide as suggested by the European Commission (EC) [2, 3]. In Brazil, studies have been performed [4-6] to provide data for establishing the reference dose values (DRLs) for paediatric patients because there is no one in the Brazilian Legislation [7] and those found on international publications might not represent the actual Brazilian conditions.

The great problem concerned to paediatric surveys of radiation doses is the wide variation of sizes and dimensions of the patients, which affects directly the exposure parameters. Then, it is necessary to subdivide those patients in small age categories, consequently the statistic sampling of the radiographic procedures for dosimetric evaluation purposes becomes problematic and the data collection is time consuming.

The use of softwares for patient dosimetry in diagnostic radiology, which provides the radiation doses from exposure pa-

rameters associated with x-ray tube output measurements, has played a important role to large scale dosimetric surveys [8], specially for radiographic procedures of paediatric patients.

The aim of this work was to evaluate the radiographic exposure parameters and entrance surface doses (ESD) to paediatric patients undergoing chest x-ray examinations in two important paediatric hospitals of Belo Horizonte (BH) city in Brazil. The results found for both a public and a private hospital were compared to dose values obtained by some European countries and other Brazilian surveys; results provide a panorama of the exposure conditions to paediatric patients in the city.

2. Material and Methods

The entrance surface doses (ESDs) were evaluated for chest radiographic examinations (AP and PA projections) carried out in paediatric patients with 0 to 16 years old. Dose values were obtained from x-ray tube output measurements and exposure parameters with the DoseCal software, which was developed by the Radiological Protection Center of Saint Georges' Hospital, London and generously donated to us for this work.

Some characteristics of the x-ray machines of the two paediatric hospitals in BH/Brazil are showed in Table I. The x-ray tube output of all four machines was measured with a RAD-CAL 9015 electrometer with a 6cc RADCAL ionisation chamber, which were calibrated and traceable to national standard laboratory.

| Characteristics | PUBLIC HOSPITAL | | PRIVATE HOSPITAL | |
|---------------------------|--------------------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------------|
| | Room 01 - A1 | Room 02 - A2 | Room 01 - B1 | Room 02 - B2 |
| Manufacturer | Medicor | Medicor | VM1 | SIEMENS |
| Generator | Mono-phase Full wave rectified | Three-phase 6 pulses | Three-phase 6 pulses | Three-phase 12 pulses |
| Total Filtration | 4,0 mm Al | 3,5 mm Al | 3,0 mm Al | 4,0 mm Al |
| X-ray tube output (80 kV) | 20 μ Gy/mA.s | 33 μ Gy/mA.s | 24 μ Gy/mA.s | 61 μ Gy/mA.s |

Table I. Characteristics of x-ray machines of the two paediatric hospitals in BH/Brazil.

3. Results and Discussions

Figure 1 shows the distribution of tension (kV), charge (mA.s) and ESD (mGy) values for chest x-ray examinations.

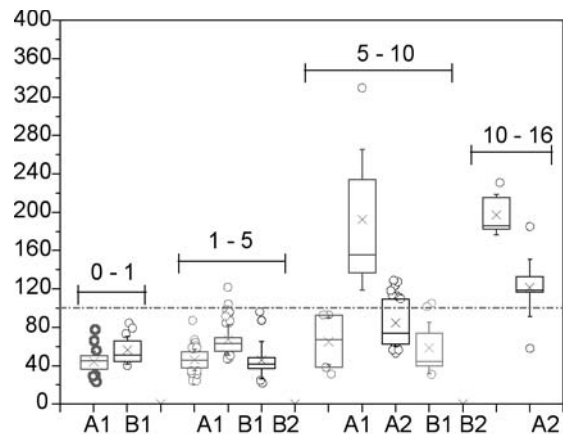
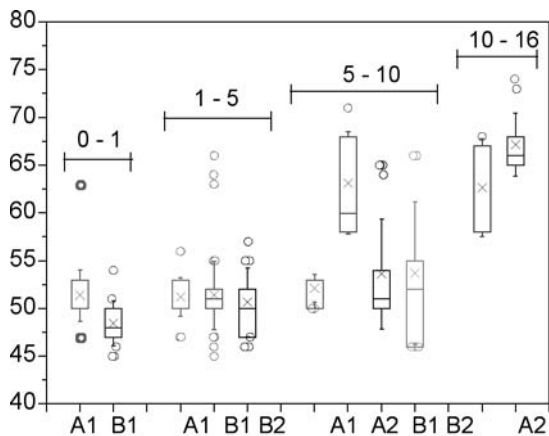


Figure 2 shows the comparison between the mean values of ESD obtained in this work with the mean values found elsewhere. Age categories were chosen according to the EC recommendations [2].

Fluctuations in the exposure parameters used during in the examinations, as showed in Figure 1, were due to both the wide variations in patients dimensions within the same age category and the lack of standardisation of exposure parameters used by radiology technicians. The use of low values of kV, when compared to those suggested by EC, and high values of mA.s is a habitual practice adopted by technicians of both hospitals. They justify their procedure by arguing that the probability of obtaining a poor quality radiographic image is higher for a small variation in kV than for a small variation in the selected mA.s; furthermore it is needed to raise the mA.s in order to compensate the low values of x-ray tube output. This can be observed in the comparison of the radiographic parameters and ESD values found in patients of room B2 with patients of other rooms. As the x-ray machine of the room B2 has a output significantly higher than the other machines in other rooms (Table I), the values of mA.s and, consequently, ESD values are lower.

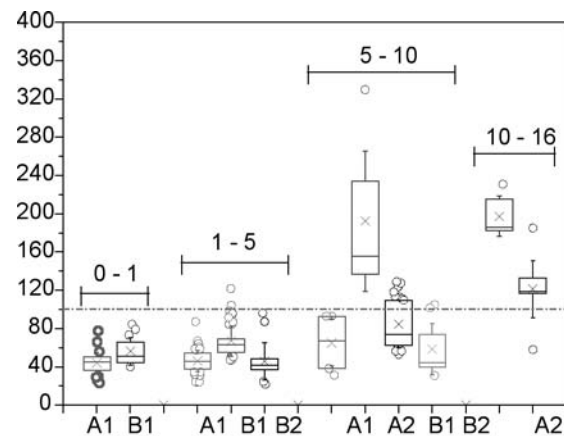


Figure 1. Distribution of kV, mA.s and ESD values for chest x-rays examinations done in two rooms of the two BH/Brazil paediatric hospitals. Age categories (years): 0 – 1, 1 – 5, 5 – 10, 10 – 16. (A1 and A2: public hospital - B1 and B2: private hospital)

It should be consider that x-ray machines of both hospitals, as almost all paediatric hospitals in Brazil, are not adapted for radiographic procedures of paediatric patients, since they do

not allow selecting exposure time lower or equal to 10 ms and they are not machines with high frequency or constant potential generators as recommended by EC.

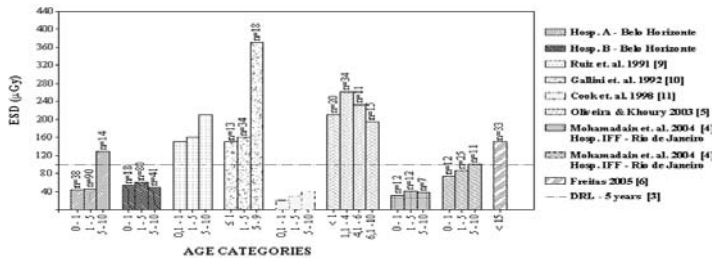


Figure 2. Comparison of the mean ESD values found in the two BH/Brazil paediatric hospitals with other surveys.

Figure 2 shows that mean ESD values found in both BH/Brazil hospitals were lower than values found in hospitals in Spain [9], Italy [10] and other Brazilian hospitals [4-6]. Besides, the mean ESD values were lower than DRL established by EC [3] for a child of 5 years old, even for inadequate radiographic parameter used. This may indicate the influence of low x-ray output and suggests that a great reduction in dose values if optimisation of exposure parameters is done.

The relatively high ESD value found for radiographic procedures for patients with more than 5 years old in hospital A may be due to the use of inadequate radiographic parameters and the use of antiscatter grids. As the hospital has a significantly high demand for examinations of children with less than 5 years, they are usually done in room A1 (without grid); this emphasises that optimisation of exposure parameters is necessary when the grid is used.

4. Conclusions

A survey of exposure parameters and radiation doses to paediatric patients undergoing chest radiography were accomplished. Despite the ESD values found were generally lower than values found in others Brazilian hospitals and DRLs proposed by European Commission, results emphasised the need of optimisation of radiographic procedures, mainly of the exposure parameters. The use of adequate x-ray machines (low ripple and high tube output) to radiographic procedures in paediatric patients would also contribute to dose reduction in children.

References

- [1] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Annals of the ICRP. Risks associated with ionising radiations. Oxford, UK: Pergamon Press (1991).
- [2] EUROPEAN COMMISSION. Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. CEC XII/307/91 CEC, Brussels (1992).
- [3] EUROPEAN COMMISSION. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. EUR 16261 EN European Commission, Luxembourg (1996).
- [4] MOHAMADAIN, K. E. M. et. al. Dose evaluation for paediatric chest x-ray examinations in Brazil and Sudan: low doses and reliable examinations can be achieved in developing countries. *Physics in Medicine and Biology* **49** (2004) 1017-1031.
- [5] OLIVEIRA, M. L., KHOURY, H., Influence of the radiographic procedure to the entrance skin dose on paediatric patients [In Portuguese]. *Radiologia Brasileira* **36** (2003) 105-109.
- [6] FREITAS, M. B. Overview of medical exposures due to conventional radiology in São Paulo state [In Portuguese]. PhD Thesis, São Paulo: Universidade de São Paulo (2005).
- [7] Ministério da Saúde: Guidelines for Radiological Protection for Medical and Dental Radiodiagnostic. [In Portuguese] – Portaria 453. *Diário Oficial da União* (1998).
- [8] KYRIOU J. C., NEWY V., FITZGERALD M. C., Patient doses in diagnostic radiology at the touch of a button. London, UK: St. George's Hospital (2000).
- [9] RUIZ, M. J., GONZALEZ, L., VANO, E., MARTINEZ, A. Measurement of radiation doses in the most frequent simple examinations in paediatric radiology and its dependence on patient age. *British Journal of Radiology*, **64** (1991) 929-933.
- [10] GALLINI, R. E., BELLETTI, S.; BERNA, V.; GIUGNI, U. Adult and child doses in standardised X ray examinations. *Radiation Protection Dosimetry*, **43** (1992) 41-47.
- [11] COOK, J. V., SHAH, K., PABLOT S., et al., Guidelines on best practice in the x-ray imaging of children; a manual for all x-ray departments. Queen Mary's Hospital for Children, UK, (1998).

REDUCCIÓN DE DOSIS EN EXPLORACIONES COMPLEJAS MEDIANTE EL USO DE FILTRACIÓN ADICIONAL EN PACIENTES PEDIÁTRICOS

C. MÍNGUEZ, M.L ESPAÑA, P. CASTRO, D. SEVILLANO, P. LÓPEZ FRANCO.

Sº de Radiofísica y Protección Radiológica
H.U de La Princesa

The aim of this study is to investigate the influence on image contrast, tube load and effective dose in paediatric fluoroscopy using added filtration.

Material and Method. A Philips “Omnidiagnost” is used in Niño Jesús Hospital and was therefore chosen for radiation dose measurements.

The phantom consisted of varying methacrilate thickness to represent different patient sizes. All measurements were performed in automatic mode. For each exposure and additional filtration added the following data was recorded: tube voltage, tube current, air kerma rate on phantom surface and brightness on the image monitor.

An 2026 electrometer (Radcal Corporation) in conjunction with a model 2025-60 ion chamber were used for entrance dose measurements and the luxometer IL400A (International Light) was used for brightness measurements on the image monitor. Evaluation of image quality was performed using a Leeds TOR TVF test object. Finally, the program PCXMC 1.5 based on the Monte Carlo method was used for calculating organ doses and the effective dose in fluoroscopy examinations.

Results. By increasing the filtration of the x-ray tube 1st Entrance radiation exposure can be decreased 58%, organ dose up to 40%, and effective dose up to 44%. 2nd The tube load increased up to 33%. 3rd Significant dose reduction is achievable without compromising image quality.

Conclusions. The use of additional filtration in paediatric fluoroscopy should be evaluated taking into account dose reduction, additional tube loading and the possibility of some deterioration in image quality.

Introducción

El uso de radiaciones ionizantes lleva siempre asociada una probabilidad de aparición de efectos estocásticos(1), por este motivo, una buena práctica radiológica exige que la exposición a la radiación sea tan baja como sea posible siempre y cuando no se comprometa la capacidad diagnóstica del estudio(2,3).

Las exploraciones complejas contribuyen de manera significativa a la exposición a radiaciones ionizantes como resultado de un procedimiento médico. Por otro lado, los pacientes pediátricos son especialmente vulnerables a las radiaciones ionizantes dada su mayor radiosensibilidad y esperanza de vida(4). Según la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP)(1), el riesgo de desarrollar un cáncer a lo largo la vida

es del 14% por Sv para edades comprendidas entre 0-9 años, y 4% a la edad de 30 años. Por este motivo es especialmente crítica la justificación y optimización de dosis en el radiodiagnóstico pediátrico.

Los estudios con fluoroscopia más habituales en pacientes pediátricos son el Enema de bario, el Tránsito gastroduodenal (EGD) y la Cistoureterografía Miccional (CUM). En la literatura existen numerosas publicaciones que estiman la dosis suministrada en estos procedimientos diagnósticos^(5,6,7). Otros autores sugieren el empleo de filtros adicionales tanto en radiología convencional como en exploraciones complejas, con objeto de conseguir una reducción de la dosis efectiva(8,9,10,11). La Guía Europea(12) de Criterios de Calidad en radiología pediátrica recomienda el empleo de una filtración adicional de al menos 1mm de Al y 0,1 o 0,2 mm de Cu en la CUM.

El objetivo de este trabajo es estudiar la posibilidad de conseguir una reducción de dosis en los estudios de radiodiagnóstico pediátrico que emplean fluoroscopia, mediante la eliminación con filtros adicionales de los fotones de menor energía. Para ello se ha estimado la dosis efectiva y las dosis equivalentes en órganos de interés para las proyecciones estándar, y por minuto de escopia.

Paralelamente se ha analizado la posible influencia del empleo de filtros en la calidad de imagen y el incremento en la carga de trabajo del tubo

Material y Método

El estudio se ha realizado con el telemando digital Omnidiaagnost de Philips del Hospital Infantil Niño Jesús de Madrid. Este equipo tiene una filtración total de 3,98 mm de Aluminio y permite la adición de 2 mm de Al, 1 mm de Al + 0,1 mm de Cu, y 1 mm de Al + 0,2 mm de Cu como filtración adicional.

Previamente a las medidas se comprobó que el equipo cumplía todos los criterios de calidad establecidos por el Protocolo Nacional de Control de Calidad en Radiodiagnóstico⁽¹³⁾ y que el control automático de brillo (CAB) ajustaba para cada espesor y sin filtración añadida, a los valores de intensidad y kilovoltaje que teníamos registrados en la práctica clínica en las mismas condiciones.

Las medidas se realizaron simulando pacientes de diferentes edades con espesores variables de metacrilato. Para cada espesor de paciente y para las tres posibilidades de filtración adicional se determinó la tasa de Kerma en aire a la entrada del paciente, la tasa de kerma en aire a la entrada del intensificador de imagen (II) y la intensidad del brillo en el monitor de imagen. Además se anotaron los valores de kilovoltaje e intensidad a los que ajustaba el equipo, para analizar el incremento en la carga de trabajo que implica el uso de filtración adicional.

Todas las medidas se realizaron con un diámetro de campo en el II de 17 cm, el empleado en la práctica clínica, y a una distancia foco-mesa de 100 cm.

Las medidas de tasa de kerma en aire se efectuaron con una cámara RADCAL de 60 cm³ y el electrómetro 2026C, y para la medida de la intensidad de brillo en el monitor se empleó el luxómetro IL1400A de International Light.

Las estimaciones dosimétricas de dosis efectiva y dosis en órganos de interés, para cada combinación de espesor de metacrilato y filtración adicional añadida, se han realizado con programa PCMXC versión 1.5. Este programa^(14,15,16) está basado en métodos de simulación Monte Carlo, y permite la determinación de dosis efectiva y dosis en órganos a partir de la técnica empleada, la Tasa de Kerma en aire a la entrada del paciente, y la filtración del equipo. Además, el usuario debe

seleccionar las dimensiones del maniquí sobre el que desea que se efectúe la simulación. Los maniqués pediátricos que el programa tiene incorporados son los correspondientes a niños recién nacidos, de un 1 año, 5 años, 10 años y 15 años de edad. Los espesores de estos maniqués se corresponden con los espesores de metacrilato usados en las medidas.

La principal dificultad que presenta la estimación de dosis a pacientes en exploraciones complejas es que el tiempo de escopia puede variar significativamente en función del paciente, de la complejidad del estudio, y de la experiencia del radiólogo que realice la exploración. Por este motivo, y puesto que el objetivo de este trabajo no es dar un valor absoluto de las dosis recibidas en una exploración compleja, la estimación dosimétrica se ha realizado por minuto de escopia. Así mismo se han elegido tres incidencias diferentes, antero-posterior, lateral y oblicua representativas de las más utilizadas en la práctica clínica.

La calidad de imagen se evaluó empleando el test TOR TVF de la Universidad de Leeds específico para fluoroscopia.

Resultados

Las primeras medidas efectuadas nos permitieron comprobar que la respuesta del control automático de brillo no se veía alterada por la modificación del espectro como resultado de añadir filtración adicional. La variación en la medida registrada por el luxómetro es inferior en cualquier caso al 5%, lo que nos permite asegurar que la variación en la tasa de kerma en aire a la entrada del paciente no es consecuencia de un cambio en el comportamiento del CAB. La tabla I muestra las medidas de brillo para el espesor correspondiente al paciente pediátrico estándar en función de las diferentes filtraciones añadidas.

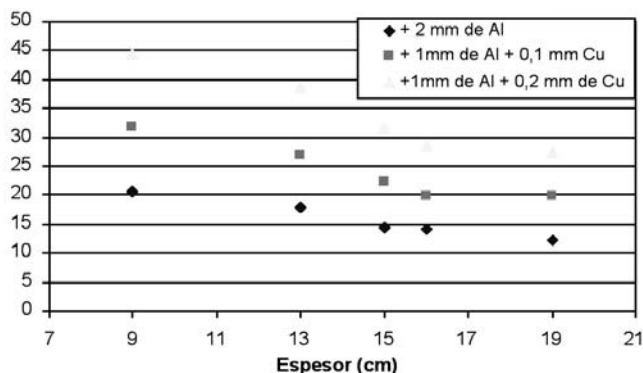
| Filtración | kV | mA | Tasa entrada Intensificador (µGy/s) | Medida Luxómetro (nA) | Diferencia % |
|-----------------|----|-----|-------------------------------------|-----------------------|--------------|
| 0 mm Al | 71 | 1,7 | 7,61 | 6,9 | 0% |
| 2 mm Al | 73 | 1,8 | 7,1 | 7,02 | 2% |
| 1 mmAl + 0,1 Cu | 73 | 1,9 | 6,55 | 6,82 | -1% |
| 1 mmAl + 0,2 Cu | 75 | 2,1 | 6,26 | 6,8 | -1% |

Tabla I. Diferencia entre las medidas suministradas por el luxómetro para las diferentes filtraciones respecto a la medida sin filtración añadida para el maniquí de 15 cm de metacrilato. Todas las medidas se efectuaron con CAB.

Por otro lado, la determinación de la tasa de kerma en aire a la entrada del paciente nos permite estimar la reducción en la dosis superficial a la entrada del paciente (DSE) para los diferentes espesores y filtraciones añadidas. El resultado de esta estimación es un reducción máxima del 60% para el caso del menor espesor (paciente recién nacido) y la mayor filtración (1mm de Al y 0,2 mm de Cu). Este valor se reduce a un 26%, para el mayor espesor (paciente adolescente) y la menor filtración (2 mm de Al).

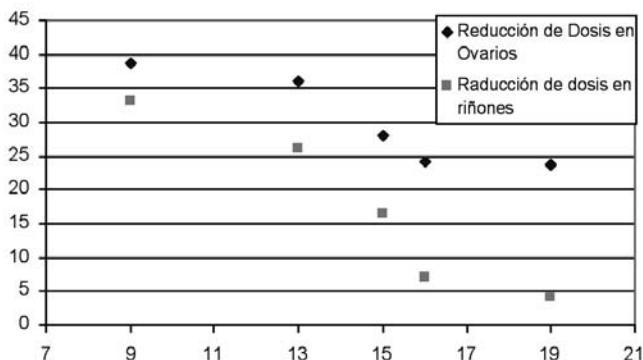
En cuanto a los valores correspondientes de dosis efectiva, la magnitud directamente relacionada con el riesgo de aparición de cáncer radioinducido, el resultado obtenido es de una reducción máxima del 44% y mínima del 28%. Como en el caso de la DSE la reducción disminuye con el espesor del paciente, como puede apreciarse en la gráfica I.

Reducción de dosis efectiva



Gráfica I. Representación de la reducción de dosis efectiva en función del espesor del paciente y para las diferentes posibilidades de filtración adicional.

Reducción de dosis en órganos de interés



Gráfica II. Representación de la reducción de dosis efectiva en función del espesor del paciente en riñones y ovarios para una filtración adicional de 1 mm Al + 0,2 mm de Cu.

La reducción de dosis en los órganos de interés va a ser de mayor o menor orden dependiendo del espesor del paciente, de la filtración añadida, y de la profundidad a la que se encuentre el órgano respecto a la entrada del haz. Esto es debido a que la deposición de energía en órganos profundos es mayor cuanto más energético es el haz de rayos X. La gráfica II muestra como la reducción de dosis es menor en órganos profundos (riñones en una proyección AP) que en órganos superficiales (ovarios en una proyección AP). Además,

esta reducción es notablemente menor cuanto mayor es el espesor del paciente.

La reducción en la dosis efectiva es del mismo orden para las tres proyecciones estudiadas, y la reducción de dosis en órganos, según lo explicado, va a depender de la situación del órgano respecto a la entrada del haz. La reducción de dosis en gónadas, por ejemplo, es mayor en la proyección AP que en la lateral y oblicua. (Tabla II).

La calidad de imagen fue evaluada por tres observadores diferentes en las mismas condiciones y empleando el mismo test de imagen. Cada observador evaluó de manera independiente la resolución y el contraste. Ningún observador percibió cambios objetivos en el contraste, y dos de los tres observadores encontraron una ligera pérdida de resolución.

| Filtración añadida | PROYECCIÓN AP | | | PROYECCIÓN LATERAL | | | PROYECCIÓN OBLICUA | | |
|--------------------|---------------|-----|-----|--------------------|-----|-----|--------------------|-----|-----|
| | 1 | 2 | 3 | 1 | 2 | 3 | 1 | 2 | 3 |
| OVARIOS | 13% | 19% | 28% | 7% | 10% | 16% | 11% | 16% | 25% |
| TESTÍCULOS | 13% | 20% | 30% | 11% | 16% | 23% | 16% | 24% | 34% |
| COLON | 14% | 21% | 30% | 11% | 17% | 25% | 11% | 16% | 24% |
| ESTÓMAGO | 14% | 21% | 30% | 11% | 17% | 25% | 10% | 14% | 21% |
| HIGADO | 14% | 21% | 30% | 5% | 7% | 11% | 13% | 20% | 28% |
| VEJIGA | 17% | 26% | 36% | 10% | 14% | 21% | 18% | 28% | 39% |
| RIÑONES | 8% | 10% | 16% | 12% | 18% | 26% | 6% | 9% | 13% |
| DOSIS EFECTIVA | 15% | 22% | 32% | 11% | 15% | 23% | 15% | 22% | 32% |

Tabla II. % Reducción de dosis efectiva y dosis en órganos de interés para un espesor de 15 cm en función de la incidencia del haz y de la filtración añadida. 1. 2 mm de Al, 2. 1 mm de Al y 0,1 mm de Cu, 3. 1 mm de Al y 0,2 mm de Cu.

Por último, hemos encontrado un aumento en la carga de trabajo del equipo, comprendido entre un 5% y un 33% para las filtraciones mínima y máxima respectivamente.

Discusión y Conclusiones

El uso de filtros adicionales en exploraciones complejas, realizadas en pacientes pediátricos, supone una reducción de hasta un 44% en la dosis efectiva, y entre un 20% y un 40% en órganos de interés como riñones, vejiga o gónadas(17,18).

Los resultados obtenidos con el test de imagen alertan de una posible pérdida en la calidad de imagen a mayores filtraciones. La pérdida de contraste es consecuencia del aumento de la contribución a la imagen de la radiación dispersa, al aumentar la energía medida del espectro. Sin embargo, debido a que este empeoramiento es casi imperceptible, y dado el orden de magnitud en la reducción de dosis efectiva, y por tanto en el riesgo radiológico, sería muy conveniente analizar la calidad de imagen usando criterios clínicos para evaluar su posible repercusión en el diagnóstico.

Hay autores(19) que recomiendan el empleo de kilovoltajes bajos (del orden de 50 kVp) y filtraciones altas para conseguir una reducción de dosis sin necesidad de comprometer la cali-

dad de imagen, aunque esto suponga un incremento adicional en la carga de trabajo del equipo.

También sería recomendable, en el caso de que se empleara filtros adicionales en la práctica diaria, anotar los tiempos de escopia de los estudios en la fase de implantación, ya que una pérdida subjetiva en la calidad de imagen puede suponer un incremento en la duración del estudio y por tanto un incremento en la dosis recibida por el paciente.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] ICRP 60. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the international Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60.
- [2] Real Decreto 1976/1999 de 23 de diciembre por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.
- [3] Directiva 97/43 EURATOM relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas. Diario oficial de Comunidades europeas 1997; 180:22-27.
- [4] Charles E. Willis, Thomas L. Slovis. The ALARA Concept in Pediatric CR and DR: Dose Reduction in Pediatric Radiographic Exams – a White Paper Conference Executive Summary. Radiology 2005; 234:343-344
- [5] M.J Ruiz, E. Vañó, L.González, J.M Fernández. Dose-area product values in frequently performed complex paediatric radiology examinations. The British Journal of Radiology. 1996; 69:160-164.
- [6] Schultz FW, Geleijins J, Holscher HC. Radiation burden to paediatric patients due to micturating cystourethrography examinations in a Dutch children's hospital. Br J Radiol 1999, 72.763-72.
- [7] Perlsiden J, Petterson HB, Falth-Magnusson K. Radiation dose at small intestinal biopsies in children: results of a national study. Acta Paediatr 1996;85:1042-6.
- [8] Sandborg M., C.A Carlsson, G.Alm Carlsson. Shaping X-ray spectra with filters in x-ray diagnostics. Med. & Biol. Eng. & Comput. 1994,32,384-390.
- [9] Mark L.Kohn, Adrian W.Gooch, Warren S. Keller. Filters for radiatin reduction: A Comparison. Radiology 1988; 167:255-257.
- [10] Richard H. Behrman, Gopika Yassuda. Effective dose in diagnostic radiology as a function of x-ray beam filtration for a constant exit dose and constant film density. 1998.Med Phys. 25 (5), 780-790.
- [11] P C Shrimpton, D G Jones, B F Wall. The influence of tube filtration and potential on patient dose during x-ray examinations. Phys Med Biol 1988, 33(10), 1205-1212.
- [12] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for diagnostic Radiographic images in paediatrics, EUR 16261 EN, European Communities, Luxembourg (1996).
- [13] Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. 2002. SEPR-SEFM.
- [14] A.Servomaa, M. Tapiovaara. Organ Dose Calculation in Medical x-ray examinations by the program PCXMC.1998. Rad Prot Dosim 80, 213-219.
- [15] PCXMC version 1.5. User's Guide. Finnish Center for Radiation and Nuclear Safety (STUK)
- [16] M.Tapiovaara ,M. Lakkisto ,A. Servomaa. PCXMC: A PC based Monte Carlo program for calculating patient dose in medical x-ray examinations. Finnish Center for Radiation and Nuclear Safety (STUK), Helsinki, 1997.
- [17] B. Hansson, Th. Finnbogason, P. Schuwert, J. Persliden. Added copper filtration in digital paediatric double-contrast colon examinations: effects on radiation dose and image quality. 1997. Eur Radiol 7, 1117-1122.
- [18] R.A Nicholson, A. Thornton. Radiation dose reduction in paediatric fluoroscopy using added filtration. The British Journal of Radiology. 1993, 68, 296-300.
- [19] J W Fenner, G D Morrison, J kerry, N West. A practical demonstration of improved technique factors in paediatric fluoroscopy. British Journal of radiology 2002,75 , 596-602.

ANÁLISIS DE DOSIS FETAL EN PROCEDIMIENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA

ARNULFO ORTIZ TORRES, MARÍA CRISTINA PLAZAS

Departamento de Física, Universidad Nacional de Colombia

It is the miracle of the life, that sublime formation, the given more beautiful gift for heaven's sake to our to exist, and it is consequently our responsibility to look after their protection and care. Today in day the quantity of radiation absorbed by the fetus in the treatments for radiodiagnóstico, mainly in the procedures of on-line axial tomography, the fetus absorbs a considerable dose of radiation and the questions generated regarding if these doses, bear to a risk of malformations or if it is necessary the interruption of the pregnancy is very frequent. In most of the cases, the treatment with ionizing radiations that it is beneficial for the mother, is only indirectly it for the fetus that is exposed to a risk. The possibility that a fetus or a small boy contract cancer caused by the radiation it can be three times superior to that of the population in general, of there the importance of analyzing the goods of the prenatal irradiation and the main agents to consider for the estimate of the magnitude of the risk of the exhibitions in uterus." in the different circumstances in that these can happen in treatments of on-line axial tomography computerized.

1. INTRODUCCIÓN

Hoy día, en los exámenes de Tomografía Computarizada (TC) de brazos, piernas, cabeza, espina cervical y tórax sólo la radiación dispersa alcanza al embrión/feto. Sin embargo, en el abdomen, la pelvis, los riñones y la espina lumbar los procedimientos de TC son más preocupantes porque, exponen al embrión/feto tanto a la radiación primaria como a la dispersa y los riesgos debido a la dosis absorbida durante la irradiación pueden ser altos (ver cuadro I).

| TIPO DE TAC | DOSIS MEDIA | DOSIS MÁXIMA |
|----------------|-------------|--------------|
| Craneo | ≤0.005 mGy | ≤0.005 mGy |
| Tórax | 0.06 mGy | 0.96 mGy |
| Columna Lumbar | 2.4 mGy | 8.6 mGy |
| Abdomen | 8 mGy | 49 mGy |
| Pelvis | 25 mGy | 79 mGy |

Cuadro I: Dosis en útero en tomografía axial computerizada. (ICRP 84).

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) recomiendan que toda práctica médica que implique el uso de radiaciones ionizantes deberá estar debidamente justificada y para ello se debe tener en consideración el balance riesgo/beneficio tanto para la madre como para el embrión o feto. Si el procedimiento se debe ejecutar es necesario que un experto calificado, realice mediciones en la instalación y cálculo de la dosis en feto si se espera que supere los 10mGy, con el objetivo de proveer el mayor beneficio para la madre como para el embrión/feto, sin perder información diagnóstica.

Como resultado de la exposición a las radiaciones desde la concepción hasta el parto, se cree que existe un alto riesgo de cáncer infantil y de leucemia. La incidencia espontánea de cáncer infantil y leucemia en el período de edades entre 0 y 15 años, sin exposición adicional a la radiación natural de fondo, es aproximadamente del 2-3 por 1.000. Esta incidencia puede incrementar un 0.15% para dosis de 10mGy; es decir 1.5 de cada 1000 niños que hubieran recibido en esta etapa una dosis de 10mGy, pueden desarrollar un cáncer mortal entre los 0 -15 años [1].

Dadas las estadísticas suministradas por los diferentes organismos internacionales de radioprotección, es indudable que se

debe hacer uso de los mejores métodos para estimar la dosis fetal en procedimientos de TC. La mayoría de estos métodos deben tener en cuenta los parámetros técnicos del equipo, si el haz de rayos X incide o no en forma directa sobre el embrión/feto, y principalmente la ubicación en el abdomen del embrión/feto con respecto al haz de rayos X, y es por esto que el método desarrollado por el Ph.D. en Física Médica, Joel P. Felmlee, es el más utilizado.

2. MÉTODO FELMLEE

El método Felmlee permite hallar la dosis fetal (cantidad de radiación absorbida por el feto) en exámenes de TC a varias distancias del feto.

2.1 Razón de Dosis Fetal Normalizada (NFDR).

En el Método Felmlee la razón de dosis fetal normalizada (NFDR), se define como la división entre la medida de la dosis fetal de un único examen de TC en un simulador físico de acrílico de 16cm de diámetro en la localización del feto, esto es a 9cm de profundidad y el CTDI_s, Índice de Dosis de TC medido en cada uno de los agujeros que se encuentran espaciados entre si 3cm, sobre la línea central del corte fetal Rando con un espesor de 10cm y densidad equivalente a la del agua, tal que:

$$\text{NFDR (d)} = \text{Dosis (d)} / \text{CTDI}_s \quad (1)$$

La suma de los NFDR que se obtienen en cada corte se conoce como INFDR. Los valores del INFDR en función de la distancia al corte fetal se muestran en el cuadro II, estos valores fueron obtenidos por el Ph.D. en Física Médica, Joel P. Felmlee al realizar exámenes de TC en desplazamientos de 1cm a 50cm con respecto al corte fetal del simulador físico Randon Alderson bajo los mismos parámetros de kVp, y mA*t del equipo de tomografía computarizada a utilizar. La medición de los NFDR se realizó con una cámara de ionización tipo lápiz de 10cm de largo, para un conjunto de kilovoltages de 100, 120, 130 y 140 kVp, diferentes espesores de corte del haz de radiación de 2mm a 10mm, y cuatro scanner de tres marcas diferentes [2].

2.2 Aplicación del Método

El método Felmlee expresa la cantidad de radiación absorbida por un feto como:

$$\text{Dosis fetal (mGy)} = \text{CTDI}_c(\text{mGy}) * \text{INFDR}_E \quad (2)$$

Donde el CTDI_c es el CTDI medido en el centro de un simulador físico acrílico de 16cm de diámetro.

El INFDR para un examen específico (INFDR_E) es determinado por la correcta combinación de los valores del INFDR registrados en el cuadro II.

$$\text{INFDR}_E = \text{INFDR}_O + \text{INFDR}_{\text{SUP}} + \text{INFDR}_{\text{INF}} \quad (3)$$

El término INFDR_O es el INFDR a 0 cm. de distancia de desplazamiento con respecto al corte fetal (corte que contiene al feto), este término se tiene en cuenta si el haz de rayos X incide directamente sobre el corte fetal; el INFDR_{SUP} corresponde al INFDR para el examen de TC localizado a mayor distancia

| DISTANCIA AL CORTE FETAL (cm) | VALOR DEL INFDR±SD |
|-------------------------------|--------------------|
| 0 | 0.255±0.0137 |
| 1 | 0.301±0.0137 |
| 2 | 0.337±0.0142 |
| 3 | 0.365±0.0148 |
| 4 | 0.387±0.0154 |
| 5 | 0.405±0.0161 |
| 6 | 0.420±0.0168 |
| 7 | 0.431±0.0174 |
| 8 | 0.440±0.0179 |
| 9 | 0.448±0.0184 |
| 10 | 0.453±0.0188 |
| 15 | 0.470±0.0203 |
| 20 | 0.477±0.0211 |
| 30 | 0.480±0.0216 |
| 40 | 0.481±0.0217 |
| 50 | 0.482±0.0218 |

Cuadro II: Integral de la razón de dosis fetal normalizada (INFDR) a diferentes distancias del corte fetal.

con respecto a la localización del feto; y el INFDR_{INF} corresponde al INFDR para el examen de TC localizado a menor distancia con respecto a la localización del feto.

Los INFDRs superior e inferior se expresan como:

$$\text{INFDR}_{\text{SUP o INF}} = [T/I] * [\text{INFDR}(M) - \text{INFDR}(N-1)] \quad (4)$$

Donde T es el espesor del corte o espesor del haz de radiación incidente en la paciente; I es la distancia entre corte y corte; el INFDR(M) es el INFDR para el máximo desplazamiento (M) con respecto a la ubicación del corte fetal; INFDR(N-1) es el INFDR para el mínimo desplazamiento (N) con respecto a la ubicación del corte fetal, a menos de 1cm. de la localización del feto.

Ejemplo

Se realiza un examen de TC con un CTDI de 60mGy con 1cm. de espesor por corte, espaciados 1cm. y localizados a una distancia con respecto al feto de 5cm. y 15cm. respectivamente, como se muestra en la figura 1. ¿Cuál es la dosis fetal?

$$INFDR_E = INFDR_O + INFDR_{SUP} + INFDR_{INF} \quad (5)$$

$$INFDR_E = 0.255 + [1\text{cm}/1\text{cm}] * (0.470 - 0.255) + [1\text{cm}/1\text{cm}] * (0.405 - 0.255) \quad (6)$$

$$\begin{aligned} \text{Dosis fetal (mGy)} &= CTDI_C \text{ (mGy)} * INFDR_E = \\ &60 \text{ mGy} * 0.620 = 37.2 \text{ mGy} \quad (7) \end{aligned}$$

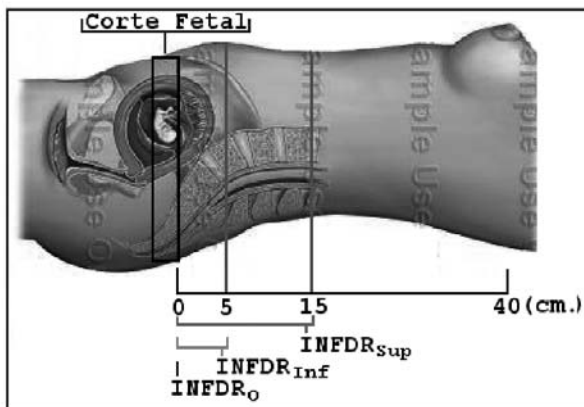


Figura 1. Representación gráfica de la ubicación de los INFDR inicial (INFDR_o), INFDR inferior (INFDR_{inf}) e INFDR Superior (INFDR_{sup}) con respecto al corte fetal.

Al aplicar el método Felmlee para hallar la Dosis Fetal en el área del abdomen y la pelvis en función del CTDI, el espesor T de los corte y la distancia I entre cortes, se implementa el programa MATHEMATICA Versión 4 con el cual se realizan gráficas bidimensionales y tridimensionales de la dosis fetal.

3. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

A partir de la relación Dosis Fetal (Ecu. 2) es posible analizar que la cantidad de radiación absorbida por el feto es directamente proporcional al espesor T de los cortes, e inversamente proporcional a la distancia I entre ellos.

En la figura 2, es posible observar que si la distancia I entre cortes es de tan solo 5mm y el rango del espesor T de los cor-

tes es de 1mm a 4mm la dosis fetal es baja, puesto que los cortes se encuentran debidamente espaciados; si el espesor T de los cortes es de 5mm, la dosis fetal es media, dado que los cortes se encuentra contiguos, y con un rango del espesor T de los cortes de 6mm a 10mm la dosis fetal es alta dado que los cortes se encuentran solapados y por consiguiente se estará irradiando hasta dos o tres veces una misma zona del cuerpo de la paciente.

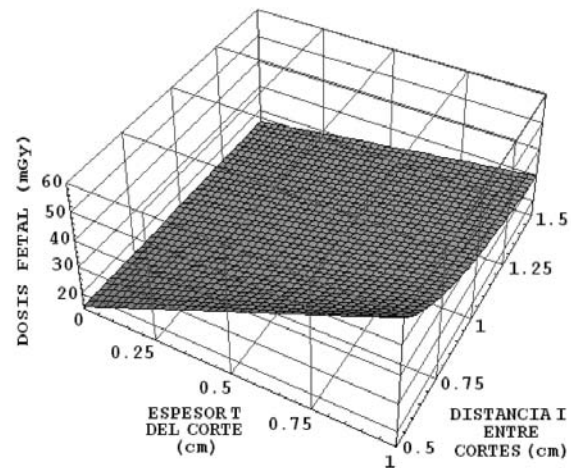


Figura 2. Dosis Fetal vs. Espesor T del Corte (0cm. a 1cm.) vs. Distancia I entre Cortes (0.5cm. a 1.5cm.) con un CTDI=60mGy.

De igual forma, si el espesor T de los cortes es de 10mm y la distancia I entre cortes varía de 5mm a 15mm, y el rango de la distancia I entre cortes es de 5mm a 9mm los cortes estarán solapados, y la dosis fetal es alta; con una distancia I entre cortes de 10mm, los cortes se encuentra contiguos y la dosis fetal es media; y si el rango de la distancia I entre cortes es de 11mm a 15mm los cortes estarán debidamente separados y la dosis fetal es baja.

El método Felmlee, permite comprender y analizar la cantidad de radiación tanto primaria como dispersa, que el feto recibe en diferentes exámenes de TC y confirma los valores de dosis en útero en tomografía axial computarizada dados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP84).

La gran ventaja del método Felmlee, es la de permitir hallar la dosis fetal a diferentes profundidades en el abdomen a diferencia de otros métodos en que la dosis fetal se mide la mayoría de las veces en un punto fijo, sin considerar el movimiento del feto en el abdomen en las diferentes etapas del embarazo.

Todo examen de TC que se realice a una mujer embarazada debe estar debidamente justificado y optimizado, por consiguiente el respectivo cálculo de la dosis fetal teniendo en cuenta los principales parámetros técnicos del equipo de TC, representa una base fundamental que brinda el mayor beneficio para la madre como para el embrión/feto, sin perder información diagnóstica.

Además, este método nos permite comprender que la reducción de la dosis fetal puede conseguirse de diversos modos, entre ellos: la reducción del número de imágenes tomadas, la limitación del tiempo de exposición al mínimo, la colimación del haz de radiación, la reducción en lo posible de la corriente del tubo de rayos X y la óptima calibración del equipo, sin olvidar la necesidad de llevar un registro de los exámenes con rayos X del abdomen para asegurarse de que la dosis de radiación para el feto están baja como sea razonablemente posible, mientras se presta la debida atención al resultado para la paciente misma.

4. BIBLIOGRAFÍA

- [1] F.A. Mettler, Jr. (Presidente) R.L. Brent C. Streffer L. Wagner., Embarazo e Irradiación Médica, Comisión Internacional de Protección Radiológica (Publicación ICRP-84), noviembre de 1999.
- [2] Joel P. Felmlee, Estimated Fetal Radiation Dose from Multislice CT Studies, AJR 154: 185-190, Enero de 1990.

VALORES INICIALES DE DOSIS EN ÓRGANOS CRÍTICOS EL RADIOLOGÍA PEDIÁTRICA EN EL INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS

^{1,2}MÁRQUEZ, J. F.; ²BENAVENTE, T.; ¹CISNEROS F.

¹ Departamento de Diagnóstico por Imágenes, Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas.
Av. Angamos Este 2520 Surquillo, Lima - Perú
² Instituto de Investigación de Física, Universidad Nacional Mayor de San Marcos.
Av. Venezuela cuadra 34 s/n, Lima 1, Lima - Perú

The medical practices diagnostic, therapeutic and interventionists, the patients and professionals are exposed to a radiological risk that in many cases is a critic due to the severity of the damage that it might cause, for example for the cases of pregnant patients, children and in general in the irradiation of organs of high risk as thyroid, gonads, crystalline, others. In this work I develop a methodology that allows determining the dose absorbed of the beam of X-ray. In the critical organs out of the region to examination in paediatric radiology of thorax, using a system shaped by detectors termoluminescence of fluoride of lithium activated with magnesium and titanium (LiF: Mg, Ti), and of fluoride of calcium activated with disprosio (CaF₂: Dy). The results show that by means of the implementation of this methodology it is possible to reduce up to 50 % the dose received for the paediatric patients (in the critical organs thyroid, crystalline and gonads) in the diagnostic practices with X-ray. With this there would be to reducing up to 50 % the possibility of appearance of an effect stochastic.

Riesgo, Pediatría, Rayos X, Reducción, Dosis

Introducción

La frecuencia de exposición a radiación en niños y en neonatos es mayor que en adultos. Es importante considerar que la sensibilidad de los neonatos a la radiación es más alta que para los adultos. La estimación de la dosis neonatal es necesaria y por ello es esencial la optimización de los procedimientos y los equipos de rayos X. En nuestra realidad no se realizan estos estudios y con ello reducir la dosis en los pacientes. Así mismo, miles de mujeres embarazadas se exponen cada año a las radiaciones ionizantes y la falta de conocimiento e información es responsable de muchos estados de ansiedad y probablemente de muchas interrupciones innecesarias del embarazo. Para la mayoría de las pacientes, la exposición a las radiaciones está médicamente justificada y los riesgos radiológicos al feto son mínimos.

Existen *riesgos* asociados a la radiación de niños neonatos y durante el embarazo que *dependen de la edad del niño y del*

tiempo de embarazo y de la dosis absorbida. Los riesgos de la radiación son más importantes durante la organogénesis y en el periodo fetal más temprano, algo menores en el segundo trimestre, y mínimos en el tercer trimestre^[1,2]. Las malformaciones tienen un umbral de 100-200 mGy o mayor y están asociadas típicamente con problemas del sistema nervioso central. No se llegan a alcanzar dosis al feto de 100 mGy ni aún con 3 TC de pelvis o 20 exámenes convencionales por Rayos X. Se puede llegar a estas dosis con procedimientos intervencionistas de pelvis guiados por fluoroscopia y con la radioterapia^[1,2].

Los organismos internacionales tales como ICRP, IAEA, OPS, Comunidad Europea entre otros dan recomendaciones sobre la protección del paciente que en muchos casos y especialmente en nuestro País no se respetan. A manera de ejemplo podemos mencionar que lo óptimo sería tomar las medidas adecuadas de protección para evitar irradiaciones innecesarias en los órganos críticos como tiroides y gónadas (ver Figura1)[1,2, 3].



Figura 1. Exposición de un niño cuya imagen refleja las zonas innecesarias que fueron irradiadas (gónadas y tiroides).

Debido a la mayor sensibilidad a las radiaciones, los niños merecen especial atención cuando son sometidos a exámenes radiográficos[1].

Material y Métodos

Las técnicas radiográficas, empleadas comúnmente en exámenes pediátricos, son modificadas de tal manera que mediante un estudio inicial sobre los factores que modifican el espectro de rayos X [4,5,6] se logra reducir la dosis de radiación que reciben los pacientes con el compromiso de no variar la calidad de la imagen radiográfica.

La dosis adsorbida en los órganos críticos de interés son medidos con un sistema conformado por los detectores termoluminiscentes de LiF: Mg, Ti y CaF₂: Dy. Estos detectores son calibrados con una cámara de ionización PTW Freiburg TW23342 (calibrada para rayos X de baja energía). con los cuales previamente se determina la energía efectiva[7] de los fotones dispersos en la superficie del órgano crítico. Esta energía efectiva es calculada siguiendo los pasos según el Método Tandem[7].

Los equipos generados de haces de rayos X diagnósticos pertenecen al Departamento de Diagnóstico por Imágenes del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, INEN. Las medidas de las dosis absorbida se realizaron en pacientes niños en las zonas críticas (gónadas, cristalino o tiroides) fuera

de la región a radiografiar. También se empleo el Sistema de control de calidad de equipos de rayos X marca Victoreen, modelo NERO 6000A, y láminas de aluminio de alta pureza.

Resultados y discusión

En este trabajo se ha determinado los niveles de dosis en los órganos críticos: tiroides, gónadas, y cristalino debido a los fotones dispersos y o fotones provenientes de una mala colimación, realizadas para los exámenes mas frecuentes en radiología pediátrica: tórax, pelvis, columna completa, cráneo, entre otros. En la tabla 1 se muestran los valores de dosis, promedio, encontrados para los exámenes de tórax en los rangos de edades mostradas en la segunda columna de la tabla 1, en la cual se midieron las dosis en los órganos de interés para una técnica rutinaria (no optimizada) y para una técnica optimizada (para este estudio contempla una adecuada selección de la tensión de tubo, filtración adecuada, el uso apropiado de las parrillas, una adecuada colimación y el empleo de protectores. Es importante notar que estos valores de dosis han sido reducidos y que aun pueden ser minimizados con un estudio más exhaustivo de los parámetros físicos que definen el haz de rayos X como por ejemplo del espectro de energía de los rayos X.

| Órgano | Edad del niño (años) | Dosis adsorbida en superficie de la piel en el órgano de interés (mGy) | |
|------------|----------------------|--|--------------------|
| | | Técnica no optimizada | Técnica optimizada |
| Tiroides | 1 | 0.050 | 0.040 |
| | 1.1 a 5 | 0.042 | 0.021 |
| | 5.1 a 10 | 0.032 | 0.018 |
| Cristalino | 1 | 0.040 | 0.019 |
| | 1.1 a 5 | 0.029 | 0.017 |
| | 5.1 a 10 | 0.032 | 0.012 |
| Gónadas | 1 | 0.028 | 0.014 |
| | 1.1 a 5 | 0.022 | 0.010 |
| | 5.1 a 10 | 0.020 | 0.009 |

Tabla 1. Valores obtenidos en el estudio de valores de dosis en los órganos de interés para exámenes de tórax en función de la edad y para las proyecciones AP/PA.

Conclusiones

De las evaluaciones realizadas y con la implementación de la metodología desarrollada podemos concluir que es posible reducir hasta un 50 % la dosis recibida por los pacientes pediátricos (en los órganos críticos tiroides, cristalino y gónadas) sometidos a las prácticas diagnósticas con rayos X. Con esto se estaría reduciendo hasta un 50 % la posibilidad de aparición de un efecto estocástico.

Al finalizar el estudio contamos con una metodología, capaz de determinar la dosis absorbida y la energía efectiva, el cual podrá ser implementado en las instituciones de salud, a nivel

nacional, contribuyendo a reducir los riesgos radiológicos de un mayor número de personas expuestas. Así como también, este estudio contribuye a la mejora de la cultura en seguridad radiológica y calificación de los profesionales que trabajan con radiaciones ionizantes.

Referencias bibliográficas

- [1] Publicación 84, ICRP. Embarazo y Exposiciones Médicas. Oxford: Pergamon 2001; Ann. ICRP **30** (1) [ISBN: 0-08-043901-2]
- [2] Publication 60, ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxford: Pergamon 1991; Ann. ICRP **21** (1-3)
- [3] Publicación UR 16261EN. European Communities. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. Luxembourg, Brussels 1996. [SBN 92-827-7843-6]
- [4] Benavente, T; Márquez J; Santa Cruz, J. Caracterización de haces de rayos X por método de atenuación para la calibración de dosímetros personales. Revista de Investigación de Física – UNMSM 1998; VI, Nro. 2.
- [5] American National Standards Institute Nro. 13, American National Standard for Dosimetry Personnel Dosimetry Performance - Criteria for Testing, USA, 1983.
- [6] International Standard Organization Nro. 4037, Characteristic of the Radiations and their Methods of Production, 1995.
- [7] Benavente, T; Márquez J; Santa Cruz, J. Determinación de dosis absorbida en campos de fotones por el método de Tandem. Revista de Investigación de Física – UNMSM - 1999; VII, Nros. 1y 2.
- [8] Johns , H. E.; Cunningham, J. R. The Physics of Radiology. Charles C Thomas – Springfield, USA: 1983.

PRACTICAL MEASUREMENTS OF RADIATION DOSE IN A NEONATAL INTENSIVE CARE UNIT

K. SMANS(°) (X), F.VANHAVERE(°), H. BOSMANS(X)

(°) SCK•CEN, Belgian Nuclear Research Centre, Boeretang 200, 2400 Mol, Belgium

(*) University Hospital Gasthuisberg, Radiology Department, Herestraat 49, 3000 Leuven, Belgium

The Euratom directive 97/43 and the Belgian Royal Decree of July 20, 2001 impose today the application of the ALARA principle in medical practices. Priority should be given to paediatric examinations, especially for X-ray examinations undertaken in neonatal intensive care units.

Within this framework, a dose study was started to assess the patient doses in one neonatal intensive care unit for the most common examinations. Direct measurement of radiation dose was done using highly sensitive thermoluminescent dosimeters (TLDs). The ESD was on average 66 µGy. Also DAP-measurements were performed. For RX-thorax an average DAP-value of 1,27 cGy.cm₂ was calculated.

1. Introduction

A premature born child is expected to receive a large number of diagnostic x-rays, 30 exposures are common. For these patients this may lead to a significant radiation detriment as they are very sensitive to radiation. Knowledge of radiation dose is therefore necessary to justify exposures.

Direct measurement of organ doses is not possible, therefore, a practical approach starts from a dosimetric quantity for which the value is easy to establish. In various publications ESD (Entrance-Skin-Dose) and DAP (Dose-Area-Product) are widely used as dose indicator.

2. Materials and methods

Radiographs of the chest and the abdomen are the most commonly requested diagnostic X-ray examinations undertaken in neonatal intensive care units. When both radiographs are requested a single exposure is performed to include both anatomical regions on one film.

Measurements were done at the neonatal intensive care unit of the University Hospital Gasthuisberg in Belgium. All radiographic examinations were performed with a mobile X-ray unit (Mobilett III type P135/30R (Siemens)). The system has a total filtration of 3,8 mm Al. Exposure parameters, such as

kVp and mAs, are selected based on patient weight (Table I). Those parameters are adjusted to maintain the same optical density (OD) on each radiograph. The distance between the focus and film should be set to 100 cm.

| Weight (g) | kV | mAs |
|------------|------|------|
| 500 | 60 | 0,56 |
| 800 | 60 | 0,63 |
| 1100 | 60 | 0,63 |
| 1300 | 61,5 | 0,8 |
| 1700 | 64,5 | 0,8 |
| 2000 | 66 | 0,8 |
| 2500 | 68 | 0,8 |
| 2800 | 68 | 0,8 |
| 3000 | 70 | 0,8 |
| 4000 | 70 | 1 |

Table I: Exposure parameters

For each procedure exposure related parameters (kVp, mAs, FFD, field size), dosimetric quantities (ESD, DAP) and patient related parameters (weight, gestation age) were registered.

2.1 Entrance Skin Dose (ESD)

In total 105 measurements with TLDs were performed (60 for RX-thorax, 5 for RX-abdomen and 40 for the combination

RX-thorax and RX-abdomen (RX-combined). The ESD is defined as the absorbed dose at the point of intersection of the X-ray beam axis with the entrance surface of the patient, including backscattered radiation. ESD can be measured with thermoluminescence dosimeters (TLDs). The TLD used are MCP-N material (LiF:Mg,Cu,P). The dosimeters are placed on the skin of the patient during a radiograph. Since they are near tissue equivalent, they are not visible on the image. The dosimeters are calibrated with Cs-137 (660 keV) and with the TLDs placed in a plexi holder.

2.2 Dose Area Product (DAP)

The X-ray unit did not have a DAP-meter integrated. Therefore a plan parallel ionization chamber (mobile DAP-meter (PTW, Freiburg, Germany)) was attached to the diaphragm of the X-ray tube. The DAP-meter was calibrated for different kVp values. Due to the weight of the DAP-meter the arm of the X-ray unit became unstable. Only 12 measurements could be performed.

3. Results

3.1 Entrance Skin Dose (ESD)

Most data were available for RX-thorax. In this group of 60 patients the average weight was 1,85 kg and the average ESD was measured to be 60 μ Gy. This is below the EC reference dose [1] of 68 μ Gy for neonates of 1,00 kg. For RX-abdomen only 5 measurements were available. For this small group (average weight of 1,80 kg) the average ESD was 85 μ Gy. Notwithstanding the fact that the group of 5 patients is small, the result of this study show that infants did receive a dose that is well below the EC reference dose of 651 μ Gy for neonates of 1,00 kg. Similar results are reported in literature. Jones et al. [2] reported an average dose of 73.6 μ Gy. Forty measurements were done for the combination of RX-thorax and RX-abdomen. The average dose was calculated to be 74 μ Gy (average weight 1,87 kg). For this examination no EC reference dose exists. For this examination Jones et al. [2] reported an average dose of 71,5 μ Gy.

For RX-thorax and RX-combined (RX-thorax and RX-abdomen) enough data were available to calculate the correlation between the patient weight and ESD. This correlation was $R=0,87$ and $R=0,59$ respectively. However, according to the exposure settings that should be used (Table 1) a better correlation between weight and ESD was expected.

Looking at the data in more detail, it was found that in 10% of the examinations the radiographer used other exposure settings than recommended in table 1. Filtering those wrong data gave a better correlation. Results are shown in Figure 1.

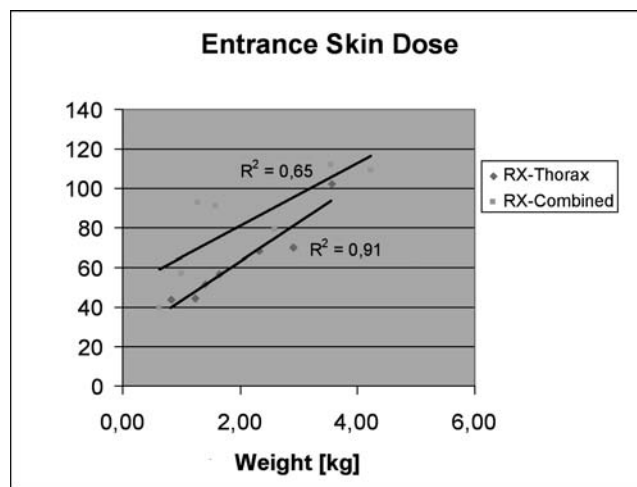


Figure 1: ESD vs. weight for RX-thorax and RX-combined.

3.2 Dose Area Product (DAP)

DAP-measurements were performed with an external DAP-meter placed on the RX-tube. Due to the extra weight of the DAP-meter the system became unstable and only 12 DAP-measurements for RX-thorax were measured. The DAP-value was on average 1,27 cGy.cm² which is comparable with the literature [2]. We noticed a large spread in this (limited) data set.

3.3 Radiographic parameters

Together with exposure parameters the field size was written down for all the examination. The field size was measured in the images. Normally the field size should be as small as possible, according to the CE-guidelines. However, Table II shows that the field size differs from day to day.

| Field size | Patient 1 | Patient 2 | Patient 3 | Patient 4 |
|------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| Day 1 | 55,96 cm ² | 90,42 cm ² | 189,6 cm ² | 89,70 cm ² |
| Day 2 | 91,53 cm ² | 139,8 cm ² | 112,3 cm ² | 108,2 cm ² |
| Day 3 | 83,82 cm ² | 122,2 cm ² | 109,2 cm ² | - |

Table II: Field size for 4 patients for successive examinations

Large field sizes are linked with poor or inappropriate collimation (fig 2). This is not according to the ALARA-principle. In a next round of the study, we will register also the name of the radiographer taking images, to allow feedback and optimization in the neonatal department.

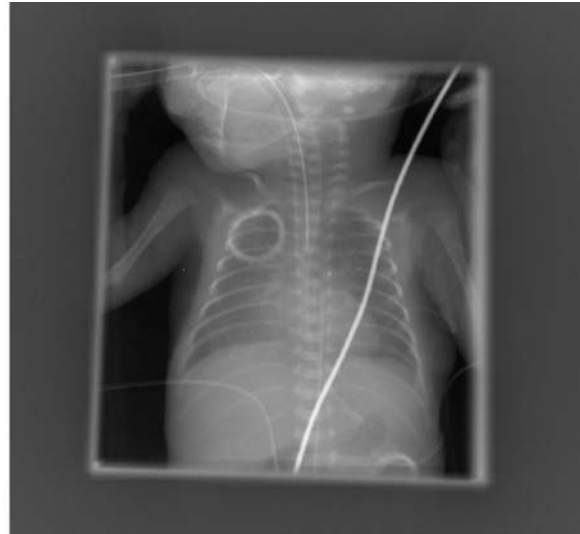
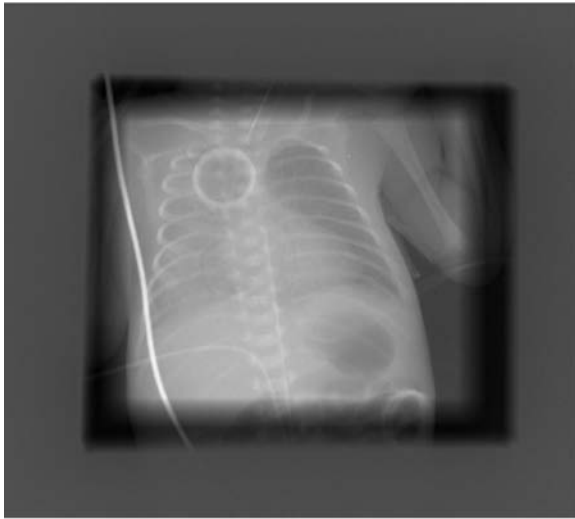


Figure 2: Example of good collimation (left), example of bad collimation (right)

4. Conclusion

ESDs are found to be below the EC reference dose of 68 μ Gy for RX-thorax. For RX-abdomen and the combination of RX-thorax and RX-abdomen results of this study are comparable with the literature.

Knowledge and correct use of appropriate exposure factors is necessary because they have a considerable impact on patient doses and image quality.

Inappropriate field size is the most important fault in pediatric radiographic technique. A field which is too large will not only impair the image contrast and resolution by increasing the amount of scattered radiation but also – most importantly – result in unnecessary irradiation of the body. Correct beam limitation, however, requires proper knowledge of the external anatomical landmarks by the technician. Strips of lead should be placed on the lid of the incubator to shield the head, gonads and humeri. Lead strips were present, but were

never used in practice. This “dose monitoring” action illustrated the need for teaching of the technicians.

5. Acknowledgment

Special thanks to Veerle Dierynck and Ellen Thijs for their contribution. We are also very grateful to the radiologists and the radiographers who collected the patient data.

6. References

- [1] EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics, EUR 16261, Luxembourg (1996)
- [2] N.F. JONES, T.W. PALARM, I.S. NEGUS, Neonatal Chest and Abdominal Radiation Dosimetry: a Comparison of two Radiographic Techniques, *The British Journal of Radiology* **75** (2001) 920-925

Área 4 Radiología Pediátrica (RP)

CRIE, UN CONTROL DE RADIACIÓN EN LA EDAD INFANTIL EN EXTREMADURA

RAQUEL RODRÍGUEZ LLANOS. ENFERMERA; ANTONIO JIMÉNEZ MATAS. MÉDICO;
MARIA CARMEN GALLARDO BERROCAL. ENFERMERA; MIGUEL ÁNGEL
VILLALOBOS ÁVILA, ENFERMERO

Junta de Extremadura
Consejería de Sanidad y Consumo
Servicio Extremeño de Salud
Dirección General de Asistencia Sanitaria
Subdirección de Atención Especializada

The Department of Health of Extremadura, through the Health Service of Extremadura, runs the Programme for the Control of Diagnostic Radiation Doses received by Children in Extremadura (CRIE in Spanish). This Programme aims to improve the quality of the medical assistance for children in our region.

One way to guarantee this quality is to control the use of ionizing radiations in explorations for diagnostic and therapeutic purposes. This radiations must be justified and done in the appropriate facilities, using the lowest dose level.

To achieve this goal, the CRIE Programme warns the following people about the risks that radiation can entail:

- Responsible people (parents or tutors)
- People prescribing diagnostic tests (doctors)
- Σ • Professionals who do the tests (radiologists, nuclear medicine specialists, technicians and nursing personnel)

The control is carried out with the help of the CRIE card, assigned to every child under 14, on which every radiologic exploration and its date must be recorded.

The CRIE cards are available in the doctors' surgeries of the hospitals, in the maternity wards and in the Radiodiagnosis, Radiotherapy and Nuclear Medicine Services.

KEY WORDS: Programme; Childrend; Radiodiagnosis.

INTRODUCCION

La OMS en su definición de medio ambiente y salud incluye, entre los riesgos para la salud, las radiaciones. La Comisión Europea, en la Comunicación sobre la salud y el ambiente, adoptada en junio de 2003, propone el desarrollo de acciones encaminadas a prevenir del modo más eficaz los riesgos medioambientales para la salud. En el ámbito de la Comunidad Autónoma de Extremadura, se gestionan los procesos encaminados a prevenir y/o minimizar los riesgos sanitarios derivados de las condiciones medioambientales, desde las diferentes administraciones que actúan en nuestra comunidad.

La utilización creciente de las radiaciones ionizantes en diferentes campos ha hecho necesario incrementar las medidas

de protección radiológica, con objeto de evitar posibles daños a la población actual y a las generaciones futuras. La protección radiológica tiene como finalidad la defensa de los individuos, sus descendientes y la humanidad en su conjunto, contra los riesgos que se derivan de las actividades humanas, que por las características de los equipos que manejan y materiales que utilizan, pueden implicar irradiaciones.

En Extremadura la protección radiológica de la población se vertebra en dos áreas de intervención diferentes: 1) Vigilancia del riesgo derivado de las instalaciones y actividades relacionadas con la producción de energía eléctrica, así como la detección de la radiactividad natural 2) Vigilancia de las radiaciones ionizantes procedentes de los equipos y aparatos utilizados con fines diagnósticos, terapéuticos o de investiga-

ción. Dentro de esta última, existen determinadas etapas o situaciones, a lo largo de la vida, que pueden requerir un mayor grado de control y vigilancia de la salud para mantenerla en un óptimo nivel.

Una de las prioridades sanitarias establecidas en Extremadura, es el seguimiento y control de la salud infantil, proporcionando una correcta y más exigente atención integral y continuada a esta etapa de la vida; a través de los programas de prevención y detección precoz de situaciones de riesgo.

CRIE

Surge como proyecto de establecimiento de un Control de Radiación en la edad Infantil en Extremadura, encaminado a disminuir el uso indiscriminado de radiaciones ionizantes en Pediatría.

Todos somos conscientes de la importancia que supone para la adecuada práctica asistencial el disponer de un arsenal de medios diagnósticos, evitando errores y dilaciones. Resultará expresión de calidad la utilización racional de tales medios, no tanto desde el punto de vista economicista, como desde la necesidad de obtener el mejor resultado, y el menor riesgo posible, para el paciente. Este concepto, y hablamos de eficiencia, alcanza su máxima expresión en el caso de procedimientos donde se expone al sujeto a irradiación ionizante.

Los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes sobre los seres vivos, han sido estudiados con gran detalle desde hace muchos años y, por tanto, son bien conocidos. Algunos efectos son previsible y, si se sobrepasa determinado umbral de dosis, se producen indefectiblemente daños en el sujeto irradiado. Otros efectos son imprevisibles y, aún careciendo de umbral, la probabilidad de que aparezcan es proporcional a la dosis recibida, de modo que existe un incremento lineal constante del riesgo con el aumento de las dosis. Así, una parte indeterminada de las mutaciones genéticas y de las neoplasias malignas pueden atribuirse a inducción estocástica por la radiación natural de fondo.

Actualmente, la relación entre radiación y cáncer sigue siendo un asunto muy debatido. En base a determinadas observaciones, se ha calculado el riesgo general de padecer cáncer en un 25% y se ha determinado que se incrementa en un 10% al recibir una dosis única de radiación ionizante de 1 Sv, ascendiendo al 15% cuando consideramos el grupo de edad inferior a los 10 años.

Sin embargo, el desarrollo de métodos diagnósticos cada vez más complejos ha dado lugar a que exploraciones con altas dosis de irradiación, sean las que contribuyan principalmente a la dosis colectiva de una población.

Y dadas las circunstancias sociodemográficas, cuando se considera el formidable incremento en el número de estudios anuales practicados a la población general, este factor de ries-

go individual, se convierte en estadísticamente significativo, por lo que hoy se admite que la irradiación diagnóstica con fines médicos supone un riesgo de Salud Pública.

En la tabla siguiente se pueden observar las dosis efectivas características de determinadas exploraciones practicadas rutinariamente en nuestro medio.

| Procedimiento diagnóstico | Dosis efectiva MSv | Nº equivalente de radiografías de tórax | Tiempo equivalente aproximado de radiación de fondo natural (3) |
|--|--------------------|---|---|
| Radiografías | | | |
| Extremidades y articulaciones (exce pto cadera) | <0.01 | <0.5 | <1.5 días |
| Tórax P-A | 0.02 | 1 | 3 días |
| Cráneo | 0.07 | 3.5 | 11 días |
| Cadera | 0.3 | 15 | 7 semanas |
| Columna torácica / Pelvis | 0.7 | 35 | 4 meses |
| Abdomen simple | 1.0 | 50 | 6 meses |
| Columna lumbar | 1.3 | 65 | 7 meses |
| Esófagograma | 1.5 | 75 | 8 meses |
| TC craneal | 2.3 | 115 | 1 año |
| Urografía IV | 2.5 | 125 | 14 meses |
| Esófago-gastroduodenal / Tránsito intestinal | 3 | 150 | 16 meses |
| Enema opaco | 7 | 350 | 3.2 años |
| TC de tórax | 8 | 400 | 3.6 años |
| TC de abdomen o pelvis | 10 | 500 | 4.5 años |
| Gammagrafías | | | |
| Renal (Tc ^{99m}) / Tiroidea (Tc ^{99m}) | 1 | 50 | 6 meses |
| Ósea (Tc ^{99m}) | 4 | 200 | 1.8 años |

DOSIS EFECTIVAS CARACTERÍSTICAS (1) EN EXPLORACIONES DE RADIODIAGNÓSTICO (2)

(1) Suma ponderada de las dosis que reciben diversos tejidos corporales, en la que el factor de ponderación de cada tejido depende de su sensibilidad relativa al cáncer inducido por la radiación o a efectos hereditarios graves. Con ello se obtiene una estimación de dosis única, que guarda relación con el riesgo total debido a la radiación, al margen de cómo se distribuya la dosis de radiación por el cuerpo. Las D.E.C. de algunas técnicas habituales en radiodiagnóstico oscilan entre el equivalente a 1 ó 2 días de radiación natural de fondo (0,02 mSv en el caso de una radiografía de tórax) y 4,5 años (caso de la TC de abdomen).

(2) Estimaciones basadas en estudios realizados por la Junta Nacional de Protección Radiológica Británica (3) en la década de los años 90. Dichos datos pueden ser extrapolados al resto de la UE si tenemos en cuenta que la dosis media anual de radiación de fondo en casi toda Europa se encuentra en el espectro de 1-5 mSv.

(3) National Radiological Protection Board. «Board statement on diagnostic medical exposures to ionising radiation during pregnancy and estimates of late radiation risks to the UK population». Documents of the NRPB 1993; 4: 1-14.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica, organismo creado en 1928, establece los principios y normativa básicos a nivel internacional, ofreciendo recomendaciones ten-

dentes a una progresiva disminución de la dosis máxima permisible para pacientes y personal profesionalmente expuesto.

Esta continuada reducción de los límites no se debe tanto a una evidencia positiva del daño que producen las radiaciones sino más bien a una aplicación progresiva del principio de cautela sobre la base del conocimiento de la incertidumbre y, a la vez, evidente aumento del número de individuos expuestos (concepto **ALARA** -As Low As Reasonably Achievable-).

Durante los últimos años se ha producido un clima de especial sensibilización en el entorno de la Pediatría a partir de la aparición de diversas publicaciones que establecen una relación contrastada entre irradiación y cáncer a niveles de radiología diagnóstica convencional y Tomografía Computarizada, incrementándose la incidencia de forma ostensible cuando la irradiación se produce por debajo de los 10 años (y progresando conforme se aproxima al período neonatal), la cual parece relacionada con el mayor potencial de vida, alta capacidad mitótica y especial sensibilidad, en la edad infantil, de algunos órganos como tiroides, mama y gónadas.

Con dichas premisas, entre las medidas aprobadas en el Consejo Extraordinario de Gobierno de la Junta de Extremadura de 2005 figura el PROGRAMA PARA EL CONTROL DE LAS DOSIS DE RADIACIÓN DIAGNÓSTICA QUE SE RECIBE EN EDAD INFANTIL EN EXTREMADURA, con el objetivo de disminuir el incesante incremento de pruebas diagnósticas con radiaciones ionizantes, a veces escasamente justificadas, a que son sometidos niños y niñas en nuestra Comunidad Autónoma.

El diseño, la ejecución y puesta en marcha de dicho programa fue encomendado, por parte de la Consejería de Sanidad y Consumo, al Servicio Extremeño de Salud, desarrollando tal cometido la Subdirección de Atención Especializada de la Dirección General de Asistencia Sanitaria.

El Programa pretende estimular el establecimiento de distintas medidas encaminadas a conseguir paliar, en lo posible, dichos efectos, y que fundamentalmente pueden ser encuadradas en los siguientes aspectos:

1. Optimización de Irradiación en Radiodiagnóstico, aspecto dirigido a profesionales directamente implicados en el proceso diagnóstico y técnico.

2. Racionalización de la indicación de Estudios Radiológicos, cuyos destinatarios fundamentales son los clínicos.

3. Implantación de Tarjeta CRIE, con el fin de cuantificar cronológicamente los estudios realizados al paciente.

4. Información a usuarios y población general, imprescindible para conseguir, evitando un clima injustificado de alarma, la progresiva sensibilización social en relación a los riesgos potenciales de la radiación.

La puesta en marcha del Programa se realizó en el primer trimestre de 2006, proyectándose la organización, en colaboración con la Escuela de Estudios de Ciencias de la Salud, a través de talleres de formación e información específicas sobre radioprotección, dirigidos a profesionales, a desarrollar en las distintas Áreas de Salud. Así como a profesionales implicados de los servicios de Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear.

Por nuestra parte, deseamos que, dada la trascendencia del programa, tenga una buena acogida y que contribuya, en la medida de lo posible, a mejorar la calidad de la asistencia sanitaria entre la población infantil extremeña.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Plan de Salud de Extremadura 2005-2008. Junta de Extremadura. Consejería de Sanidad y Consumo. Dirección General de Ordenación y Coordinación Sanitaria. 1ª Edición. Mérida. Mayo 2005.
- [2] Plan Estratégico del Servicio Extremeño de Salud 2005-2008. Servicio Extremeño de Salud. Consejería de Sanidad y Consumo. Mérida 2005.
- [3] Ley 10/2001 de 28 Junio de Salud de Extremadura. D.O.E. Número 76; 3 de Julio 2001.
- [4] National Radiological Protection Board. "Board statement on diagnostic medical exposures to ionising radiation during pregnancy and estimates of late radiation risks to the UK population". Documents of the NRPB 1993; 4: 1-14.

FIRST RESULTS ON DOSE EVALUATION DURING TRANSITION TO CR MAMMOGRAPHY IN MURCIA, SPAIN

M.J. BUADES, A. GONZÁLEZ, P.A. CAMPOS & B. TOBARRA

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital Universitario "Virgen de la Arrixaca". 30120 El Palmar, Murcia (Spain).

Computed radiography systems (CR) from three different manufacturers have been introduced in mammography imaging in the Región de Murcia.

Several problems found during initial set-up are reported. Only one manufacturer provides ESAK reference values to the IPs. The adjustment of the other CRs is based in radiologists' preferences.

A dosimetric survey with patients undergoing mammography imaging denotes that both screen/film and CR technologies impart similar radiation doses but there is a broad range of ESAK regardless of technology.

Introduction and objective

Last year, in several institutions of the Región de Murcia, conventional screen/film (S/F) mammography systems have been replaced by phosphor-based computed radiography (CR) technology, both dedicated and shared with general radiography, from different manufacturers.

Storage phosphor radiology has a wider dynamic range: under or overexposed images can be improved by automatic postprocessing so that a reasonable image can be generated even in those situations. This exposure tolerance, however, may mask high radiographic techniques and thus radiation dose should be monitored carefully.

The aim of this study is to evaluate the radiation dose delivered to patients undergoing mammography imaging both with CR and screen/film radiography in the Región de Murcia pointing out some potential pitfalls we observed during introduction of this new technology in our facilities.

Method

Characteristics of the equipment involved are listed in table 1. X-ray systems are designed with a high frequency generator and Mo/Mo is the anode/filter combination most commonly used.

| Centre | Mammography System | | | Detector | | |
|--------|--------------------|---------------------|------------------------|----------|--------------|--------------------------------|
| | manufacturer | model | anode/filter | type | manufacturer | model |
| A | Siemens | Mammomat 2 | Mo/Mo | S/F | Kodak/Agfa | Min RS / Mamoray Detail R |
| | | | | CR | Konica | Regius 190 |
| B | Philips | MammoDiagnost | Mo/Mo Mo/Rh W/Rh | CR | Philips | PCR Eleva CosimaX |
| C | Siemens | Mammomat | Mo/Mo Mo/Rh W/Rh | CR | Agfa | CR 75.0 |
| D | Siemens | Mammomat 3 | Mo/Mo | S/F | Agfa | Mamoray HDR / Mamoray Detail R |
| E | Philips | Mammo Diagnost 3000 | Mo/Mo | CR | Agfa | CR 75.0 |
| F | Siemens | Mammomat 300 | Mo/Mo | CR | Agfa | CR 75.0 |
| G | General Electric | Senographe 500T | Mo/Mo | S/F | Agfa | Mamoray HT |

Table 1. X-ray systems involved in the study.

Periodic quality controls are performed routinely in every system as established in [1]. All parameters were under tolerance. For all possible anode/filter combinations and voltages clinical used, kVp, linearity, tube output and HVL were measured with a RTI PMX III multimeter and a Radcal 2026C electrometer with a 20X5-6M mammography ionization chamber. The compressor device was also checked.

Entrance surface air kerma (ESAK) was measured in a standard 45 mm PMMA phantom at 28 kVp, Mo/Mo. In addition, a TOR MAS phantom, Leeds Test Objects Limited, was radiographed to assess low-contrast detection. Same number of 0.25 mm details was visible both with S/F and with CR. Apart from this test no further study was carried out to evaluate differences in clinical image quality with both technologies. Nevertheless, radiologists used the implementation of CRs to reevaluate quality image.

In each equipment, exposure parameters from at least 10 patients were documented in a data sheet by radiographers and later introduced in an Excel worksheet to deduce ESAK, entrance surface dose (ESD) and average glandular dose (AGD) for each projection reported. ESAK was calculated from the tube output correcting by the focus-surface distance. A 1.08 backscatter factor was used to calculate ESD. Finally, AGD was deduced from ESAK using the factors calculated by Dance [2] that take into account HVL, breast thickness and age group of the patient.

Results and discussion.

Table 2 shows the doses evaluated with both the standard phantom and the groups of patients.

| Centre | Type | Phantom ESAK (mGy) (28 kVp, Mo/Mo) | Patients | | | | | | |
|--------|------|---------------------------------------|----------|----------------|--------|-------|------------|-----------|-----------|
| | | | Age | Thickness (mm) | kVp | mAs | ESAK (mGy) | ESD (mGy) | AGD (mGy) |
| A | S/F | 4.4 | -- | 53 | 27.0 | 31.5 | 4.3 | 4.6 | 0.9 |
| | CR | 5.6 | 57 | 56 | 29.8 | 28.1 | 5.5 | 5.9 | 1.0 |
| | CR | 8.8 | 51 | 53 | 29.4 | 57.8 | 10.1 | 10.9 | 1.9 |
| B | CR | 7.6 | -- | 56 | 26.6 | 101.8 | 13.3 | 14.3 | 2.4 |
| | | | -- | 48 | 28.6 | 41.6 | 6.5 | 7.0 | 1.3 |
| | | | 53 | 57 | 29.9 † | 54.3 | 2.6 | 2.8 | 0.7 |
| C | CR | 7.7 | 51 | 52 | 27.2 † | 69.1 | 4.1 | 4.5 | 1.1 |
| D | S/F | 6.0 | -- | 49 | 24.0 | 150.0 | 11.8 | 12.7 | 2.5 |
| | | | -- | 45 | 27.5 | 57.3 | 8.1 | 8.7 | 1.6 |
| E | CR | 8.1 | -- | 59 | 26.7 | 165.5 | 23.5 | 25.4 | 4.1 |
| | | | 49 | 53 | 28.8 | 64.7 | 11.1 | 12.0 | 2.2 |
| F | CR | 9.5 | 53 | 50 | 28.1 | 63.3 | 9.1 | 9.8 | 1.8 |
| G | S/F | 8.4 | -- | 56 | 26.8 | 202.1 | 20.1 | 21.7 | 3.6 |
| | | | 54 | 48 | 28.8 | 84.9 | 9.5 | 10.2 | 2.1 |

Table 2. Dosimetric results. † W/Rh used. ‡ Mo/Rh and W/Rh used.

When age has been not reported, women are supposed to be in the 50-64 age group in order to calculate AGD.

Phantom ESAK values are below tolerance limits established in [2] in the seven institutions (values of 8.3 ± 0.8 mGy in CR vs 6.3 ± 2.0 mGy in S/F). CR values are higher than S/F ones but they present a lower dispersion. However, radiation dose to patients are quite higher with some centres (both with CR and S/F) slightly above DSE limit. This fact reflects both the difficulties that radiographers show to modify techniques depending on breast composition and the insistence on using low peak voltages even despite recommendations by film manufacturers to consider higher voltage with newer S/F systems (specially, centres D and G). As CR produces noise-limited images rather than contrast-limited ones and display contrast may be adjusted independently, it may be advantageous to employ slightly higher voltage in spite of a lower subject contrast.

After the first analysis a recommended kilovoltage chart was provided to radiographers. Though these values may be no optimal, radiologists did not report any complains. Fig. 1 resumes final state. A periodic communication with radiographers is needed to avoid returning to lower voltages.

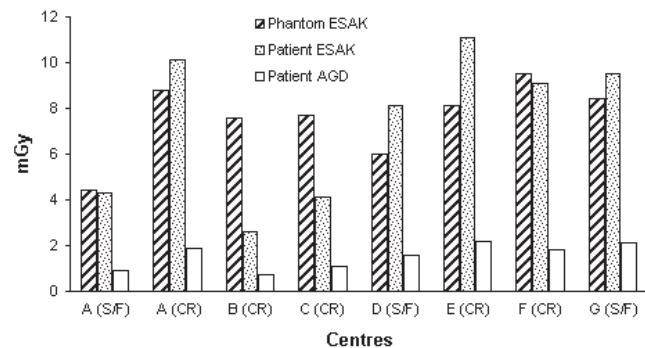


Fig.1: Final dose values from all centres.

For centres with a Mo/Mo combination, values of 8.4 ± 2.3 mGy, 9.5 ± 2.5 mGy and 1.7 ± 0.5 mGy are found for ESAK, ESD and AGD respectively. With a careful monitoring of the implementation procedure both technologies impart similar radiation doses (ESD values of 9.9 ± 2.1 mGy in CR vs 7.8 ± 2.9 mGy in S/F). Nevertheless, even with this follow-up, a 1.7x factor is found among centres. These values are very close to or, in some cases, exceed the national limit of 10 mGy.

Institutions with lowest doses (ESAK mean value of 3.4 mGy) are those using frequently Mo/Rh and W/Rh combinations. The influence of these selections in image quality is beyond the scope of this study but there are evidences in the literature that Contrast-Noise-Ratio diminishes only slightly when kilovoltage is increased up [3].

Centre A showed the lowest dose in S/F mammography. However after CR implementation, a more thorough control by radiologists, which complained about noisy images, obliged to progressively increase dose up to national limit. CR image quality would probably benefit from a higher tolerance value.

First values of centre E drew our attention to an AEC malfunction. Radiographers were working in auto mode where the system chooses voltage from a pre-shot but only between 25 and 29 kVp. Because of our periodic controls are made in semiauto mode this AEC problem was not detected. Radiographers now work in semiauto mode using the recommended chart and dose has been reduced to 50%.

As far as we know, only one manufacturer provides reference kerma value to the IPs in the CR installation procedure.

One of the manufacturers gives a reference value for an exposure S value obtained in a phantom image but it is important to note that this parameter is depend both on exposure to IP and on the normalization characteristics of the postprocessing curve and grey level display curve so it changes depending on radiologists' preferences. A 40% variation was found in S during installation without changing phantom exposure. In our opinion, manufacturer should provide an index that only depends on receptor exposure. Moreover it is recommended to

take reference values of S and mAs in a standard phantom mammography to verify possible unintentional modifications of the postprocessing algorithm.

The third manufacturer, on the other hand, does not report any reference value and suggests that 'techniques should be the same as with film'. Because centre B is a new filmless hospital, technical service did not know how to adjust AEC. First measurement of phantom ESAK (not reported in table 2) was well outside tolerance values denoting that the unit was left just "outside the box". It was not possible to adjust AEC until we did provide a reference value of kerma to a standard phantom representing the mean value for the remaining facilities. No additional adjustment was made in CR as, stated by manufacturer, it only requires a pixel value calibration in general radiology.

Conclusion

A dosimetric survey was conducted in several facilities of the Región de Murcia during last year. Both CR and screen/film systems were included. Special attention was paid to CR implementation.

After an initial set-up period both technologies impart similar radiation doses, in general, below reference values.

Nevertheless, large differences are found among centres regardless of technology. Phantom ESAK value is not always representative of ESAK to patient samples. A dosimetric survey with patients undergoing mammography imaging may reveal problems in the overall flow.

Several problems with CRs were observed during the initial period. As no immediate feedback of under or overexposed images is provided, systematic problems related with the equipment or with a poor radiographic technique may be masked and not be obvious as with film/screen systems. Thus, a careful monitoring of patient doses is highly recommended.

References

- [1] Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (aspectos técnicos). SEFM - SEPR, 2003.
- [2] Addendum on Digital Mammography. European guidelines for quality assurance in mammography screening. Third edition. European Commission, November 2003.
- [3] Flynn M. J. et al., "Optimal radiographic techniques for digital mammograms obtained with an amorphous selenium detection". Proc. SPIE. 2003; 5030: 147-156.

PROCEDIMIENTO DE VALORACIÓN DEL ESTADO DEL EQUIPAMIENTO DE RAYOS X DE UNA UNIDAD DE MAMOGRAFÍA

M.A. RUIZ, J. ORDOÑEZ, E. ANTOLIN, J.C. DE ANDRÉS, I. GONZÁLEZ, L. ARRANZ,
J.M. SASTRE, N.FERRER

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Ramón y Cajal. (Madrid)

The "Ramón y Cajal Hospital" mammography service has three X-rays units, two of them with high resolution computed radiography (CR) system and one with flat-panel (FP) - based full-field digital mammography system. Periodic control dose tests in patients have shown lower glandular dose levels (DGM) than references provided by "European Protocol for de Quality Control of de Physical and Technical Aspects of Mammography Screening". In this work, we have tried to establish an easy method for DGM calculation which is representative of the three equipment results. For this aim, we have defined an index which is measured along the time like a reference point. This index is defined as the relation between the blind test punctuations of a standard phantom image given by at least three radiologists in the Unit, and the average DGM values obtained in 20 patients in each Unit (using random thickness and random mama composition).

1. Introducción

Los procesos de optimización en radiología de la mama son críticos para asegurar que el estudio se realiza con la dosis mínima compatible con una imagen diagnóstica [1,2].

La introducción de la tecnología digital en mamografía, tanto de los sistemas CR (Computed radiology) como de detector de panel plano (Flat panel) [3,4], ha abierto nuevas expectativas para este procedimiento, basadas en sus potenciales beneficios.

En la actualidad el valor de referencia para el indicador "dosis glandular promedio" (DGM) es de 2,5 mGy [4], establecido para una mama estándar, ya que se debe tener en cuenta que la dosis en mamografía va a depender de factores tales como el espesor de la mama comprimida y su composición [5,6]. Teniendo en cuenta este valor de referencia, se deben considerar posibles procesos de optimización de dosis y calidad de imagen, tanto respecto a la calidad del haz, como a la técnica radiográfica utilizada que favorezcan la potencial disminución de la dosis impartida.

Objeto de este trabajo es la caracterización dosimétrica, en la práctica clínica, de tres sistemas digitales (un Flat panel y dos CR), para valorar su correcta implantación, acometer procesos de optimización si fuesen necesarios, y la posible implementación de un índice del seguimiento de calidad (ISC), una vez valorados varios condicionantes.

2. Material y Método

Se ha calculado la dosis glandular promedio en una muestra de pacientes, tomando 20 de forma aleatoria para exploración cráneo-caudal (CC) y 20 para exploración oblicua (MLO) por equipo. Se registraron los datos técnicos de cada exposición (kV, mAs -nominales o post-exposición cuando era posible) el espesor de mama comprimida, la edad de la paciente y la combinación ánodo filtro en cada caso. Para las medidas se utilizó el equipo Barracuda con cámara MPD.

Se calculó la HVL y el rendimiento de todos los equipos mediante la utilización de las ecuaciones de Robson y cols [7] utilizando para ello la hoja de cálculo facilitada por el Servicio de Física y Protección Radiológica del Hospital Clínico de Zaragoza. También se midieron ambos de acuerdo con el Protocolo Español de Control de Calidad [8] encontrándose una excelente concordancia entre valores calculados y medidos.

Por otra parte se calculó la DGM en las exploraciones CC y MLO a través del rendimiento en todos los equipos. Con la misma hoja de cálculo se obtuvo la dosis impartida al maniquí RMI (modelo 156 - 7596) por cada uno de los equipos, fijando la tensión (28 kV) y usando control automático de exposición (CAE) en todos los casos. No se pretendió obtener la *mejor calidad* de imagen del maniquí, ni se manipuló a posteriori.

Las dosis se obtuvieron con el procedimiento de Dance y cols. utilizando el factor g correspondiente a maniquí estándar [5].

Se planteó la valoración de la calidad de imagen en soporte gráfico en los tres equipos. Para ello, tres radiólogos puntuaron a través del test propio del maniquí RMI 156- 7596. Además se constató con los radiólogos que todas las exploraciones de las pacientes a quienes se valoró la dosis fueron de utilidad clínica, sin rechazo de ninguna.

3. Resultados y discusión

Hay que poner de manifiesto que las muestras de espesores obtenidas en dos de los equipos, en que no se muestra directamente el espesor en placa, y debido a la dificultad de medir adecuadamente, presentan con frecuencia valores "redondeados" que pueden venir afectados de errores intrínsecos de hasta ± 0.5 cm que no se tienen en cuenta en el estudio. Hay que darse cuenta que la medida de espesor se realiza con la paciente en situación muy incómoda, con el compresor actuando.

Combinaciones ánodo-filtro utilizadas: En el equipo Siemens Mammomat Novation DR (Flat panel) se está utilizando la combinación W-Rh para todos los espesores y composiciones. En uno de los equipos con CR (General Merate) se utiliza siempre la combinación Mo-Mo y en el otro equipo con CR (Philips MammoDiagnost) se utiliza la combinación Mo-Rh, excepto en mamas de espesor inferior a 4,5 cm en que se selecciona automáticamente la combinación Mo-Mo.

Para el equipo con sistema de imagen Flat panel se han comparado los valores de DGM obtenidos mediante la hoja de cálculo anteriormente mencionada, con los mostrados en placa, resultando éstos superiores a los calculados en un factor comprendido entre 1,2 y 1,9.

| | | Espesor (cm) | CV (%) | KV | mAs | KASE (mGy) | CV (%) | DGM (mGy) | CV (%) |
|-------------|--------------------|--------------|--------|-------|--------|------------|--------|-----------|--------|
| Proyec. CC | Philips | 5,4 | 18,7 | 29,35 | 62,3 | 7,56 | 35,7 | 1,65 | 21,9 |
| | G. Merate | 5,28 | 19,6 | 29,3 | 85,05 | 7,13 | 27,9 | 1,29 | 47,9 |
| | Siemens M.Novation | 4,74 | 23,1 | 28,05 | 81,03 | 2,45 | 37,4 | 0,77 | 11,6 |
| Proyec. MLO | Philips | 5,68 | 21 | 29,55 | 64,485 | 8,04 | 30,7 | 1,7 | 35,4 |
| | G. Merate | 5,2 | 26,5 | 29,65 | 79,3 | 7,2 | 28,5 | 1,35 | 33,6 |
| | Siemens M.Novation | 4,74 | 25,1 | 28,05 | 84,26 | 2,55 | 34,2 | 0,83 | 11,1 |

Tabla I: Tabla resumen de datos y resultados promedio.

$$CV = \frac{\sigma}{x_{media}}$$

Definimos un índice de seguimiento de calidad (ISC). Este índice queda definido como el cociente entre una puntuación, adjudicada por tres radiólogos de la Unidad, en prueba ciega,

de la imagen de un maniquí estándar y la dosis glandular promedio (DGM), obtenida sobre una muestra de 20 pacientes en proyección cráneo-caudal (CC) por equipo (aleatoria en espesor y composición de mama).

Para validar el método de seguimiento es condición indispensable que el coeficiente de correlación de las DGM medidas sobre maniquí y sobre paciente sea superior a un 90%. En nuestro caso, resultó una correlación del 92,7 %, y debe compararse en sucesivas ocasiones en que vaya a ser medido que este valor se mantiene.

También es exigible que en cada una de las valoraciones sobre "fibras", "microcalcificaciones" y "masas" se cumplan, al menos, los estándares mínimos de valoración sobre el test del maniquí. (Ver pie de Tabla II).

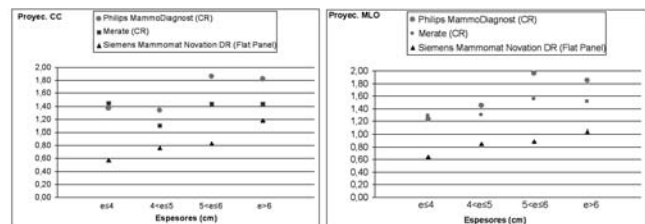


Gráfico 1: Relación espesores-DGM en exploraciones CC y MLO.

| | Philips MammoDiagnost (CR) Mo-Mo | Philips MammoDiagnost (CR) Mo-Rh | General Merate (CR) Mo-Mo | Siemens Mammomat Novation DR (Flat Panel) W-Rh |
|----------------------|----------------------------------|----------------------------------|---------------------------|--|
| Fibras | 25,6 | 10 | 13 | 10 |
| Microcalcificaciones | 8 | 11,3 | 8 | 8 |
| Masas | 20 | 13,3 | 14,3 | 16,7 |
| Total | 53,6 | 34,6 | 35,3 | 34,7 |
| DGM en pacientes | 1,29 | 1,74 | 1,29 | 0,77 |
| Índice (ISC) | 41,6 | 19,9 | 27,4 | 45,1 |

Tabla II: Valoración de detalles del maniquí por los radiólogos e Índice de seguimiento de calidad (ISC).

La puntuación mínima para un buen sistema de imagen es: 10 para fibras, 8 para microcalcificaciones y 3 para masas. La máxima puntuación posible de este test es: 29 para fibras, 25 para microcalcificaciones y 20 para masas.

4. Conclusiones

1) Los valores de DGM en todos los equipos son inferiores a los valores recomendados en el "Protocolo Europeo de Control de Calidad en Mamografía" (Tabla I).

2) En el equipo con sistema de imagen Flat panel, los valores de DGM mostrados en placa son superiores a los valores reales obtenidos cuando se introducen las correcciones propuestas por Dance y cols. Este hecho se pondrá en conoci-

miento del suministrador del equipo, proponiéndose su ajuste.

3) En el momento de la implantación del índice de seguimiento de calidad, el valor del índice correspondiente al sistema con Flat panel es el mayor. Sin embargo, la puntuación obtenida en la valoración de la calidad de la imagen es de las menores, aunque se debe tener en cuenta que en este equipo se diagnostica sobre monitor, no sobre placa. (Tabla II).

4) Este índice se valorará cada seis meses para comprobar su utilidad y reproducibilidad.

5. Bibliografía

- [1] Mattsson A, Leitz W., Rurqvist LE. Radiation risk and mammographic screening of women from 40 to 49 years of age: effect on breast cancer rates and years of life. *British Journal of cancer* (2000) 82 (1), 220 – 226.
- [2] Dosimetría. UE.
- [3] James JJ. The current status of digital mammography. *Clin radiol* 59(1) 1-10 2004
- [4] "European Protocol for de Quality Control of de Physical and Technical Aspects of Mamography Screening". Part B January 2005.
- [5] Dance D R, Skinner C L, et al. "Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol". *Phys. Med. Biol.* 45 (2000) 3225-3240.
- [6] Schubauer-berigan MK, Frey GD, Baron L, Hoel DG, Rivas M.A., Ruiz P, Canellas M, Millan E, Font J.A., Ortega P, "Estimación de dosis en radiografía de mama".
- [7] Rivas M.A., Ruiz P, Canellas M, Millan E, Font J.A., Ortega P, "Estimación de dosis en radiografía de mama". *Revista de Física Médica* 2003; 4(2): 95-100.
- [8] Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. SEFM, SEPR, SERAM 1.1.2003.

Agradecimientos: Los autores agradecen la colaboración prestada por los radiólogos y técnicos de la Unidad de Mama del Hospital Universitario Ramón y Cajal.

CALIDAD DEL PROCESO GENERADOR DE IMÁGENES MAMOGRAFICAS DE EQUIPOS INSTALADOS EN LA RED PÚBLICA DE SALUD

RUBERTI FILHA, E.M.; PIRES, S.R.; MEDEIROS R.B.

Escola Paulista de Medicina – Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, Brasil.

In spite of the requirements of the Brazilian Regulatory Organization to ensure that quality control verifications are made in the radiological equipment, further actions should also be carried out in order to guarantee the quality of the images and of the diagnosis. This study has as its objective to analyze the failures of the image generation system using instruments to control the quality of the radiological equipment, verify the processing image conditions and, finally, classify the mammographic findings as "unacceptable", "suitable" and "acceptable".

A statistical phantom was used in which the fibers and the microcalcifications were randomly positioned. The images were then read by specialists and the level of agreement was measured by the Kappa value. It was possible to check that most of the tested equipment parameters presented a good performance, although the film processing did not generate satisfactory results and caused reading difficulties. Many of the results of these readings were classified as "unacceptable".

Among these images, only a small percentage of them presented the fibers and microcalcifications of the sizes required by the Brazilian legislation.

We concluded that it is only possible to generate good quality images if all the steps of the process are properly controlled. Therefore, it is relevant to invest in training, calibration and maintenance of the mammographic equipment.

1. Introducción

En Brasil, el Decreto 453/98 [1], del Ministerio de Salud, exige la implantación de un conjunto de actividades sistemáticas necesarias para la generación de imágenes que pueda garantizar la calidad del diagnóstico médico y minimizar los riesgos de los pacientes. Las pruebas de control de calidad de los equipos pasaron a ser exigidas por la Agencia Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) para la obtención del permiso de funcionamiento del servicio de radiología de las clínicas y hospitales de la red de salud pública y privada como parte de un Programa de Garantía de Calidad.

En varios países, en los cuales Programas semejantes fueron implantados, se obtuvo un porcentaje significativo de mejoría de la calidad de la imagen mamográfica. Se atribuye el éxito de tales programas al control de apenas algunos parámetros esenciales, como la dosis de entrada en la piel, condiciones de proceso de las películas, evaluación de la cámara oscura y control de calidad de la imagen por medio de simuladores.[2]

Las pruebas de calidad exigidas son basadas, principalmente, en procedimientos establecidos en protocolos americanos. Requieren, prioritariamente, que la exactitud y la reproductibilidad de los parámetros técnicos del equipo mamográfico estén en conformidad con las exigencias del American College of Radiology (ACR) y que las imágenes sean verificadas semanalmente por medio de simuladores. Estudios hechos en los Estados Unidos mostraron que hubo una mejoría en la puntuación de las identificaciones existentes en los simuladores mamográficos de 31,6% para 78,2% demostrando que el control puede ayudar a detectar deficiencias en el equipo y en el proceso de la imagen evitando repeticiones de exámenes y, consecuentemente, dosis de radiación innecesaria.[3,4]

El Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) se há interligado con el Ministério da Saúde adecuando la sistemática de su Programa de Calidad en Mamografía a los requisitos técnicos establecidos en la normativa vigente.

A pesar de todos los esfuerzos de las autoridades en el sentido de obtener imágenes mamográficas con calidad adecuada

para un diagnóstico preciso, se han verificado importantes limitaciones técnicas capaces de reducir la sensibilidad y especificidad en la detección del cáncer de mama. Una manera de minimizar fallos debería ser obtenida por medio del entrenamiento contínuo de todos los profesionales envueltos.

Frecuentemente los especialistas exigen reconvocaciones y repeticiones que complementan el examen para fines diagnósticos, lo que genera ansiedad en las pacientes y coloca en cuestión la relación riesgo/beneficio.

Esta demanda está asociada, no solamente a las condiciones de desempeño del sistema generador de imagen, sino también a la falta de entrenamiento de los profesionales.

A fin de minimizar la subjetividad en la interpretación de las imágenes es relevante que los especialistas utilicen el lenguaje médico patronizado (BIRADS) en los laudos mamográficos, y que establezcan criterios para la aceptación o el rechazo de la imagen.

Este trabajo tiene como objetivo evaluar la detectabilidad clínica de estructuras simuladas en imágenes mamográficas (fibras y microcalcificaciones), además de verificar los parámetros físicos relevantes en la determinación de esta calidad. Objetiva específicamente calificar el proceso generador de imágenes en uno de los tres niveles “adecuado”, “aceptable” y “no adecuado”, así como identificar la dimensión mínima de las fibras y microcalcificaciones capaz de ser identificada por el especialista.

2. Metodología

Fueron realizados en seis unidades de atención de la red pública de São Paulo, las pruebas de control de calidad en 7 mamógrafos conforme dispuesto en la legislación. Los mamógrafos fueron denominados por A, B, C... y las pruebas realizadas fueron: *Exactitud y reproducibilidad de la tensión de pico (kVp)*; *Evaluación de la camada semirreductora (CSR) y filtración total*; *Evaluación del Control Automático de Exposición (AEC)*; *Evaluación de la linealidad del mAs*; *Evaluación de la reproducibilidad de la exposición*; *Evaluación del tamaño de punto focal*; *Evaluación de la coincidencia de campos de luz y radiación*; *Dosis en la entrada de la piel y dosis glandular*; *Evaluación de artefactos*; *Evaluación de la compresión*; *Evaluación de la calidad de la imagen* y *Evaluación de la luminosidad de los negatoscopios*. Fue adoptado el criterio “Insatisfactorio” para clasificar el desempeño del equipo cuando la dosis en la entrada de la piel y el control automático de exposición no presentaban valores de acuerdo con la legislación.

Las condiciones de proceso de las imágenes también fueron verificadas por medio de las curvas sensitométricas y de las medidas de temperatura y densidad de los agentes químicos.

Fueron efectuadas imágenes por medio del simulador esta-

dístico Alvim con exposiciones variando $\pm 15\%$ en torno de la densidad óptica utilizada como referencia. Para cada densidad óptica fueron efectuadas cinco imágenes, mudando la posición de las fibras y microcalcificaciones internas al simulador. La posición de estos objetos fue registrada para, posteriormente, ser comparada con los resultados de la interpretación de las imágenes, con el fin de determinar el grado de concordancia. Las imágenes hechas con el simulador Alvim fueron interpretadas por los especialistas en negatoscopios utilizados en la rutina de trabajo.

Para determinar la probabilidad de detectabilidad (P_{det}) los especialistas fueron orientados a interpretar las imágenes atribuyendo puntuaciones basadas en una escala de cinco valores de confianza: 100 (cuando había certeza de la presencia del objeto), 75 (cuando juzgaban probable la presencia del objeto), 50 (cuando juzgaban incierta la presencia del objeto), 25 (cuando juzgaban improbable la presencia del objeto) y 0 (cuando juzgaban que el objeto definitivamente estaba ausente).

Fue calculado el valor de *Kappa* (k) por medio de la expresión:

$K = (P_o - P_a) / (1 - P_a)$, donde P_a = probabilidad de detectabilidad, P_o = probabilidad de aciertos por acaso,

$$P_o = (a+b)/(a+b+c+d),$$

$P_a = [(a+b)(c+d) + (d+b)(c+b)] / (a+b+c+d)^2$ y a: Verdadero Positivo, b: Verdadero negativo c: Falso negativo y d: Falso positivo.

Fue determinado un índice de calidad respetando los siguientes criterios de aceptación: para $K \geq 0,70$: **adecuado**, $0,65 < K < 0,70$: **aceptable** y $K < 0,65$: **no adecuado**, conforme metodología establecida en estudio anterior [5].

Resultados

Las pruebas de control de calidad de los equipos mamográficos y pruebas para verificación de la calidad del proceso de las películas fueron clasificados en satisfactorios o no satisfactorios, basados en los criterios exigidos por las normas y descritos en el cuadro I.

| Equipo | Desempeño de los equipos | Simulador mamográfico | Proceso de las películas |
|--------|--------------------------|-----------------------|--------------------------|
| A | S | S | I |
| B | S | I | I |
| C | S | S | I |
| D | S | S | S |
| E | S | S | S |
| F | I | S | I |
| G | S | I | I |

Cuadro I: Datos relativos a las pruebas de control de calidad de los mamógrafos

S: satisfactorio e I: insatisfactorio

Los resultados de la probabilidad de detectabilidad (Pdet) y del valor de Kappa que indica el grado de concordancia entre los patrones y las interpretaciones hechas por los especialistas, así como la verificación de la frecuencia de las imágenes que mostraron las dimensiones exigidas por la norma (0,32 mm para microcalcificaciones y 0,75 mm para fibras) son especificados en el cuadro II.

4. Discusión y Conclusiones

Varios países ya implantaron Programas de Garantía de Calidad y efectuaron las inspecciones antes y después del programa. Obtuvieron un porcentaje significativo en la mejoría de la calidad controlando apenas algunos factores esenciales para la generación de la buena imagen, como por ejemplo: dosis glandular media, dosis de entrada en la piel, control de calidad por medio de los simuladores de mama, procesamiento de películas y evaluación de la cámara oscura [2]

Variables como temperatura, ciclo de proceso, composición y tasa de reposición de los agentes químicos, entre otros, influyen en el contraste y en la densidad óptica de referencia, medida en las imágenes de los simuladores. La falta de control en las condiciones de proceso provocó pérdida en la calidad final de la imagen, haciendo que las imágenes fuesen clasificadas como “no adecuadas”, a pesar de que la mayoría de los resultados de las pruebas de calidad de los mamógrafos estuviesen conformes a la legislación. Esto demuestra que la metodología de la evaluación por medio del simulador estadístico es más sensible para medir este parámetro. La pérdida de calidad también está asociada a la incompatibilidad entre películas y telas intensificadoras [6]

El uso continuo de los equipos y la demanda creciente de exámenes requieren que estos sean calibrados más frecuentemente y que este calibrado sea revisado por medio de la prueba del *Desempeño del Control Automático de Exposición*.

El uso optimizado de los recursos tecnológicos disponibles en los mamógrafos actuales requiere entrenamiento multidis-

ciplinario, o sea físicos, médicos y tecnólogos deben empeñarse para tal objetivo.

A pesar de las pruebas ser efectuadas anualmente, en Brasil no hay una tendencia de mejoría significativa en la calidad de la imagen mamográfica sugiriendo que es imprescindible priorizar inversiones en entrenamiento, calibrado y mantenimiento de los equipos.

5. Referencias

- [1] "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico". Ministério da Saúde. Portaria da Secretaria de Vigilância Sanitária Nº 453. Diário Oficial da União, Brasília, 02 de junho de 1998.
- [2] Suleiman, O.H., Spelic, D.C., McCrohan JL, Symonds GR, Houn F. Mammography in the 1990s: The United States and Canada. *Radiology* 210 (1999) 345 a 351.
- [3] Pisano, E.D., Schell, M., Rollins, J., Burns, C.B., Hall, B., Lin, Y., Braeuning, M.P., Burke, E., Holliday, J., Has the mammography quality standards act affected the mammography quality in North Carolina? *AJR Am J Roentgenol* 174 (2000) 1089 a 1091.
- [4] Pisano, E.D., Chiu, Y.F., Ni, L., Britt, G.G., Johnson, R.E., Burns, B., Cole, E., Kuzmaik, C., Koomen, M., Pavic, D., Factors affecting increasing radiation dose for mammography in North Carolina from 1997 through 2001: An analysis of Food and Drug Administration Annual Surveys. *Acad Radiol* 11 (2004) 536 a 543.
- [5] Pires, SR.. Software gerenciador de uma base de dados e de imagens mamográficas classificadas segundo um índice de qualidade. Tesis de maestrado, Universidade Federal de São Paulo–UNIFESP, São Paulo (2003).
- [6] Meeson, S., Young, K.C., Rust, A., Wallis, M.G., Cooke, J., Ramsdale, M. L., Implications of using high contrast mammography X-ray film–screen combinations *Br. J. Radiol.* 74 (2001): 825 a 835.

| Equipo | Kappa | | | | | Criterio de evaluación | Pdet Frecuencia (%) | | |
|--------|---------|-------|------|------|----|------------------------|---------------------|-------------|-------------|
| | General | Error | F | M | | | General | F (0,32 mm) | M (0,75 mm) |
| A | 0,35 | 0,2 | 0,3 | 0,4 | NA | 0,773 | 50,5 | 93 | |
| B | 0,26 | 0,21 | 0,11 | 0,41 | NA | 0,724 | 58,75 | 95 | |
| C | 0,63 | 0,07 | 0,69 | 0,57 | NA | 0,835 | 88,25 | 100 | |
| D | 0,63 | 0,16 | 0,66 | 0,6 | NA | 0,826 | 87,75 | 93 | |
| E | 0,53 | 0,09 | 0,52 | 0,54 | NA | 0,81 | 73,5 | 96 | |
| F | 0,57 | 0,16 | 0,52 | 0,54 | NA | 0,814 | 87,75 | 98 | |
| G | 0,42 | 0,2 | 0,43 | 0,42 | NA | 0,778 | 71,5 | 93 | |

Cuadro II: Datos relativos a detectabilidad de fibras y microcalcificaciones
M: Microcalcificación. F: Fibra. NA: No adecuado

DETECTABILIDAD DE MICROCALCIFICACIONES Y FIBRAS EVALUADAS POR MEDIO DE IMÁGENES SIMULADAS INTERPRETADAS EN NEGATOSCOPIO PARA MAMOGRAFÍA Y EN MONITOR

PIRES, S.R.; ELIAS, S; GAUGER, M. MEDEIROS, R.B.

Escola Paulista de Medicina – Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, Brasil.

The use of software tools for image processing, the manipulation and visualization of images on the monitor screen strongly influence the performance of the professional during the interpretation of images.

The aim of this study is to compare the detectability of microcalcifications and fibers present in phantom images based on readings performed by specialists on monitors and viewboxes.

A customized software was specially developed to provide variation of contrast, brightness, magnification and inversion.

The detection of microcalcifications and fibers of different sizes present in the phantom images was superior on the images displayed on the monitor, compared to the ones in the viewbox.

The technological resources available for image processing allowed for a higher reproductibility of details when compared to the conventional system, reducing the subjectivity during the reading process.

The digital image processing technology generated an important increase in the detectability of tiny objects present in the phantom images and, mainly, in the detection of fibers.

1. Introducción

La mamografía digital se convertirá, en breve, en una realidad dentro de la rutina asistencial. Es de todos conocido que la mamografía es una de las técnicas que exige del profesional, conocimiento y experiencia en la interpretación de las imágenes, aunque no se tenga la seguridad de que estas cualidades puedan ser extendidas a la mamografía digital. Diferencias de luminancia de los monitores en relación al negatoscopio, el uso de herramientas de software para manipulación de las imágenes (elección de contraste y brillo) y otras características que envuelven la presentación de la imagen en el monitor pueden tener influencia directa en el desempeño del profesional en la interpretación de la imagen [1,2].

La detección precoz del cáncer de mama está asociada a la calidad de las imágenes y a la precisión en la interpretación de las mismas. La patronización en la interpretación de los exámenes por medio de la clasificación BI-RADS® es bien aceptada como método para minimizar errores en la interpretación de las imágenes de rastreo y es usada en el proceso de entrenamiento de radiólogos [3].

Siendo que los sistemas digitales presentan las imágenes en estaciones de trabajo, los profesionales deben ser entrenados para esta nueva herramienta de trabajo con el fin de perfeccionar la lectura y extraer todas las informaciones útiles al diagnóstico.

La teoría de detección de señales es un medio de evaluar la eficiencia de un sistema para transmitir señales de forma correcta. El sistema de imágenes puede generar una señal o no, por lo que la detección de esta información está directamente relacionada a la experiencia y a las características personales del especialista, y este eslabón, conocido también por canal, sólo se optimiza cuando el ruido es minimizado al máximo, de forma que el especialista pueda responder que existe la señal, cuando la señal está realmente presente en el sistema de imagen. Esta evaluación puede ser representada por la sensibilidad y especificidad del diagnóstico y por medio de la curva ROC (Receiver Operating Characteristic) que relaciona estos parámetros. Esto puede ser cuantificado por medio de imágenes de simuladores estadísticos, conteniendo objetos en su interior, y por la interpretación de estas imágenes. El parámetro que determina el grado de concordancia entre las respuestas del espe-

cialista y la presencia de estos objetos es conocido como valor de Kappa (k).

Este trabajo tiene por objetivo comparar la detectabilidad de microcalcificaciones y fibras por medio de la interpretación de imágenes simuladas de forma convencional, en negatoscopios y en monitores, utilizando recursos de tecnología digital.

2. Método

Fue usado un software de gestión para un banco de datos e imágenes [4] de producción propia desarrollado a fin de propiciar un modelo de entrenamiento de interpretación de imágenes mamográficas utilizando tecnología digital. Fueron seleccionadas 30 imágenes de este banco, las cuales fueron interpretadas por tres profesionales con experiencia en mamografía. Todas las imágenes fueron generadas en mamógrafo convencional en modo de control de exposición automática

(AEC) utilizando el simulador Alvim. Las imágenes fueron efectuadas simulando mamas de espesura patrón (4 cm) y espesas (6 cm) usando para esto, placas de acrílico de espesura de 1 cm. sobre el simulador Alvim. Estas imágenes fueron digitalizadas en un scanner Lumisys 75 a 12 bits/pixel y fueron interpretadas en negatoscopio apropiado para mamografía y en un monitor LCD Barco de 5Mpixel. Las imágenes digitales fueron manipuladas libremente por herramientas de proceso que permiten ampliación e inversión, así como alteraciones de contraste y brillo.

3. Resultados

La detección de microcalcificaciones y fibras en las diversas dimensiones de estructuras presentes en las imágenes simuladas fue superior en las imágenes presentadas en el monitor que en las imágenes presentadas en el negatoscopio, como se puede observar en la figura 1.

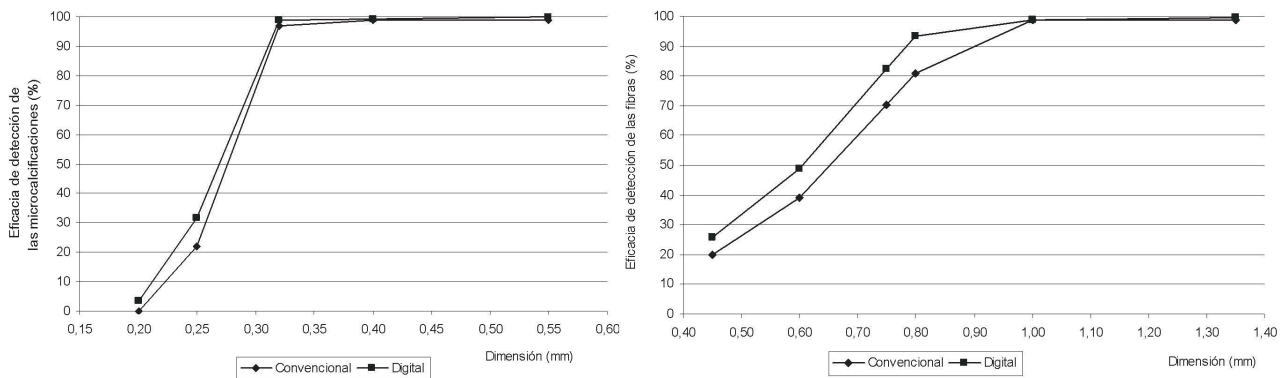


Figura 1: Comparación de la detección de microcalcificaciones e fibras de las imágenes presentadas en negatoscopio e monitor.

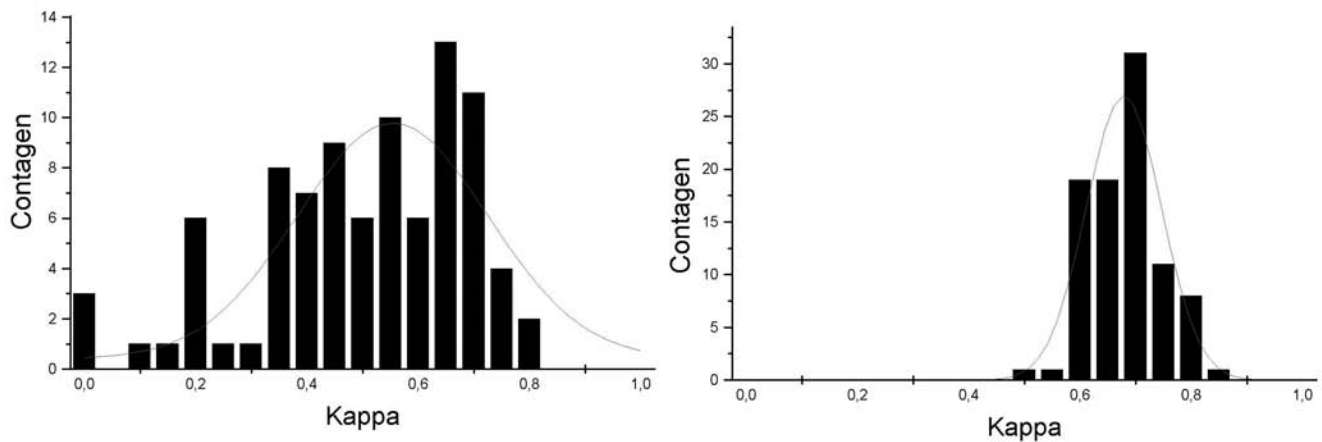


Figura 2: Distribución de los valores de Kappa para los sistemas convencional e digital.

La cantidad de información detectada en la imagen para ambos sistemas es equivalente, siendo 0,810 y 0,821 para los sistemas convencional y digital, respectivamente. Sin embargo, la concordancia real (*Kappa*) para el sistema digital fue 40% superior, con una reducción de 60% de la incertidumbre al ser comparada con el sistema convencional, siendo 0,47(18) y 0,66(7) para los sistemas convencional y digital, respectivamente.

El sistema digital presentó una reproductibilidad superior al ser comparado con el sistema convencional, como puede observarse en la figura 2, lo que sugiere que los recursos tecnológicos disponibles en el proceso de las imágenes minimizan la subjetividad intrínseca del proceso de interpretación.

4. Discusión y Conclusiones

La tecnología digital tiene potencial para sustituir la mamografía por sistema pantalla/película y por lo tanto, su desempeño debe ser evaluado, estableciendo patrones de referencia de calidad, así como se está haciendo para los sistemas convencionales. Estos resultados, todavía preliminares, sugieren el ejemplo de otros [5] en los que el uso de monitor de alta resolución y de las herramientas de proceso de imágenes digitales facilitó la detección de las estructuras simuladas. El histograma evidencia la reproductibilidad de la detección en el sistema digital al ser comparada con la del sistema convencional, sugiriendo que el proceso digital de las imágenes evaluadas en el monitor contribuyó para minimizar la subjetividad intrínseca al proceso de interpretación mamográfica. El proceso de las imágenes, utilizando tecnología digital, permitió un incremento importante en la visibilización de los objetos del simulador y principalmente en la detectabilidad de las fibras.

Frecuentemente los especialistas solicitan remarques y repeticiones que complementen el examen, a fin de un diagnóstico cosa que genera ansiedad en las pacientes y coloca en cuestión la relación riesgo/beneficio. Esta demanda está asociada, no solamente a las condiciones de desempeño del sistema generador de imagen, sino que también a diversos factores relaciona-

dos al entrenamiento de los profesionales. El uso de la metodología propuesta en este trabajo puede ser una herramienta útil en la medida en que pueda contribuir a la evaluación de los resultados de desempeño de los profesionales antes y después del entrenamiento.

Con la introducción de sistemas mamográficos digitales en la rutina asistencial, el entrenamiento se vuelve una pieza esencial para que se puedan minimizar los riesgos y generar el máximo de beneficios a los que dependen de esta técnica de examen.

5. Referencias

- [1] Pisano E D, Chandramouli J, Hemminger B M, DeLuca M, Glueck D, Johnston R E, Muller K, Braeuning M P, Pizer S. Does Intensity Windowing Improve the Detection of Simulated Calcifications in Dense Mammograms? *J Digit Imaging*. 10(2):79-84,1997.
- [2] Krupinski E, Roehrig H, Furukawa T. Influence of film and monitor display luminance on observer performance and visual search. *Acad Radiol*. 6(7): 411-8, 1999.
- [3] American College of Radiology (ACR). *Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS®)*. 3ed. Reston (VA): American College of Radiology, 1998.
- [4] Pires, SR Software gerenciador de uma base de dados e de imagens mamográficas classificadas segundo um índice de qualidade. Tese de mestrado do Departamento de Diagnóstico por Imagem -UNIFESP 2003.
- [5] Pisano E D, Cole E B, Kistner E O, Muller K E, Hemminger B M, Brown M L, Johnston R E, Kuzmiak C m, Braeuning M P, Freimanis R I, Soo M S, Baker J A, Walsh R. Interpretation of Digital Mammograms: Comparison of Speed and Accuracy of Soft-Copy versus Printed-Film Display. *Radiology*: 223:483-488, 2002.

Agradecimiento: Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP.

Área 5 Radiología de la Mama (RM)

EVALUACIÓN DE DOSIS EN MAMOGRAFÍA, MEDIANTE DETECTORES TERMOLUMINISCENTES

¹MECA CASTRO, E; ²BENAVENTE A, T; ³MARQUEZ P, J F; ⁴AREVALO O, F

¹ Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins. Lima-Perú.

² Instituto Peruano de Energía Nuclear. Lima-Perú

³ Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. Lima-Perú

⁴ Universidad Nacional de Piura. Piura-Perú

The objective of the present work is to evaluate the estimated dose of the radiation that the patients receive when they are submitted to examinations mammographic. For this intention, were used maniqués of breast of varied thicknesses, dosímetros termoluminiscentes of fluoride of lithium, mamógrafos and a set of qualit control in mammography. The results showed that the above mentioned doses are below the referential values recommended by the international protocols in dosimetry in mammography. Also found that the values estimated by means of dosimetría termoluminiscente present minor differences of 10 % on having been compared with the values obtained by other methods, likewise the uncertainties found in the measurements They are minor to 2 %, being this technical this one into a great tool of work into the dosimetry of breast.

Palabras clave: Mamografía, dosis, termoluminiscencia.

INTRODUCCIÓN

Uno de los cánceres con mayor incidencia en las mujeres, es el cáncer de mama (una de cada nueve mujeres padecen esta enfermedad), representando éste la causa más frecuente de muerte en las mujeres de todo el mundo. La mamografía es el método más fiable por el cual se detectan lesiones en la mama, como microcalcificaciones, microfibras, nódulos, distorsiones y/o zonas de distinta densidad. Debido a que el contraste entre las áreas patológicas y normales en la mama es extremadamente baja, la mamografía requiere altos estándares de calidad. Por lo tanto, para poder visualizar pequeños objetos e interpretar las mamografías con la sensibilidad necesaria, para detectar anomalías, y dar la especificidad precisa y clasificar las lesiones sospechosas de malignidad es necesario emplear la técnica mamográfica más adecuada posible para la obtención de una imagen óptima de calidad.

La obtención de una calidad de imagen óptima, generalmente implica un aumento de la dosis de radiación que recibirá la paciente que es sometida a este tipo de examen, aumentando la probabilidad del efecto estocástico, como por ejemplo un cáncer inducido por radiación. Por tal motivo, para mantener el

compromiso riesgo – beneficio, es necesario conseguir que los valores de dosis que absorbe la mama estén por debajo de los valores de referencia.

En este trabajo se plantea obtener los valores de los niveles de la Dosis Glandular Media, DGM para los exámenes mamográficos realizados a las pacientes en las instituciones de salud, representativas de la ciudad de Lima. Las medidas fueron realizadas con el empleo de detectores termoluminiscentes del Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica de Instituto Peruano de Energía Nuclear, LSCD-IPEN, en los servicios de mamografía de las instituciones: Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins, HNERM, Hospital Nacional Dos de Mayo, HNMD y del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, INEN.

Para la obtención de los valores de la DGM se toman medidas de la dosis de entrada en superficie, DES para diferentes espesores de mamas y para diferentes campos de radiación, obteniéndose la dependencia energética de la DGM para las combinaciones Mo-Mo y Mo-Rh. Estos valores se contrasta con los valores referenciales dados por el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía [1].

MATERIAL Y MÉTODOS

Las medidas de dosis fueron realizadas con detectores termoluminiscentes de fluoruro de litio activados con magnesio y titanio (LiF: Mg,Ti) de Harshaw Bicon, y para la obtención de la respuesta de los detectores termoluminiscentes se empleo un sistema Lector modelo 3500 de Harshaw Bicon. Los detectores termoluminiscentes fueron caracterizados a la energía de radiación del Cs-137 y calibrados a las energías de haces de rayos X diagnóstico sugeridas por ISO Nro 4037[2], siendo estas medidas realizadas en el LSCD-IPEN. La DGM es evaluada para diferentes espesores de la mama dada por los maniqués de mama CIRS y para diversas calidades de haces de rayos X dados por equipos mamográficos perteneciente a los Servicios de Radiología del HNERM, del HNDM, y del INEN.

Previo a la evaluación de la DES cada equipo mamográfico fue sometido a pruebas de Control de Calidad con un set de Instrumentos y accesorios de control de calidad de la marca Victoreen [3,4].

Las técnicas mamográficas empleadas en este trabajo son obtenidas para los casos cuando la imagen, para el diagnóstico mamario, es la óptima. Para este propósito, se contó con los datos de 200 pacientes por hospital, de las cuales se recogieron kV, mAs, edad, combinación ánodo-filtro y espesores de mama comprimida de las proyecciones cráneo caudal y medio lateral oblicua.

La DES es medida colocando los detectores termoluminiscentes en la superficie de los maniqués e irradiados a las diferentes calidades de haces de rayos X utilizadas en mamografía para el rango de espesor comprimido de mama entre 2 a 9 cm. Con los valores de la DES se calculan los valores del Kerma en Aire en la Superficie de Entrada, KASE, y de la DGM.

RESULTADOS

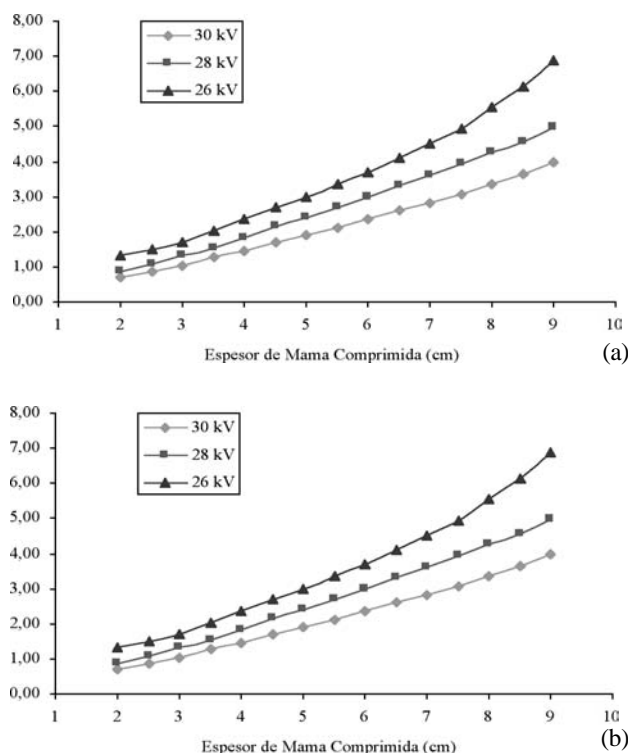
Al evaluar los resultados de las estimaciones de las dosis, se pudo observar que éstas se encontraban por debajo de los valores referenciales recomendados por el protocolo utilizado en este estudio^[2], de 3 mGy para la DGM y 10 mGy para el DES y el KASE, para el rango de espesor evaluado (2 - 9 cm).

Por otro lado, en la gráfica I.1 se puede observar un aumento importante en la dosis glandular media al disminuir la tensión en función del espesor de mama comprimida. En éstas curvas se observan que para la combinación Mo-Mo, la dosis aumenta en 20 % y 39 % para el caso en que la tensión fue reducida 2 kV y 4 kV respectivamente, así mismo para la combinación Mo-Rh, la dosis se aumentó en 23 % y 49 % para el caso en que la tensión fue bajada en 2 kV y 4 kV respectivamente.

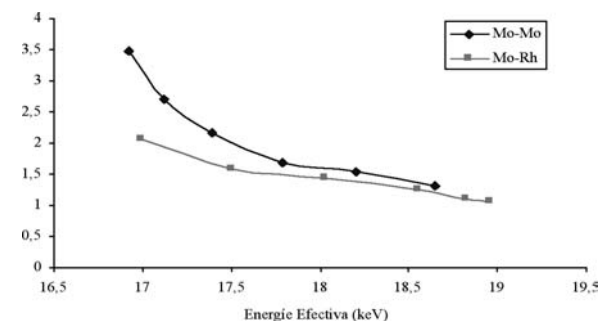
Así mismo, en la gráfica I.2 se ilustra la dependencia energética de la dosis glandular media para el espesor medio comprimido de 5 cm. En esta curva se puede observar un incremento importante de dosis al utilizar fotones de baja energía, sobre todo en el

caso de la combinación Mo-Mo, encontrándose una desviación máxima de 48 % entre combinaciones ánodo-filtro. Este incremento es causado por el efecto fotoeléctrico predominante en mamografía, ocasionando que los fotones incidentes, especialmente los de baja energía, depositen su energía en la mama perjudicando, así mismo, la calidad de imagen obtenida.

Por último, al ser estimadas las dosis mediante TLDs se encontró incertidumbres menores a 2% y con un nivel de confianza de 99 %



Gráfica 1. Dosis glandular media frente al espesor de mama comprimida (composición 50%/50%) para las combinaciones (a) Mo-Mo y (b) Mo-Rh al variar la tensión del tubo de rayos X.



Gráfica 2. Dependencia energética de la dosis glandular media para el espesor medio de 5 cm (composición 50%/50%) y diferentes combinaciones ánodo-filtro.

DISCUSIÓN

Las dosis estimadas con dosímetros termoluminiscente es menor en 9,9 % en comparación con medidas realizadas con cámara de ionización, esta desviación se debe principalmente a la gran dependencia de la respuesta del dosímetro termoluminiscente a los rayos X de baja energía. Por otro lado, fue mayor en 8,4 % cuando se estimó por el método del cálculo del rendimiento, esta variación se debe en gran parte a la variabilidad del espesor y composición de la mama, de la capa hemirreductora y del rendimiento de cada unidad mamográfica utilizada.

Por otro lado, las dosis estimadas con dosímetros termoluminiscentes sobre maniqués de mama no difieren en gran parte al obtenido en mamas reales por Gentry et al^[5], encontrándose una desviación media menor a 3 %. Estas diferencias se deben en gran parte a la variable composición de tejido adiposo/tejido glandular existente en la mama de una paciente, que difiere con los maniqués utilizados en este estudio de composición (50% tejido adiposo/50% tejido glandular).

Así mismo, al comparar los resultados obtenidos de las dosis estimadas en función de la tensión y de los espesores de mama bajo compresión mediante dosímetros termoluminiscentes, con los determinados por Xizeng et al^[6] por método de Monte Carlo, se encontró diferencias relativas menores a 10 %.

CONCLUSIONES

El empleo de dosímetros termoluminiscentes y la utilización de maniqués en la dosimetría de mama, permite realizar estimaciones de la dosis absorbida en mamografía, con incertidumbres menores al 2% y con desviaciones porcentuales inferiores al 10 % al ser comparadas con los valores obtenidos por los métodos: de rendimiento, cámara de ionización y simulación mediante Monte Carlo.

Así mismo, los resultados no son directamente trasladables a cualquier institución, esto se debe en gran parte a la muestra de pacientes ha tomar; ya que éstas tendrían características específicas muy diferentes y la técnica radiográfica aplicada por

cada tecnóloga sería de acuerdo al tipo de paciente y equipo a utilizar. A pesar de esto, los valores de dosis obtenidos en este estudio, pueden servir como punto de partida para establecer valores referenciales en exámenes de diagnóstico mamario en el Perú. Por tal motivo se recomienda implantar programas de control de calidad y dosimetría en mamografía, que involucre hospitales, clínicas y centros ambulatorios del país, donde se realicen este tipo de exámenes.

REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA

- [1] European Protocol on Dosimetry in Mammography. European Commission. CEC-Report EUR 16263. Netherland: Editorial; 1996.
- [2] ISO (International Standars Organisation), Nro. 4037, 1995, Characteristic of the Radiations and their Methods of Production.
- [3] ARCAL XLIX (Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y Tecnología Nuclear en América Latina y el Caribe). Protocolo de Control de Calidad en Mamografía 2001. Documento preparado por un grupo de expertos y revisado por los coordinadores de ARCAL, editado y publicado con el apoyo del Organismo Internacional de Energía Atómica. Viena: Editorial staff; 2001.
- [4] SEFM-SEPR (Sociedad Española de Física Médica - Sociedad Española de Protección Radiológica). Protocolo Español de Control de Calidad en radiodiagnóstico: Aspectos Técnicos 2002. Madrid: Editorial edicomplet; 2002.
- [5] Gentry JR and Deerd LA. TLD Measurements of in Vivo Mammography Exposure and the Calculated Mean Glandular Dose Across the United Stated. Med. Phys. 1996; 23: 899-903.
- [6] Xizeng Wu, Eric L. Gingold, Gary T. Barnes, Douglas M. Tucker. Normalized Average Glandular Dose in Molybdenum Target-Rhodium Filter and Rhodium Target-Rhodium Filter Mammography. Medical Physics 1994; 193: 83-89.

ESTUDIO PRELIMINAR DE CALIDAD DE IMAGEN Y DOSIS EN SISTEMAS DE MAMOGRAFÍA DIGITAL

¹M. CHEVALIER, ¹P. MORÁN, ²R. TORRES y ³P. GOMEZ

¹Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. 28040 Madrid.

²Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario Rio Hortega. 47011 Valladolid.

³Servicio de Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Salamanca. 37007 Salamanca.

The Working Group on Digital Mammography created by the Spanish Medical Physics Society is involved in the elaboration of a specific protocol for the digital mammographic systems. The protocol is based on the results obtained in a survey of the currently digital systems found in our country. This work is focused on the results related to the image quality and dose obtained with four flat panel (FP) detectors and four CR detectors. The image quality was evaluated with the CDMAM phantom and doses values at clinical conditions were obtained for PMMA thicknesses comprise between 2 and 7 cm. The detection thresholds derived from the CDMAM images were in general lower for the FP systems. In a first approximation we have compared our results with the tolerances proposed in the Adendum on digital mammography to the European Guidelines. We have found that detection thresholds determined with the FP systems accomplished well the tolerances proposed in the Guidelines. By contrast, some CR systems do not fit these tolerances. Mean glandular doses associated with the dosimetric standard phantom (4,5 cm PMMA) were 42% higher for the CR systems. This value could be a 150 % higher for thicker PMMA thicknesses.

INTRODUCCIÓN

Los sistemas de mamografía digital constituyen actualmente una alternativa real a los sistemas convencionales de cartulina película (SCP). Estos últimos están siendo sustituidos de forma muy rápida por detectores digitales de campo completo (FFDM) que son dedicados mayoritariamente a la mamografía clínica. Sin embargo, existe una presión creciente para su utilización en programas de detección precoz debido a que son un medio para superar las limitaciones inherentes a los SCP, fundamentalmente las asociadas a las imágenes de las mamas densas. A ello hay que añadir la simplificación que representa eliminar las procesadoras y la mayor capacidad para obtener imágenes. Los resultados de varias encuestas encaminadas a comparar ambos sistemas muestran que no existen diferencias entre el número de cánceres detectados con los sistemas digitales y los convencionales [1,2] pero en ocasiones la elección del sistema o el ajuste de las técnicas radiográficas tras el cambio puede conducir a una relación entre calidad de imagen y dosis no optimizada.

Los sistemas de FFDM más frecuentes son los de panel plano (FP) y los fósforos fotoestimulables (CR). En nuestro país, los sistemas del primer tipo con mayor implantación son el detector de conversión indirecta (CsI:Ta) fabricado por General Electric y el de conversión directa (selenio amorfo) fabricado por Lorad-Hologic y comercializado por Lorad y Siemens. Los CR tienen una presencia mayor debido a que pueden integrarse fácilmente en el equipo de rayos X ya existente y sustituir a los conjuntos cartulina película reajustando únicamente el equipo y la técnica radiográfica. Varios fabricantes han comercializado CRs específicos para mamografía (Kodak, Fuji, Konika y AGFA), aunque la realidad en nuestro país dista mucho de ser ideal ya que por cuestiones de ahorro económico se utiliza en muchos casos para mamografía el mismo lector de placas de radiología general.

En la situación actual es fundamental, por tanto, asegurar que la sustitución de los SCP por los sistemas digitales no representa un deterioro de la relación beneficio/riesgo. Para ello la calidad de la imagen ha de ser, como mínimo, similar a la de los SCP y, de acuerdo con el principio ALARA, no hay que ad-

mitir incrementos de riesgo radiológico al pasar de los SCP a los SD. Esto ha llevado a la Sociedad Española de Física Médica a crear un grupo de trabajo (Grupo de Mamografía Digital (GMD)) cuyo objetivo es la elaboración de un protocolo de control de calidad para mamografía digital basado en el desarrollo de un programa previo de medidas en los sistemas digitales. La sustitución de los SCP por los actuales sistemas digitales requiere una revisión de los controles de calidad redefiniendo los parámetros más representativos a controlar y fijando las correspondientes tolerancias [iii,iv,v].

En este trabajo se presentan los primeros resultados relativos a la calidad de imagen y la dosis obtenidos dentro del programa previo de medidas desarrollado en un total de ocho sistemas digitales. Un segundo objetivo del trabajo es comparar los resultados obtenidos con las tolerancias propuestas en otros protocolos de control de calidad recientemente publicados [4,5].

MÉTODO Y MATERIALES

En cada uno de los ocho sistemas analizados (Tabla 1) se ha realizado un control de calidad completo siguiendo el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [vi] para verificar el funcionamiento del generador y tubo de rayos X. El control de los detectores de la imagen se realizó siguiendo las recomendaciones del borrador del protocolo elaborado por el GMD que está basado en el European Protocol for Quality Control on Digital Mammography (EPQCDM) incluido en el "European protocol for the quality control of the

physical and technical aspects of mammography screening." [5]. La medida de los rendimientos y la capa hemirreductora se realizó con una cámara de ionización Radcal (mod. 20x6-6M, Radcal Corp., Monrovia, CA) y un electrómetro Radcal (mod. 2026C). Ambos conjuntos de medidas incluían, al menos, cuatro valores de la tensión (dentro del intervalo usado clínicamente) para cada de las combinaciones ánodo/filtro disponibles. El resto de valores, cuando fue necesario, se obtuvo por interpolación.

Estimaciones de dosis.

Para las estimaciones dosimétricas hemos utilizado maniqués de metacrilato (PMMA) que cubren todo el detector de la imagen con espesores entre 2 y 7 cm para simular prácticamente todo el intervalo de espesores de mama (2 – 9 cm). Con cada sistema hemos obtenido imágenes de los maniqués en las condiciones clínicas correspondientes a cada espesor. La dosis en aire sin retrodispersión (ESAK) en la superficie del maniqué, la hemos calculado a partir de la carga del tubo, los rendimientos y las correcciones por distancia. A partir del ESAK hemos estimado los valores de dosis promedio en tejido glandular (DG) utilizando los factores de conversión g , c y s obtenidos por Dance [vii]. Para un análisis más completo hemos estimado también los valores del ESAK y DG correspondientes a las imágenes del maniqué CDMAM.

Calidad de imagen.

La evaluación de la calidad de imagen se realiza midiendo los umbrales de contraste o detección para objetos con diámetros entre 0,1 y 2 mm, utilizando el maniqué CDMAM 3.4

| Centro | Equipo de rayos X | Detector | Técnica Radiográfica | DG (mG y) 4,5 cm de PMMA (2 – 7 cm) |
|--------|--------------------------------|------------------|----------------------|---|
| C1 | Senographe 2000D (GE) | FP: ICs:T1 | Rh/Rh, 29 kV | 1,7 (0,7 – 3,1) |
| C2 | Senographe 2000D (GE) | FP: ICs:T1 | Rh/Rh, 28 kV | 1,0 (0,6 – 2,4) |
| C3 | Senographe 2000D (GE) | FP: ICs:T1 | Rh/Rh, 28 kV | 1,1 (0,5 – 2,1) |
| C4 | Mammomat Novation DR (Siemens) | FP: Se - amorfo | W/Rh, 28 kV | 0,6 (0,4 – 1,3) |
| C5 | Instrumentarium Alpha RT | CR: Agfa, MM 2.0 | Mo/Mo, 30 kV | 2,4 (1,5 – 5,2) |
| C6 | Metaltrónica | CR: Kodak | Mo/Mo, 28 kV | 0,6 (0,2 – 4,1) |
| C7 | Instrumentarium Alpha RT | CR: Kodak | Mo/Mo, 26 kV | 2,0 (0,7 – 7,2) |
| C8 | Mammodiagnost (Philips) | CR: Fuji | Mo/Rh, 27kV | 1,4 (0,5 – 3,8) |

Tabla 1. Características de los sistemas analizados y técnicas radiográficas utilizadas para la obtención de las imágenes del CDMAM. Valores de dosis glandular (DG) para el maniqué estándar (45 mm de PMMA) e intervalo de valores de DG para espesores 2 - 7 cm de PMMA. Condiciones clínicas.

(Artinis Medical Systems B.V., The Netherlands) [viii]. La placa con los objetos de test se colocó intercalada entre dos y dos centímetros de PMMA. El espesor del conjunto (4,5 cm) equivale a 5 cm de PMMA. Se eligió este maniquí debido a que presentan una capacidad de discriminación adecuada [ix]. Con cada sistema hemos obtenido ocho imágenes del maniquí en las condiciones clínicas habitualmente utilizadas con mamas de espesor equivalente. En todos ellos se ha eliminado el post-procesado de la imagen. Las imágenes las hemos evaluado con el programa de lectura automática "CDMAM Analyser" desarrollado por Artinis, evitando así los problemas asociados a la variabilidad entre observadores. La tasa de detección se ha fijado en el 75%, por ello, para asegurar que el disco de una celda es visible ha de ser detectado al menos en el 75% de las imágenes. Dada la variedad de técnicas radiográficas utilizadas, hemos fijado los umbrales de detección en función de los espesores y no de los umbrales de contraste.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las técnicas radiográficas usadas para la obtención de las imágenes del CDMAM (Tabla I) difieren entre los sistemas de FP y los de CR debido a la mayor antigüedad de los equipos de rayos X a los que están asociados los CR analizados. Estos últimos suelen ser semiautomáticos (seleccionan los kV y/o mAs en función de las características de la mama) y utilizan mayoritariamente la combinación ánodo/filtro de Mo/Mo. Los sistemas de FP son completamente automáticos y las imágenes se adquieren también con otras combinaciones distintas a la de Mo/Mo.

Valores de dosis glandular

Los valores de DG obtenidos con los FP son sensiblemente más bajos que los asociados a los CR (Tabla I). Con el maniquí estándar los ahorros de dosis son en promedio un 42% y llegan a un 150% para los espesores más gruesos (>5 cm). Los resultados superiores de DG en los CR son en parte debidos a la combinación ánodo/filtro (Mo/Mo) más comúnmente utilizada. Se observa un amplio intervalo de valores de DG para ambos tipos de detectores, encontrándose diferencias notables entre valores obtenidos con sistemas del mismo fabricante. Por ejemplo, los valores de DG del Senographe 2000D difieren en, aproximadamente, un 50% (C1 frente a C2 y C3), resultado que ha sido confirmado con muestras extensas de pacientes [x]. La razón es un ajuste distinto del CAE para aumentar la relación señal ruido. En el caso de los CR, estas diferencias alcanzan hasta un 230% (C6 y C7) debido fundamentalmente a los distintos valores de tensión y carga del tubo que se utilizan.

Los resultados de DG obtenidos con todos los espesores están, en general, por debajo de las tolerancias aceptables (1 – 6,5 mGy). Todos los FP proporcionan DG inferiores a los va-

lores deseables (0,6 – 5,1 mGy). Solo en un caso (C7) se está fuera de tolerancias.

Calidad de la imagen.

Los umbrales de detección obtenidos con todos los sistemas de FP son mejores que los asociados con los CR para los detalles de menor diámetro (Tabla II). Comparando con las tolerancias dadas en el EPQCDM, los FP verifican los valores aceptables (VA) en todos los casos y los deseables (VD) para la mayoría de los detalles (Tabla II). En el caso de los CR, dichos umbrales están por debajo de los VA para los detalles de diámetro más pequeño y en un caso (C6) se superan las tolerancias para los tres detalles más pequeños. Hay que resaltar que en el EPQCDM las tolerancias para dichos umbrales se han fijado en virtud de la experiencia previa con los SCP ya que la premisa generalmente aceptada es que la calidad de imagen con los FFDM debe ser, como mínimo, similar a la de los anteriores. Además, se hace notar que las tolerancias establecidas no son demasiado exigentes y que, por tanto, la calidad de la imagen solo puede considerarse aceptable si se verifican los umbrales de detección para todos los objetos propuestos incluyendo el disco de 0,1 mm. Esto nos llevaría a rechazar la calidad de la imagen con el sistema C6 en las condiciones actuales. Los valores de DG asociados a las imágenes del CDMAM (Tabla II) están excelentemente correlacionados con los valores estimados con PMMA, exhibiendo el mismo comportamiento que el descrito en el apartado anterior.

CONCLUSIONES

Con los sistemas digitales de FP los umbrales de detección son mejores que con los CR y los valores de dosis sensiblemente más bajos lo que hace que la relación calidad imagen/dosis sea muy superior. En el caso de los CR las diferencias de calidad de imagen y dosis entre sistemas son más acusadas que con los FP, bien como consecuencia de las técnicas radiográficas empleadas o de diferencias tecnológicas entre los propios detectores. El mejor equilibrio entre calidad de imagen y dosis de todos los CR analizados corresponde al sistema C8. Los resultados ponen de manifiesto que existe margen para la optimización con ambos sistemas bien con ahorros de dosis que no repercutiesen en la calidad de la imagen o bien mejorando la calidad de la imagen (insuficiente en algunos casos) aunque para ello fuese necesario incrementar las dosis. Estos resultados preliminares también ponen de manifiesto que las técnicas radiográficas seleccionadas son a veces inadecuadas, sobre todo, con los equipos semiautomáticos más frecuentes con los CR. En este sentido parece evidente que estamos asistiendo a un cambio muy rápido de los receptores de imagen sin la suficiente experiencia ni información adecuada al usuario. Son necesarios estudios más extensos para adecuar

las técnicas radiográficas a cada tipo de detector y orientar a los fabricantes y usuarios.

REFERENCIAS

- [i] Pisano, E.D., Gatsonis C., Hendrick, E., et al., Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening. *N. Engl. J. Med.* 353 (2005) 1773 a 83.
- [ii] Fischmann, A., Siegmann, K.C., Wersbe, A., et al., Comparison of full-field digital mammography and film-screen mammography: image quality and lesion detection. *Br. J. Radiol.* 78 (2005) 312 a 315.
- [iii] Bloomquist, A.K., Yaffe, M.J., Pisano, E.D., et al., Quality control for digital mammography in the ACRIN DMIST trial: Part I. *Med. Phys.* 33 (2006) 719 a 736.
- [iv] Yaffe, M.J., Pisano, E.D., Hendrick, R.E., et al., Quality control for digital mammography: Part II recommendations from the ACRIN DMIST trial. *Med. Phys.* 33 (2006) 737 a 752.
- [v] Van Engen, R., Young, K., Bosmans, H. and Thijssen, M. "European protocol for the quality control of the physical and technical aspects of mammography screening. Digital mammography." In the Fourth Edition of the European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis. European Commission (2006).
- [vi] Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR). Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Edicomplet, Madrid) (2003).
- [vii] Dance, D.R., Skinner, C.L., Young, K.C., et al., Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys. Med Biol* 11 (2000). 3225 a 3240.
- [viii] Rico, R., Muller, S., Meter, G., et al., Automatic Scoring of CDMAM: A Dose Study. *Proceedings of SPIE -- Volume 5034. Medical Imaging 2003: Image Perception, Observer Performance, and Technology Assessment*, Dev P. Chakraborty, Elizabeth A. Krupinski, Editors, (2003) 164 a 173.
- [ix] Chevalier, M., Morán, P., Fernandez, J. M., The use of phantoms to assess image quality in digital mammography. "Workshop on Physical parameters for the optimization of image quality and dose of digital images". (2001) Leuven (Belgium)
- [x] Chevalier, M., Morán, P., Fernández Soto, J.M. et al., Análisis comparativo de valores de dosis a pacientes obtenidos con dos equipos de mamografía digital. Libro de resúmenes del Congreso Nacional de Física Médica. (2005). Pamplona, España.

| CALIDAD DE IMAGEN: UMBRALES DE DETECCIÓN (μm) | | | | | | |
|--|---------------|---------------|---|---------------|--------------|---|
| Diámetro del detalle (mm) | 2,0 | 1,0 | 0,5 | 0,25 | 0,1 | |
| FP | (0,03 – 0,06) | (0,03 – 0,08) | (0,08 – 0,13) | (0,16 – 0,25) | (0,71 -1,42) | |
| CR | (0,03 – 0,03) | (0,03 – 0,06) | (0,06 – 0,16) | (0,20 – 0,36) | (1,42 -1,42) | |
| Nº DE SISTEMAS QUE VERIFICAN LAS TOLERANCIAS | | | | | | |
| FP | V. D. | 4 | 3 | 4 | 2 | 1 |
| | V. A. | | 1 | | 2 | 3 |
| CR | V. D. | 4 | 3 | 3 | 1 | |
| | V. A. | | 1 | | 2 | 3 |
| | N. V. | | | 1 | 1 | 1 |
| VALORES MEDIOS DE DOSIS GLANDULAR (mGy) (INTERVALO) | | | | | | |
| FP: 1,16 \pm 0,30 (0,86 – 1,52) | | | CR: 2,45 \pm 1,22 (1,06 – 3,8) | | | |

Tabla II. Calidad de imagen y dosis glandular obtenidos con el maniquí CDMAM.: Intervalos de umbrales de detección para cada diámetro y nº de sistemas que verifican los valores deseables (V.D.), aceptables (V.A.) y no verifican (N.V.) las tolerancias.

Área 5 Radiología de la Mama (RM)

MAMOGRAFÍA DIGITAL DIRECTA: ESTIMACIÓN DE LA DOSIS SUMINISTRADA A LAS PACIENTES COMPARÁNDOLA CON LA CALIDAD IMAGEN OBTENIDA

¹RAFAEL RUIZ-CRUCES, ²CARLOS RUIZ NUÑEZ, ²CARLOS ALONSO SIERRA, ²IGNACIO ÁLVAREZ REY Y ²CESAR RAMOS TORRES

¹Servicio de Radiodiagnóstico del H. Clínico Universitario Virgen de la Victoria. Dpto. de Radiología de la Facultad de Medicina de Málaga.

²Servicio de Radiodiagnóstico de Hospital Xanit Internacional de Benalmadena-Málaga.

A comparative study between the Average Glandular Dose and the image quality parameters obtained in 200 mammographies made in a direct-digital mammography equipment (GE Senografe DS) has been carried out. The values of AGD (average = 1.75 mGy) obtained are under the reference levels of dose recommended by current publications. Also, a comparison between the AGD and the compressed breast thickness is presented. Finally, the image quality analysis is shown by means of the utilization of two breast phantoms. The results obtained demonstrate that digital mammography equipments have advantages in the sharp visualization of structures such as nodules, microcalcifications and fibroblasts, although this visualization depends on the resolution of the equipments used in the Workstations where they will be analyzed (in this case, high-resolution monitors of 5 megapixels).

Introducción

La evolución de los sistemas convencionales de cartulina-película hacia los equipos digitales directos (Flat Panel), pasando por los digitales indirectos o conocidos como Computed radiology (CR) está siendo una realidad en los Servicios de Radiodiagnóstico de España. Sin embargo, esta actualización tecnológica conlleva paralelamente un proceso de optimización de las dosis recibidas en los pacientes que se realizan este tipo de procedimientos radiológicos [1,2].

En el caso de los equipos mamográficos digitales, es necesario optimizar estas dosis de radiación por debajo de los niveles de referencia estimados en el ámbito europeo sin olvidar la importancia de la calidad de imagen obtenida, condición "sine qua non" para que el radiólogo pueda diagnosticar cualquier alteración significativa [1-4].

La mamografía digital puede ofrecer ventajas sobre la mamografía convencional como son la posibilidad de almacenamiento de las imágenes, el envío de las mismas electrónicamente y por lo tanto la posibilidad de realizar consultas a larga distancia con otros especialistas. Asimismo, las imágenes pueden ser tratadas por el radiólogo en las estaciones de trabajo, que dependiendo de

la calidad (resolución en megapíxeles) posibilitará realizar un detallado estudio de lesiones sutiles [5]. Existen trabajos que han comparado ambos sistemas, digital y convencional, sin que se hayan determinado diferencias significativas en el número de lesiones cancerosas diagnosticadas[3].

Por lo tanto, el finalidad fundamental para que un equipo mamográfico convencional o digital detecte lesiones no solo va a depender de ajustar el kilovoltaje o el miliamperaje-segundo, sino también de optimizar la citada técnica con la calidad de imagen obtenida, cumpliendo así el criterio ALARA. El objetivo principal de este trabajo es analizar la optimización de la técnica radiológica empleada comparándola con parámetros de la calidad de imagen obtenida, para implementar este protocolo de calidad en otros equipos mamográficos de tecnología digital directa de última generación.

Material y Método

Se analizado un equipo de mamografía digital directa de General Medical Systems. Concretamente el modelo Senografe DS Digital, con tubo Maxiray 100 TH M1, ubicado

en el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Xanit Internacional (Benálmadena-Málaga).

Para calcular la capa hemirreductora (HVL) y valorar los parámetros de reproducibilidad, linealidad, precisión del mAs y analizar el control automático de la exposición (CAE) se emplearon equipos del Hospital Xanit Internacional, un Radcal 2026 (Radcal Corporation), un analizador del Kv Radcal 4082 (Radcal Corporation) y un medidor Keithley 35035 mA/mAs (Fluke Biomedical). Este equipo mamográfico DS digital permite registrar en la estación de trabajo los valores de la técnica empleada Kv, mAs, espesor de la mama comprimida y la presión (en dAn) ejercida sobre la misma, el foco empleado, la combinación objetivo/filtro (Mo/Mo; Mo/Rh; Rh/Rh), así como la estimación de la Dosis Entrada en Superficie (DES) y de la Dosis Glandular Media (DGM).

Se ha realizado a partir de la HVL y el rendimiento obtenido del equipo intercomparaciones con los valores suministrados por el equipo directamente recogidos de la estación de trabajo. Para ello, se utilizó el método de Robson et al [6] facilitado en la página web del servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Lozano Blesa de Zaragoza [7] y teniendo en cuenta el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografías (EUR 16263 EN) [8].

Un total de 200 mamografías han sido analizadas en este trabajo. Se han recopilado los valores de edad de la paciente, kv, mAs, espesor de la mama comprimida, combinación ánodo-filtro y la Dosis Glandular Media, magnitud de referencia actual en este tipo de estudios. Todo ello para proyecciones craneo-caudal (CC) y oblicua medio lateral (MLO). En todos los casos el equipo ha utilizado el control automático de exposición (CAE).

Por otro lado, se han recopilado por criterio de los radiólogos, 11 parámetros que valoran el protocolo de posicionamiento y visualización de diversas estructuras como microcalcificaciones, vasos, fibroblastos, pliegues cutáneos, etc... Para completar esta valoración de la calidad de imagen se re-

alizaron varios disparos con la técnica media obtenida tras el análisis de todos los casos con dos fantasmas mamográficos: el Mammographic Accreditation (FluKe Biomedical, RMS) y el Breast Biopsy Phantom (Victoreen, Nuclear Associates). Por último, la estación de trabajo (General Electric Medical Systems) donde se analizaron las imágenes digitales obtenidas posee una capacidad de 5 megapíxeles de resolución, lo cual permite visualizar hasta los más mínimos detalles y estructuras.

Resultados y Discusión

La media de edad de las mujeres ha sido de $55,06 \pm 12,09$ años, con un máximo de 83 años y un mínimo de 35 años.

Los valores promedio de las técnicas empleadas han sido:

- Kilovoltaje: $28,67 \pm 1,35$ kV, con un máximo de 31kV y un mínimo de 24 kV.
- Miliamperaje/segundo: $80,4 \pm 29,9$ mAs, con un máximo de 161 mAs y un mínimo de 24 mAs.

El espesor medio de la mama comprimida ha sido de $5,5 \pm 1,3$ cm, con un máximo de 8,3 cm. y un mínimo de 2,1 cm.

La DGM es el valor de referencia actual en este tipo de estudios y el establecido para una mama estándar en 2,5 mGy. El valor promedio de la DGM ha sido de $1,75 \pm 0,56$ mGy, con un valor máximo de 2,84 mGy y un valor mínimo de 0,24 mGy. El análisis por proyecciones muestra un valor más elevado en la Oblicua Medio Lateral ($1,81 \pm 0,57$ mGy) que en la proyección Craneo-caudal ($1,69 \pm 0,56$ mGy). Hay que hacer mención a que este aumento es paralelo a un incremento en el espesor de la mama comprimida en la proyección OML ($5,9 \pm 1,3$ cm.) con respecto a la proyección CC ($5,2 \pm 1,3$ cm.)

En la tabla I se muestra la estimación promedio de las combinaciones ánodo-filtro, utilizando rejilla, relacionadas con el tipo de mama que ajusta el mamógrafo de forma automática mediante el CAE, teniendo en cuenta el tipo de mama analizada.

| Espesor de la mama comprimida (mm) | Tejido adiposo | | | 50% adiposo / 50% denso | | | Tejido denso | | |
|------------------------------------|----------------|-----|-----|-------------------------|-----|-----|--------------|-----|-----|
| | Ob/FI | kVp | mAs | Ob/FI | kVp | mAs | Ob/FI | kVp | mAs |
| <30 | Mo/Mo | 25 | 32 | Mo/Mo | 26 | 28 | Mo/Mo | 26 | 36 |
| 31-40 | Mo/Mo | 26 | 36 | Mo/Rh | 26 | 45 | Mo/Rh | 27 | 50 |
| 41-50 | Rh/Rh | 28 | 50 | Rh/Rh | 29 | 56 | Rh/Rh | 29 | 63 |
| 51-60 | Rh/Rh | 29 | 56 | Rh/Rh | 29 | 63 | Rh/Rh | 30 | 71 |
| 61-70 | Rh/Rh | 29 | 71 | Rh/Rh | 29 | 80 | Rh/Rh | 30 | 80 |
| 71-80 | Rh/Rh | 29 | 80 | Rh/Rh | 30 | 90 | Rh/Rh | 31 | 80 |

Tabla I.- Se muestra las combinaciones ánodo-filtro y las técnicas utilizadas por el equipo, dependiendo del espesor de la mama comprimida.

| Espesor de la mama comprimida mm (promedio) | Proyección CC | | | Proyección OML | | |
|---|---------------|------|-------|----------------|------|-------|
| | DGM (mGy) | kVp | mAs | DGM (mGy) | kVp | mAs |
| < 30 | 0,79 | 26,5 | 32,0 | 0,95 | 26,7 | 40,5 |
| 31-40 | 1,58 | 26,8 | 72,8 | 1,34 | 26,6 | 62,8 |
| 41-50 | 1,77 | 27,9 | 82,5 | 1,93 | 28,9 | 89,6 |
| 51-60 | 1,68 | 28,7 | 78,5 | 1,74 | 28,9 | 80,2 |
| 61-70 | 1,76 | 29,2 | 79,3 | 1,72 | 29,0 | 77,2 |
| > 70 | 2,35 | 29,5 | 106,5 | 2,27 | 30,5 | 104,0 |

Tabla II.- Se muestran los valores medios de DGM dependiendo del espesor de la mama comprimida.

En la tabla II se presentan los valores promedio de la DGM, el kV y el mAs en ambas proyecciones, relacionadas con el espesor de la mama comprimida.

Como observamos, todos los valores de DGM están por debajo del nivel de referencia fijado en la actualidad. Para los intervalos de 41 hasta 60 mm de espesor de la mama comprimida, el valor promedio de DGM es mayor en la proyección OML que en la CC. A la inversa ocurre en intervalos de mayor espesor de la mama comprimida (> 61 años).

En cuanto al análisis de los parámetros de visualización y posicionamiento se observa un 100% de cumplimiento en 6 de los 11 criterios tras valorar las imágenes obtenidas en la estación de trabajo. Estos criterios hacen mención a la reproducción visualmente nítida de los tejidos glandular y adiposo retroglandular, la piel, estructuras vasculares, fibrosas y contornos de los



músculos. Por otro lado, el resto de los 5 criterios alcanzan porcentajes por encima del 50% salvo en la visualización del ángulo inframamario visible (46%) y en la no existencia de pliegues cutáneos (44%). Es importante destacar que el número de artefactos con esta tecnología digital es nulo.

Para completar el estudio de la calidad de imagen realizamos varias exposiciones sobre los dos fantasmas de mama antes citados y seleccionamos la técnica promedio en ambas proyecciones mamográficas, realizando 3 disparos en cada uno de ellos. En la tabla III, se muestran los valores promedio obtenidos con los fantasmas antes mencionados (Fluke y CIRS). Se observa que el fantoma preparado para biopsia (CIRS) presenta un valor superior de DGM que el fantoma Fluke.

| | CIRS | FLUKE | CIRS | FLUKE |
|-----------|------|-------|------|-------|
| Kv | 28 | 28 | 29 | 29 |
| mAs | 80 | 80 | 80 | 80 |
| DGM (mGy) | 1,77 | 1,88 | 1,82 | 2,02 |

Tabla III.- Se muestran los valores medios de DGM dependiendo del espesor de la mama comprimida al utilizar ambos fantasmas, con un espesor de compresión 44 mm.

En la figura 1 se observa el esquema del fantoma CIRS con la imagen expuesta a 29 kV y 80 mAs. Todas las estructuras del fantoma Fluke (nódulos, microcalcificaciones, fibroblas-

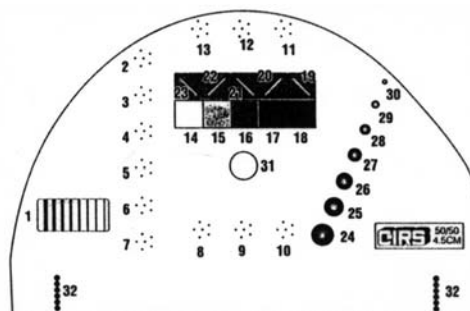
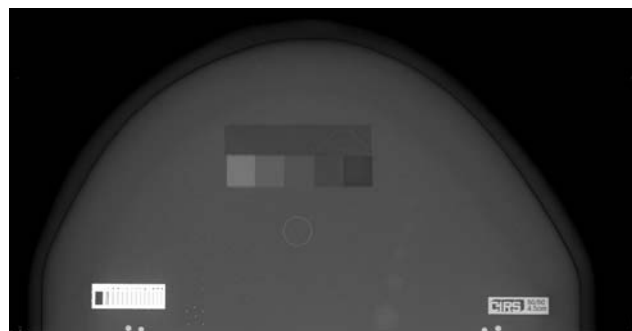


Figura 1.- Fantasmas Fluke y CIRS, este último con su esquema de estructuras simuladas.

tos, etc.) fueron perfectamente observadas por el radiólogo en la estación de trabajo. Sin embargo, en la imagen obtenida con el fantoma CIRS se distinguieron todas las estructuras, salvo el fibroblasto de menor densidad (número 23 en el esquema del CIRS).

Conclusión

Los valores de DGM, coinciden con los de otros trabajos publicados [5,9,10] y son inferiores a los valores recomendados en el Protocolo Europeo de Control de Calidad en Mamografía[8].

La calidad de imagen de estos procedimientos depende de la resolución y características técnicas de la estación de trabajo y del software de magnificación y retoque.

Bibliografía

- [1] Yaffe, M.J., Pisano, E.D., Hendrick, R.E., et al., Quality control for digital mammography: Part II recommendations from the ACRIN DMIST trial. *Med. Phys.* 33 (2006) 737 a 752.
- [2] Bloomquist, A.K., Yaffe, M.J., Pisano, E.D., et al., Quality control for digital mammography in the ACRIN DMIST trial: Part I. *Med. Phys.* 33 (2006) 719 a 736.
- [3] Fischmann, A, Siegmann, K.C, Wersbe, A., et al., Comparison of full-field digital mammography and film–screen mammography: image quality and lesion detection. *Br. J. Radiol.* 78 (2005) 312 a 315.
- [4] Pisano, E.D., Gatsonis C., Hendrick, E., et al., Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening. *N. Engl. J. Med.* 353 (2005) 1773 a 83.
- [5] Gennaro, G., di Maggio, C. Dose comparison between screen/film and full-field digital mammography. *Eur Radiol.* DOI 10.1007/s00330-006-314-2. (In press) (2006).
- [6] Robson K J. A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer. *Br J Radiol* 74 (2001), 335-340.
- [7] Rivas Ballarín, M^aA, Ruiz Manzano, P. Hoja de cálculo para la estimación de dosis a pacientes en mamografía. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Lozano Blesa de Zaragoza. Pagina web: <http://www.hcu-iblesa.es/fpro/CalDosisMamo.xls>
- [8] European protocol on Dosimetry in Mammography. EUR 16263 EN.
- [9] Chevalier, M, Moran, P., Ten, JI., Fernandez Soto, JM., Cepeda,T., Vañó, E. Patient dose in digital mammography. *Med Phys*,31 (2004) 2471 a 2479.
- [10] Gennaro, G., Baldelli, P., Taibi, A., di Maggio, C., Gambaccini, M. Patient dose in full-field digital mammography: an Italian Survey. *Eur. Radiol*, 14 (2004). 645 a 652.

ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS DE ACEPTACIÓN DE LA GAMMACÁMARA PHILIPS SKYLIGHT

C. MONTES FUENTES, Y. PREZADO ALONSO, C.J. SANZ FREIRE, C. MARTÍN RINCÓN, E. MARQUÉS FRAGUELA, E. DE SENA ESPINEL

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca

The analysis of the acceptance tests of a gamma camera is presented. These tests serve to verify the purchase specifications and to set an initial reference state as well as to guarantee an optimum state for clinical use. The tests performed on the Phillips Skilight gamma camera are the quantitative ones from NEMA as well as other qualitative ones to verify the proper working order of the equipment.

1. Introducción

Las pruebas de aceptación de la instrumentación en Medicina Nuclear aparecen contempladas en la legislación de la Comunidad Europea relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas [1].

Esta directiva europea se traspone a la legislación española en el Real Decreto 1841/1997 por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear [2] en cuyo artículo 12 se contemplan las pruebas de aceptación de la instrumentación. Se explica que dichas pruebas deberán estar detalladas en las especificaciones de compra, y deberá realizarlas el suministrador en presencia de un representante del comprador técnicamente cualificado. Los resultados deberán constar en un informe, con objeto de que sirvan de referencia para los siguientes controles de calidad. Asimismo, se especifica que los requisitos mínimos exigibles para la aceptación son el cumplimiento de las características técnicas expresadas en la oferta del suministrador y la adecuación de los resultados a los niveles y tolerancias previstas en los documentos de normalización nacionales o internacionales.

En el caso de las gammacámaras las casas comerciales expresan los parámetros técnicos de acuerdo a las normas NEMA [3]. Estas normas internacionales están consensuadas por los propios fabricantes y detallan con absoluta precisión las condiciones de adquisición de cada dato así como los maniqués, la disposición geométrica y el procesado a utilizar en cada prueba. Esta misma precisión origina que no sea práctico realizar todas las pruebas NEMA en la aceptación de una gammacámara, pues requeriría mucho tiempo y material específico.

En la práctica las pruebas de aceptación se suelen consensuar con el suministrador teniendo en cuenta tres requisitos fundamentales: en primer lugar, que sean significativas respecto a cualquier mal funcionamiento; segundo, que su realización no sea sumamente compleja en cuanto a material necesario o algoritmos de procesado; por último, que sirvan para fijar el estado de referencia de la gammacámara.

Recientemente la Agencia Internacional de la Energía Atómica (IAEA) ha publicado un documento [4] con multitud de ejemplos de problemas en la imagen de las gammacámaras y sus posibles causas. Varias de las pruebas realizadas en este trabajo han sido tomadas de este documento.

2. Material y métodos

La Gammacámara Philips Skylight es de doble cabezal sin estativo. Tiene capacidad para trabajar de forma individualizada con cada cabezal "Arm mode" o conjunta "Gantry mode". El cristal centelleador tiene un grosor de 9,5 mm. Cada cabezal esta compuesto por 55 tubos fotomultiplicadores que dan lugar a un campo de visión de 38,1 x 50,8 cm².

Se llevaron a cabo las siguientes pruebas:

(i) Uniformidad intrínseca. Evalúa la respuesta del sistema a un flujo uniforme de radiación. Se realizó siguiendo las recomendaciones dadas por el fabricante, esto es, empleando una fuente puntual de ^{99m}Tc de actividad menor de 37 MBq sobre un soporte especial que irradia al detector en condiciones intrínsecas (sin colimador). La matriz utilizada fue de 64x64 píxeles. Se recogieron 15 millones de cuentas con una ventana

del 20% centrada en el fotopico. Se valoró la uniformidad integral y diferencial en el campo total y central de visión mediante un programa propio del fabricante.

(ii) Uniformidad intrínseca sin mapa de uniformidad. El mapa de uniformidad debe mejorar la uniformidad del sistema pero no corregir posibles defectos de software o hardware del sistema[4]. Por tanto, se llevó a cabo una adquisición análoga a la del punto (i) pero sin aplicar el mapa de uniformidad. Se valoraron los mismos parámetros.

(iii) Uniformidad intrínseca con ventanas asimétricas. Cerrando la ventana de adquisición al 10% y desplazándola a la izquierda y a la derecha del fotopico se pueden apreciar problemas respecto a la hidratación del cristal centelleador o a un mal ajuste de los tubos fotomultiplicadores [4]. Se valoró visualmente que no aparezcan zonas muy calientes o frías respecto al fondo.

(iv) Uniformidad extrínseca. El procedimiento a utilizar será el mismo al realizado en la prueba de uniformidad intrínseca (i), pero empleando ahora un colimador y una fuente plana de ^{57}Co . El procesado también fue idéntico al de la prueba (i).

(v) Resolución energética intrínseca. Se valoró la resolución intrínseca en energía del sistema mediante una adquisición en condiciones intrínsecas con $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Se determinó como la anchura total a mitad de altura (FWHM) expresada como porcentaje respecto a la energía del fotopico.

(vi) Sensibilidad extrínseca. Evalúa la capacidad que tiene una gammacámara para transformar cada desintegración radiactiva en un evento observable. Se expresa en tasa de conteo por unidad de actividad, usualmente cpm/mCi. El maniquí para la adquisición consistió en una fuente de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ con menos de 37 MBq de actividad repartida en una placa "petri" rellena con agua hasta aproximadamente 3 mm de altura. La adquisición se realizó durante 5 minutos con una matriz de 256x256 píxeles. Conociendo la actividad que contiene el maniquí se obtuvo fácilmente el parámetro de sensibilidad. La prueba se realizó con los colimadores LEGP (Low energy general purpose) y LEHR (Low energy high resolution).

(vii) Resolución espacial extrínseca. Caracteriza la capacidad del sistema para determinar con seguridad la localización original, en un plano X-Y de un evento gamma. Se determina en ambos ejes X e Y. Se expresa como la FWHM de la función de dispersión lineal medida en mm. Las condiciones de adquisición fueron una fuente lineal (capilar de 0.8 mm de diámetro) conteniendo unos 100 MBq de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ colocada paralela al eje X de la gammacámara, y posteriormente al eje Y, a una distancia de 10 cm del colimador. Se realizó una adquisición de 3 Mc con una matriz 256x256 píxeles con un zoom 2,19 y colimadores LEHR. El análisis posterior se llevó a cabo en la estación de procesado ajustando el perfil obtenido a una gaussiana donde se valoró la FWHM.

(viii) Tamaño de píxel. El objeto de esta prueba es determinar el tamaño de píxel para la matriz utilizada. Se utilizaron

cuatro fuentes puntuales de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ de unos 4 MBq de actividad cada una dispuestas en un cuadrado cuyos lados son de longitud conocida y están alineados según los ejes X e Y. La adquisición se realizó a 400 kc en una matriz 1024x1024 píxeles y zoom 2,19. Se calcularon los centroides de cada fuente puntual con lo que se puede calcular la distancia en píxeles entre centroides. Como se conoce la distancia entre las fuentes en mm, es inmediato calcular el tamaño de píxel.

(ix) Centro de rotación. Pretende valorar si la corrección en el posicionamiento de las proyecciones es efectiva. La adquisición ha de ser una tomografía de una fuente puntual, de volumen menor de 0,1 ml, de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y una actividad entre 40-100 MBq. Un programa propio del fabricante valora las desviaciones del centro de rotación. Se realizó la prueba en dos situaciones, para posición relativa entre cabezales de 180° y para posición relativa 90°.

(x) Uniformidad tomográfica. Evalúa la capacidad que tiene la gammacámara para realizar imágenes tomográficas sin presencia de artefactos a lo largo de su todo su recorrido. Las condiciones de adquisición fueron un maniquí cilíndrico de 24 cm de diámetro con unos 400 MBq de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ y relleno de agua sin que queden burbujas de aire. Se realizó una adquisición tomográfica con una matriz de 64x64 píxeles, zoom 1, tiempo por proyección de 25 s y 64 ángulos por detector. El procesado consistió en realizar la reconstrucción empleando el filtro de rampa y corrección por atenuación. El análisis fue visual. No se deben apreciar defectos en forma de anillo en ninguno de los cortes transversales.

| | | UFOV | | CFOV | |
|---------------------------|-----------|----------|-------------|----------|-------------|
| | | Integral | Diferencial | Integral | Diferencial |
| Intrínseca | Cabezal 1 | 2,76 | 1,93 | 2,76 | 1,93 |
| | Cabezal 2 | 2,17 | 1,67 | 2,17 | 1,67 |
| Intrínseca sin mapa unif. | Cabezal 1 | 4,04 | 2,79 | 4,04 | 2,76 |
| | Cabezal 2 | 2,78 | 1,99 | 2,67 | 1,72 |
| Extrínseca | Cabezal 1 | 3,99 | 2,22 | 3,02 | 2,22 |
| | Cabezal 2 | 3,69 | 2,11 | 3,16 | 2,11 |

Tabla 1. Resultados numéricos de las pruebas i, ii y iv.

(xi) Registro espacial de ventana múltiple. Trata de evaluar la capacidad del sistema de posicionar eventos que se producen a distintas energías. Se realizó una adquisición intrínseca en los tres fotopicos del ^{67}Ga con un maniquí de cuadrantes sobre la gammacámara. Se utilizó una matriz de 512x512 píxeles con una ventana del 20% a 20 Mc en cada fotopico (93 keV, 184 keV y 300 keV). El procesado fue visual, con el fin de valorar que no hay pérdida de calidad en la imagen al superponer las adquisiciones de los tres fotopicos.

(xii) Estudios de cuerpo completo. Evalúa la capacidad del sistema para realizar estudios de cuerpo completo sin la presencia de artefactos. Se realizó un rastreo de cuerpo completo con la fuente plana de ^{57}Co colocada encima de una cabezal. Se realizaron perfiles longitudinales para valorar errores en la velocidad y en la formación de imagen en los extremos.

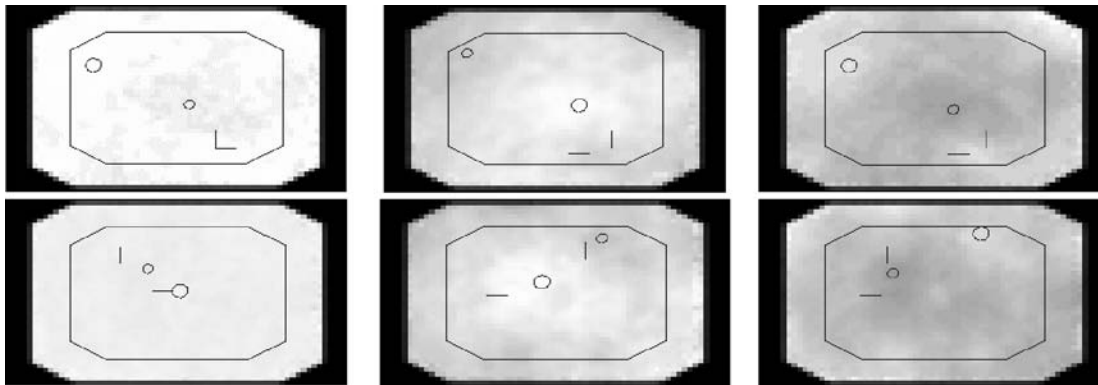


Figura 1. Imágenes obtenidas en las pruebas i (columna 1) y iii (columna 2 corresponde a ventana energética izquierda y columna 3 a la ventana derecha). La primera fila corresponde a las imágenes para el cabezal 1 y la segunda al cabezal 2.

(xiii) Estado de los colimadores. Se realizó con el colimador montado y una fuente puntual lejana, a distancia mayor de tres metros. De este modo, pueden apreciarse posibles deficiencias en la construcción del colimador como defectos en los septos o falta de alineamiento entre agujeros.

3. Resultados

(i, ii y iv) Los resultados numéricos de estas pruebas se proporcionan en la tabla 1.

(iii) Los resultados obtenidos se proporcionan en la figura 1. Se pueden observar inhomogeneidades suaves en las imágenes con las ventanas de energía desplazadas. Esto se considera absolutamente normal y en la imagen realizada con ventana de energía simétrica, no se observan estas inhomogeneidades (columna 1). Se proporciona, como ejemplo, la figura 2 que contiene imágenes análogas a las de la figura 1 para el cabezal 1 encontradas al comenzar las pruebas de aceptación. Puede observarse en estas segundas imágenes que un fotomultiplicador situado hacia la izquierda destaca por encima del resto en la imagen con la ventana de energía inferior y por debajo con la ventana de energía superior, por tanto se compensa en la adquisición realizada con ventana de energía simétrica. Estas imágenes hicieron sospechar al Servicio Técnico de un mal ajuste del balance de este tubo fotomultiplicador. Finalmente

sustituyeron la tarjeta encargada de ajustar los balances de los tubos fotomultiplicadores y se solucionó el problema.

(v) La tolerancia del fabricante es $< 9,5\%$. Se obtiene $9,2\%$ para el cabezal 1 y $8,9\%$ para el cabezal 2.

(vi) La sensibilidad obtenida para los colimadores LEGP fue de 288 y 294 cpm/mCi para los cabezales 1 y 2 respectivamente. Con los colimadores LEHR el resultado fue de 157 y 160 cpm/mCi respectivamente. Los valores especificados por el fabricante son de 256 y 146 cpm/mCi para los colimadores LEGP y LEHR respectivamente.

(vii) Para el cabezal 1, la FWHM medida fue de 7,14 mm y 7,23 mm respectivamente en los ejes X e Y. Para el cabezal 2 los valores medidos fueron 7,08 y 7,22 respectivamente para los ejes X e Y respectivamente. El valor dado de resolución espacial dado por el fabricante para el mismo colimador es de 7,4 mm.

(viii) El valor del tamaño de píxel del fabricante para la matriz y el zoom considerados es de 0,267 mm/píxel. Los valores obtenidos han sido 0,268 y 0,267 mm/píxel para el cabezal 1 y 2 respectivamente.

(ix) Las tolerancias del fabricante así como los resultados obtenidos se detallan en la tabla 2.

(x) No se aprecian defectos en forma de anillo en los cortes transversales reconstruidos.

(xi) No hay pérdida de calidad en la imagen al efectuar la suma.

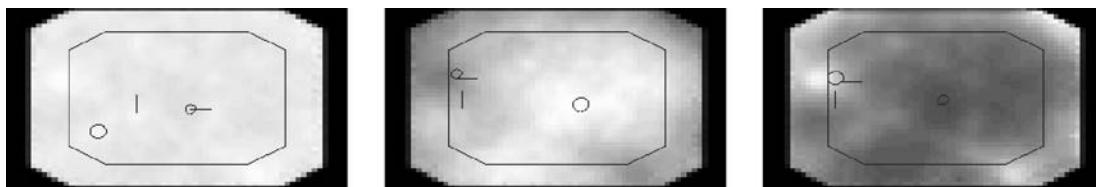


Figura 2. Imágenes obtenidas con ventana energética simétrica (izda.), desplazada a la izquierda del fotopico (central) y a la derecha del mismo (dcha.) para el cabezal 1.

(xii) A partir de las imágenes y los perfiles obtenidos se puede concluir que la velocidad del rastreo es constante y que no hay defectos en la formación de imagen en los extremos.

(xiii) Las adquisiciones obtenidas no muestran defectos reseñables para ningún colimador.

| | Tolerancia | Configuración 180° | | Configuración 90° | |
|-----------------------------|------------|--------------------|-----------|-------------------|-----------|
| | | Cabezal 1 | Cabezal 2 | Cabezal 1 | Cabezal 2 |
| Intervalo de error en X | 4,5 mm | 0,79 | 0,56 mm | 1,1 mm | 1,7 mm |
| Promedio de error en X | ± 2 mm | 0,58 | 1,00 mm | 0,45 mm | 0,16 mm |
| Rango de error en Y | 4,5 mm | 0,56 | 0,32 mm | 0,51 mm | 0,64 mm |
| Promedio de diferencia en Y | ± 2 mm | 0,377 mm | | 0,249 mm | |

Tabla 2. Tolerancias y resultados obtenidos de la prueba del centro de rotación (ix).

4. Conclusiones

Se han descrito las pruebas para la aceptación de una gammacámara que se consideran fundamentales para garantizar un estado óptimo para el uso clínico de la misma. Algunas pruebas de las descritas proporcionan resultados cuantitativos que servirán para fijar el estado de referencia inicial para los controles de calidad a efectuar. Otras pruebas proporcionan un resultado cualitativo que indicarán la aptitud del equipo para determinadas funciones, como tomografía, estu-

dios de cuerpo completo o utilización de varios fotopicos. La duración total de las pruebas de aceptación, adquisiciones y procesado de los datos, ha sido de dos jornadas. Tras las pruebas de aceptación efectuadas se puede asegurar que la gammacámara se encuentra en perfecto estado para el uso clínico.

5. Referencias

- [1] Directiva 97/43/Euratom del Consejo de 30 de junio de 1997 relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas. *Diario Oficial n° L 180 de 09/07/1997 p. 0022 - 0027*
- [2] Real Decreto 1841/1997 de 5/12/1997 por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear. *Boletín Oficial del Estado n° 303 de 19/12/1997.*
- [3] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION, NEMA standards publication NU1-2001: Performance measurements of scintillation cameras, Technical report, Washington DC, 2001.
- [4] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, IAEA quality control atlas for scintillation camera systems, Viena, Austria 2003.

CÁLCULO DOSIMÉTRICO DE LA ACTIVIDAD DE I-131 PARA TRATAMIENTO DE PACIENTES CON CANCER DIFERENCIADO DE TIROIDES (CADT). BENEFICIOS Y LIMITACIONES

¹RC CABREJAS, ²GM CHEBEL, ²AM FADEL, ³AM ROJO, ³G DELUCA, ⁴OJ DEGROSS, ²CM VALDIVIESO, ¹ML CABREJAS

¹CNEA, ²Endocrinología, Hospital Durand, ³ARN, ⁴Hospital de Clínicas (UBA).

Objective: Maximum “safe” activity calculation, that has to be administered for treatment to patients having Differentiated Thyroid Cancer (CADT). No important side effects should be produced.

Post treatment evolution was analysed..

Methodology: 23 Dosimetric studies were performed determining blood and whole body uptake curves (CE) during 5 days. Using the MIRDOSE software, the maximum “safe” activity in the whole body (CE) was calculated. The retained activity in the body (AR), 48 hs. post tracer dose, Should have been less than 2.96 GBq so as to avoid lung fibrosis.

Results: 17 patients that received activities < 11.1 GBq, had no side effects. Three patients presentes special situations: high AR, ulsers in the mouth, and plaqueto and leucopenia

Conclusions: This methodology has benefits because AT can be estimated. This was possible for 85% of the patients. When AR was high at 48 hr, AT was diminished to avoid pulmonary lesions. Tumor absorbed dose estimation, will allow the administration of AT > 11.1 GBq in the future.

Introducción

La dosis óptima de I¹³¹ para el tratamiento del carcinoma diferenciado de tiroides es motivo de controversia [1,2]. Existen dos formas de decidir la dosis a administrar: el método empírico (dosis fijas) y método de cálculo dosimétrico. La utilización de dosis fijas ha demostrado seguridad y efectividad. Sin embargo existen casos en los cuales la utilización de varias dosis “pequeñas” no resuelve la enfermedad de los pacientes dado que pueden producir daños subletales que permiten la reparación celular tumoral y producen la desdiferenciación tumoral con pérdida de la capacidad de concentrar el I131, impidiendo tratamientos posteriores. Algunas investigaciones sugieren realizar menos tratamientos pero con dosis más altas obteniéndose mejores respuestas en lo que se refiere a la evolución de la enfermedad. Para considerar esta opción de tratamiento es necesario evaluar dosimétricamente la actividad máxima que podría dañar la médula.

Objetivo

Utilizar un método de cálculo dosimétrico derivado del esquema MIRD [3], para evaluar las actividades máximas que se podrían administrar a pacientes con CADT que presentan persistencia de enfermedad, luego de varios tratamientos convencionales con yodo, sin producir efectos adversos importantes (por ejemplo, evitar la irradiación con más de 2 Gy en médula ósea). Asimismo analizar la evolución clínica de los mismos post-administración de la actividad terapéutica (AT).

Pacientes

Veinte pacientes portadores de CaDT con persistencia de enfermedad demostrada a quienes se le realizaron 23 dosimetrías. Todos con Tiroidectomía Total o Near Total y Radioablacionados con I¹³¹

Sexo: Hombres 7 - Mujeres 13. El rango de edades era 18 a 73 años. Histología: 3 Foliculares y 17 Papilares (1 de éstos era Semidiferenciado).

Tiroglobulina (Tg): entre 3.6 y > 1180 bajo TSH desenfrenada (> 30 UI/L). Las Dosis recibidas (acumuladas individualmente) oscilaban entre 100 y 1300 mCi (Media: 635,61 mCi).

Métodos

Los pacientes fueron sometidos a suspensión de hormona tiroidea (LT4). La L-T4 fue reemplazada por una dosis equivalente de T3 por un período de 4 semanas previo a la suspensión de esta última durante 2 semanas. La Tg se determinó por Quimioluminiscencia, sensibilidad: 0,3 mg/L, los ATG por RIA ultrasensible (VN < 20 UI/L) y la TSH por Quimioluminiscencia (VN: 0.5-5 mUI/L)

Diez días previos al estudio, los pacientes fueron sometidos a dieta hipoiodada y el día anterior se les efectuó medición de Tirotrófina plásmática (TSH), Anticuerpos antitiroglobulina (Tg, ATG), Ioduria de 24 hrs, Hemograma y Hepatograma. Se obtuvieron hemogramas posteriores a la AT.

Mediciones

Se realizaron curvas de retención en sangre y cuerpo entero luego de la administración de una dosis trazadora de 1.8 ± 0.2 mCi (66.6 MBq). La captación de cuerpo entero se midió utilizando una cámara gamma sin colimador a las 2, 24, 48, 72 y 96 hrs. Las muestras de sangre se midieron en contador de pozo a los mismos tiempos. A partir de estas mediciones y utilizando el programa MIRDOSE se efectuó el cálculo de los coeficientes de dosis y a partir de los mismos, la actividad máxima segura.

Adicionalmente se determinó la actividad retenida en el cuerpo entero a las 48 hs como porcentaje de la actividad terapéutica, la que debe ser menor de 80 mCi (2960 MBq) para no producir fibrosis pulmonar [4].

Resultados

Solo en 3 de los pacientes estudiados se presentaron situaciones especiales. En el resto, se administró 300 mCi (11.1 GBq) como máximo, siempre por debajo de los valores determinados por la dosimetría (Tabla 1), dado que en nuestro país la legislación no autoriza el manejo diario de más de 500 mCi (18.5 GBq). Para estos pacientes no se presentaron efectos adversos.

Análisis de los 3 pacientes especiales BF, MM, EDL.

a)BF: la dosis calculada dosiméricamente fue de 337 mCi (12.5 GBq) para evitar la mielotoxicidad, pero el conocimien-

to de la existencia de metástasis pulmonares y de un porcentaje de retención del I-131 a las 48 hs. (42.1 %), sólo permitió administrar 180 mCi (6.66GBq). Así se evitó que la retención supere los 80 mCi (2.96 GBq) en cuerpo entero a las 48 hs., condición para que no se produzca fibrosis pulmonar.

b) MM: la actividad calculada fue de 424 mCi (15.7 GBq). Se administraron 300 mCi (11.1 GBq). La paciente presentó lesiones ulcerosas en mucosa lingual y gingival. La administración de sustancias ácidas para estimular la secreción de saliva no fue suficiente para evitar estos efectos. Esto sugiere que en el futuro se tengan en cuenta, además de los principales órganos críticos, otros tejidos donde se producen efectos molestos para el paciente y de otras formas de protección bucal.

c) EDL: la actividad calculada fue de 567 mCi (21.0 GBq) pero teniendo información de que el paciente presentaba una extensa metástasis ósea en cadera, se administraron 200 mCi (7.4 GBq). A pesar de esto, el paciente presentó plaqueto/leucopenia en la 4º y 6º semanas respectivamente. La cercanía de la metástasis a la médula ósea y su gran captación, produjo este efecto. A pesar de la dificultad, es importante cuantificar las metástasis en el futuro, y estudiar su incorporación en el cálculo dosimétrico.

| Paciente | Metástasis | BCT I ¹³¹ | T hrs | AT max I ¹³¹ mCi |
|----------|------------------|----------------------|-------|-----------------------------|
| L K | Órbita Pulmón | (+) (-) | 41.0 | 572 |
| EDL | Óseas - Pulmón | (+) | 26.4 | 567/ 200 * |
| EA | Retroe sternal | (+) | 28.2 | 524 |
| AC | Mediastino | (+) | 20.0 | 719 |
| AC | Mediastino | (+) | 21.2 | 1010 |
| LA | Mediastino | (+) | 24.8 | 769 |
| CS | Pulmón | (+) | 24.6 | 540 |
| FF | ¿? | (-) | 21.7 | 832 |
| CM | Pulmón | (+) | 22.5 | 644 |
| CM | Pulmón | (+) | 12.0 | 857 |
| GF | Cuello | (+) | 20.4 | 807 |
| SH | Adp. Cervical | (+)Ac. Retinoico | 24.4 | 538 |
| LE. | Pulmón | (+) Litio | 25.9 | 565 |
| VF. | Mediastino | (+) | 25.3 | 578 |
| HB. | Mediastino | (+) Litio | 21.9 | 826 |
| MM. | Pulmón | (+) Litio | 35.2 | 424 |
| MM. | Pulmón | (+) Litio | 17.8 | 667 |
| FT | Mediastino | (+) | 33.0 | 565 |
| HP | Adp. Cervical | (+) | 34.2 | 547 |
| BF | Pulmón | (+) | 44.7 | 337/180* |
| AB | Hemi Tórax | (-) | 21.7 | 666 |
| EB | Pulmón | (+) | 26.7 | 549 |
| EF | Pulmón | (-) | 21.4 | 673 |

TABLA 1: Listado de Pacientes especificando las metástasis (Mts), Barrido corporal total (BCT), Tiempo de residencia (T), Actividad Terapéutica (AT)

* Los dos valores indican AT máxima calculada / AT administrada

Adp.: Adenopatía

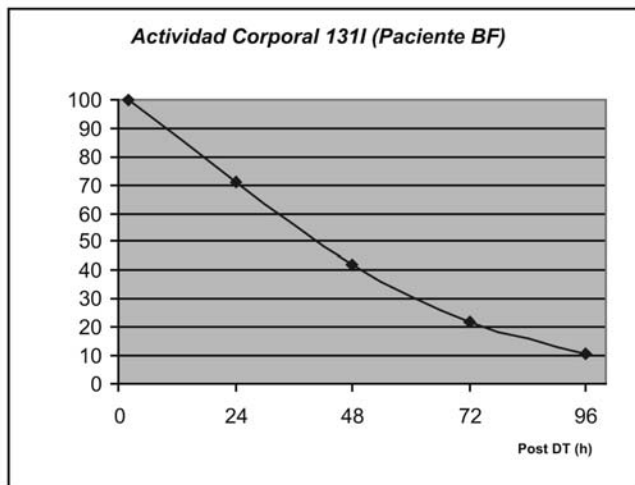


Figura 1: Dinámica de la Actividad Corporal de ^{131}I para el paciente BF

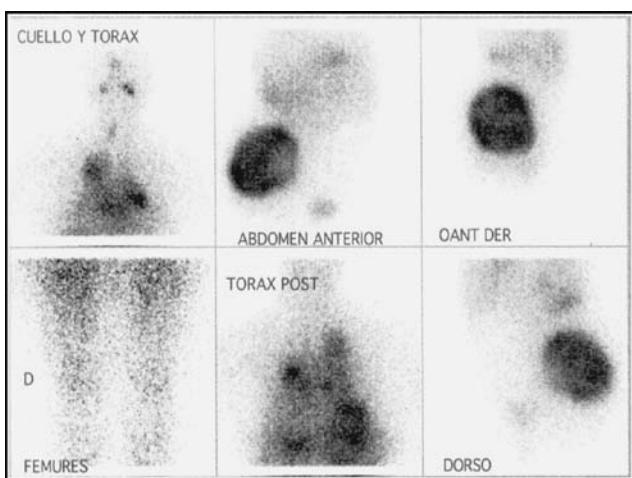


Figura 2: Rastreo Corporal total paciente EDL

Conclusiones

La metodología puede ser beneficiosa porque permite estimar una máxima actividad terapéutica tal que no se pro-

duzca daño en la médula ósea y el pulmón. En 17 de los 20 pacientes la dosimetría permitió administrar en forma segura la AT.

La determinación de una actividad retenida elevada en cuerpo entero a las 48 hs. (paciente BF), contribuyó a la decisión de disminuir la AT para evitar daños pulmonares [4,5].

Se cree necesario avanzar en el cálculo de la dosis absorbida en el tumor a fin de determinar si la administración de actividades mayores a los 300 mCi (11.1 GBq) contribuirían a la curación de estos pacientes.

Sería importante cuantificar lesiones, tanto óseas como pulmonares. Así se considerarían situaciones frecuentes, como la del paciente EDL, en las cuales las lesiones son fuentes significativas irradiando la médula ósea. Si la cuantificación fuera con técnicas tomográficas de Medicina Nuclear (SPECT), mejoraría la estimación respecto a las imágenes planares, pero esto supondría mayor tiempo de disponibilidad de los equipos de imágenes.

Otros órganos críticos, como las glándulas salivares, pueden verse afectadas de manera considerable. Es de interés poder considerarlas.

Bibliografía

- [1] D Van Nostrand et al. Dosimetrically determined Doses of Radioiodine for the treatment of metastatic thyroid carcinoma. *Thyroid* 2002; 12: 121 – 134.
- [2] D Van Nostrand et al. Side effects of “Rationale Dose” Iodine-131 therapy for metastatic well-differentiated thyroid carcinoma. *J. Nucl. Med.* 1986; 27: 1519 – 1527.
- [3] JA Siegel et al. MIRD Pamphlet No. 16: Techniques for Quantitative Radiopharmaceutical Biodistribution Data acquisition and analysis for use in human radiation dose estimates. *J. Nucl. Med.* 1999; 40: 37S – 61S.
- [4] HR Maxon et al. Radioiodine – 131 in the diagnosis and treatment of metastatic well differentiated thyroid cancer. *Endocrinol. Metab. Clin. North Am.* 1990; 19: 685 – 718.
- [5] R. Dorn et al. Dosimetry – guided radioactive Iodine treatment in patients with metastatic differentiated thyroid cancer: largest safe dose using a risk adapted approach. *J. Nucl. Med.* 2003; 44:451 – 456.

PATIENT SPECIFIC DOSIMETRY BASED IN EXCRETED URINE MEASUREMENTS

R. BARQUERO*, C. NUÑEZ+, A. RUIZ&, J. VALVERDE+ F. BASURTO#

(*): Hospital U. Río Hortega, Valladolid
(+): Fundación Jiménez Díaz, Madrid
(&): Hospital Clínico Universitario, Valladolid
(#): Doctorando Universidad de Valladolid

One of the limiting factors in utilising therapeutic radiopharmaceuticals in the I-131 thyroid therapy is the potential hazard to the bone marrow, kidneys, and other internal organs. In this work, by means of daily dose rate measurements at a point in contact of the the can with the urine excreted by the patient undergoing radio-iodine therapy, activities and associated absorbed doses in total body are calculated. The urine can is characterised by a geometric and material model for MC simulation with MCNP. Knowing the conversion factor from activity in urine to dose rate in the measurement point of the can for each filling volume, the urine and patient activity can be obtained at each measurement time. From the fitting of these activities, the time evolution, the effective half life in the patient and the cumulative whole body activity are calculated. The emission characteristics of I-131 are using after to estimate the maximum whole body absorbed dose. The results for 2 hyperthyroidism and 4 carcinoma treatments are presented. The maximum total body absorbed dose are 673 and 149 Gy for the carcinoma and hyperthyroidism. The corresponding range of T1/2)eff is 0.2 to 2.5 days (carcinoma) and 5.4 to 6.6 days (hyperthyroidism).

INTRODUCTION

As is known one of the limiting factors in utilising therapeutic radiopharmaceuticals in the I-131 thyroid therapy is the potential hazard to the bone marrow, kidneys, and other internal organs. The tolerable limits vary from patient to patient depending on the rate of excretion, volume of the kidneys and other critical organs, and other varying individual factors. Therefore it is important to determine the therapeutically effective dose for each patient. Actually dosages are estimated on the basis of glandular weight, type of disease and typical effective period values in the hyperthyroidism treatments and on the basis of glandular remnant after surgery and metastases status in the carcinoma treatments. The net effect is that large safety factors are used to compensate of the unknowns, often resulting in dosages that are too low to be clinically effective. Our group has been working in the individualised dosimetry of metabolic patient from several years. Here a new contribution from urine excreted measurement is presented.

MATERIAL AND METHODS

The data corresponding to 2 hyperthyroidism and 4 carcinoma patients undergoing I-131 therapy in the Fundación Jiménez Díaz (Madrid) has been used in the work.

In order to know the activity variations in the excreted urine and in the whole body, a dose rate measurement per day were made with a digital ionisation chamber. Every day the dose rate in a point in contact of the urine can (bottom) was measured. Measurements were carried out between 2 to 5 hours after I-131 administration and 24 h, 48h, 72 h and 96 h thereafter.

Monte Carlo simulation of the urine receptacle

The Monte Carlo code MCNPX [1] was utilized to model the urine can in order to calculate the dose rate corresponding to an unitary activity in each height considered: from 0.5 cm to 25 cm. each 0.5 cm. In Fig. 1 the geometry of the urine can is shown. Seventeen simulations were performed, one for each height filled with a water I-131 solution. In each MCNP run the photon fluence in the 2500 cm³ volume simulating the ion-

ization chamber IC at the measurement point were calculated. The photon fluence to dose conversion factors from ICRP-74 [2] were given at MCNP input to obtain specific dose rate units per unit of activity (mGy*GBq⁻¹*h⁻¹). The response matrix shown in Table I was constructed.

| Urine Heigh | coor -z | coor +z | MCNPX output microGy/des | MCNPX error | R(height) microGy/hGBq |
|-------------|---------|---------|-----------------------------|----------------|---------------------------|
| 0 | 0 | 0 | 0.00E+00 | 0.00% | 0.00E+00 |
| 25.5 | -12.75 | 12.75 | 4.66E-10 | 1.74% | 1.678E+03 |
| 23.5 | -12.75 | 10.75 | 4.95E-10 | 1.69% | 1.782E+03 |
| 23 | -12.75 | 10.25 | 5.02E-10 | 1.67% | 1.806E+03 |
| 18 | -12.75 | 5.25 | 5.84E-10 | 1.53% | 2.104E+03 |
| 15 | -12.75 | 2.25 | 6.43E-10 | 1.45% | 2.315E+03 |
| 13 | -12.75 | 0.25 | 6.88E-10 | 1.39% | 2.478E+03 |
| 12 | -12.75 | -0.75 | 7.11E-10 | 1.37% | 2.559E+03 |
| 9.5 | -12.75 | -3.25 | 7.67E-10 | 1.31% | 2.763E+03 |
| 8.5 | -12.75 | -4.25 | 7.89E-10 | 1.29% | 2.840E+03 |
| 8 | -12.75 | -4.75 | 8.00E-10 | 1.28% | 2.879E+03 |
| 6.5 | -12.75 | -6.25 | 8.31E-10 | 1.25% | 2.990E+03 |
| 6 | -12.75 | -6.75 | 8.39E-10 | 1.25% | 3.020E+03 |
| 3 | -12.75 | -9.75 | 8.85E-10 | 1.21% | 3.186E+03 |
| 2.5 | -12.75 | -10.25 | 8.90E-10 | 1.21% | 3.203E+03 |
| 2 | -12.75 | -10.75 | 8.98E-10 | 1.21% | 3.233E+03 |
| 1 | -12.75 | -11.75 | 9.08E-10 | 1.20% | 3.268E+03 |
| 0.5 | -12.75 | -12.25 | 9.24E-10 | 1.20% | 3.327E+03 |

Table I: Dose rate in the bottom of the can per unit of activity for each urine height

Activity estimations

Using this table the activity in urine can be determined for each dose rate measurement DR:

$$A_{Urine} = \frac{DR(\mu Gy / h)}{R(height)} \quad (1)$$

Then the total patient activity in each measurement time t_m must be:

$$A_{patient} = A_{admi} e^{-\lambda t_m} - A_{Urine} \quad (2)$$

Where A_{admi} is the administered activity, and λ is the I-131 decay constant.

In this way the total activity is known in the patient in each measurement time. These values were fitted to an exponential function utilising the least squares method. In the table II the fitting parameters are shown:

| Patients data | Fitting parameters to: $y=y_0 \cdot \exp(-\lambda t)$ | |
|-----------------|---|------------------------------|
| | y_0 (GBq) | λ (d ⁻¹) |
| Hyperthyroidism | 12 mCi | 0.43 |
| | 12.14 mCi | 0.36 |
| Carcinoma | 129 mCi | 4.88 |
| | 127 mCi | 4.76 |
| | 154 mCi | 5.12 |
| | 115.8 mCi | 4.47 |

Table II: Fitting parameters

Once the parameters are known the cumulative activity \tilde{A} is obtained by integration of the equation in the table II.

Patient absorbed dose

The I-131 is a gamma and beta emitter, thus the absorbed doses have two components, one for the beta radiation and the other for gamma radiation. As the beta contribution is the bigger in this work only this contribution has been estimated. The absorbed doses are estimated as:

$$D_{WB} (mGy) \cong \frac{\tilde{A}_{patient} * 183000 * 1.6 * 10^{-19} * 1000}{70} \quad (3)$$

Where 70 kg is the weight considered for the patient and 183 keV is the beta energy emitted by I-131

Effective half life

Using the exponential parameter of the fitted equation from table II, the effective half life can be estimated as:

$$T_{eff} (d) = \frac{\ln(2)}{\lambda(tableII)} \quad (4)$$

RESULTS

The patient doses and the effective half life in each treatment are shown in table III:

| Patients Data | Admin. Activity | Doses TB (mGy) | Effective Semiperiod (d) |
|----------------|-----------------|----------------|--------------------------|
| Hypertyroidism | 12 mCi | 149 | 6.6 |
| | 12.14 mCi | 103 | 5.4 |
| Carcinoma | 129 mCi | 42 | 0.2 |
| | 127 mCi | 232 | 0.9 |
| | 154 mCi | 673 | 2.5 |
| | 115.8 mCi | 57 | 0.2 |

Table III: Results

CONCLUSION

Monte Carlo simulations of the receptacle used for collect the urine excreted by the patients undergoing I-131 hyperthyroidism and carcinoma treatments can be used to estimate patient activities and doses.

This method can be generalised to other receptacles geometry (as decay tanks) and for other metabolic therapies with gamma radionuclides emitters.

REFERENCES

[1] L.S. WATERS, (Editor). "MCNPX™ - Monte Carlo N-particle Transport Code System for Multiparticle and High Energy Applications. Los Alamos National Laboratory LA-UR-02-2607, (2002).

[2] ICRP, Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. The International Commission on Radiological Protection Publication 74, Annals of the ICRP 26 (1996).



Figure 1: Geometry of the urine can

EFFECTIVE DOSES IN DIAGNOSTIC NUCLEAR MEDICINE IN BRAZIL: POSSIBILITIES OF OPTIMISATION

S. M. VELASQUES DE OLIVEIRA^{*1}, L. TAUHATA^{*}, J. L. LIPSZTEIN¹ AND E. M. BOASQUEVISQUE^{1,2}

^{*} Comissão Nacional de Energia Nuclear, Instituto de Radioproteção e Dosimetria (CNEN/IRD), Rio de Janeiro, Brazil

¹ Programa de Pós-Graduação em Biociências Nucleares, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil

² Faculdade de Ciências Médicas, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil

With the aim of analysing protection of patient in diagnostic nuclear medicine, this study present data collected from sixteen nuclear medicine public and private institutions in three regions of the country, namely Northeast, Southeast and South regions. 26,782 patients protocols were analysed, 24,371 adults and 2,411 children and teenagers. Myocardial perfusion and bone imaging were responsible, respectively, for 53% and 23% of all diagnostic procedures. For 3,010 adults with age and weight registered, 96% had more than 40 years and mean weight was (69.9 ± 14.1) kg for both genders. Due to similarities in physical characteristics between Brazilian adults patients and ICRP Reference Man, effective doses were estimated using ICRP conversion factors. For adults, the ratio “mean activities per mean weigh” was higher for female than male for the majority of procedures. For children and teenagers, this ratio was higher for younger ages. Protocols should consider mean corporal weight for female and activities may be reduced accordingly. For children and teen-agers, effective doses may be reduced for younger ages. High absorbed doses in bone surfaces of children due to ⁶⁷Ga citrate imaging and bone scintigraphies should be investigated.

1. Introduction

In Brazil, there are 231 nuclear medicine facilities, public and private, operating 485 imaging equipment (300 SPECT; 150 rectilinear scanners; 4 PET/CT and one PET advanced equipment). The main radionuclides consumed per year are: ^{99m}Tc (515 TBq); ¹³¹I iodine (45 TBq); ¹²³I iodine (266 GBq); ⁶⁷Ga (2 TBq); ²⁰¹Tl (less than 1 TBq) and ¹⁵³Sm (1 TBq). Production of ¹⁸F-FDG started in Southeast region, in São Paulo and Rio de Janeiro states in 2001 and 2003, respectively. In 2004 ¹⁸F-FDG productions were 149 GBq in São Paulo and 154 GBq in Rio de Janeiro. Data was collected from public and private nuclear medicine installations in three regions of the country, namely Northeast, Southeast and South regions. The three chosen regions, with 147 million inhabitants (85% of total population), are responsible for 92% of radiopharmaceuticals consumption and imaging equipment in the country [1].

2. Materials and Methods

Data was collected from sixteen institutions. Criteria for inclusion were: (i) institutions representing Northeast, Southeast and South regions; (ii) at least one installation from the state capital and one from the countryside, in the main states (iii) at least one public installation and one private installation in the most populous cities. Each institution had to inform: number of procedures, activities used, number of adult patients per gender and age for children and teen-agers of both genders. Eight selected institutions registered individual patients data: gender, age, weight, height and activities used for all procedures performed in one year. In four of these institutions, the researcher collected data personally [1].

It was used T test for homogeneity of independent samples (male and female) and Pearson correlation for “age”, “activities used”, “corporal mass” and “height”, adopting “activity” as independent variable and the others as dependent. It was

used SPSS for Windows v. 10.0 linear regression “stepwise”, with $F \leq 0.050$, excluding all values with $p \geq 0.10$. It was used descriptive analysis for comparing “mean activities used” per procedure and gender. Due to similarities in physical characteristics between Brazilian adults patients and ICRP Reference Man [2], it was used ICRP dose conversion factors [3], [4] for absorbed doses to organs and effective doses. For children and teen-agers, the following criteria were analysed per procedure: (i) weighting corporal weight of children related to activities used for adults [5]; (ii) minimum and maximum activities [6]; (iii) activity per mean corporal weight [7] and (iv) activity per levels of age [1].

3. Results and discussion

3.1. Adults

For adults, the most frequent diagnostic procedures were: myocardial imaging (53%); bone imaging (23%); renal imaging (8%); thyroid studies (7%) and lung perfusion studies (3%). For other procedures frequency was less than 1%. Some procedures were most frequent for a special gender: thyroid, liver and spleen studies and bone imaging with, respectively, 84%, 70% and 57% for female, and ^{67}Ga citrate and myocardial perfusion imaging, with, respectively, 65% and 52% for male [1].

There were studied 24,371 adults protocols, which 11,130 were male (46%), 12,318 female (50%) and 923 (4%) had no gender identification in records. For 3,010 adults which age was registered, 118 patients (4%) had more than 17 until 40 years, 1,299 (43%) had more than 40 until 60 years and 1,593 (53%) had more than 60 years. For the role group, mean age was (56.8 ± 14.5) years, ranged from 18 to 101 years. For myocardial perfusion, mean age was (60.3 ± 11.8) years. For renal and thyroid studies, patient mean age was, respectively, (47.3 ± 15.4) years and (47.1 ± 14.9) years. Individual weight was registered in 3,009 adults (less than 11%) and mean weight was (69.9 ± 14.1) kg for both genders. For myocardial perfusion scintigraphy, mean weight was (71.5 ± 14.5) kg, with (79.6 ± 13.0) kg and (66.8 ± 12.6) kg for male and female, respectively. Individual height was registered in 2,070 adults and mean height was (1.61 ± 0.08) m for both genders. There was no correlation (Pearson) between activities used and “age”, “weigh” and “height” and week correlation between “activities”, “weight” and “height” ($r=0.486; p<0.01$). Female ratio “mean activities per mean weight” was greater than male because females had lower corporal weight and activities used were equal for both genders (Figure 1). For bone scintigraphy with ^{99m}Tc MDP, ratio was (15.5 ± 2.4) MBq/kg and (17.9 ± 3.4) MBq/kg, for male and female, respectively. For myocardial perfusion (1 day protocol), there were noticed differences not only for male and female, but between public and private installations: for public (18.3 ± 3.5) MBq/kg and (20.0 ± 5.1) MBq/kg and for private (14.5 ± 2.4) MBq/kg and (18.3 ± 3.5)

MBq/kg, respectively for male and female. For renal scintigraphy with ^{99m}Tc DTPA, there were noticeable differences for public and private installations, which mean activity per mean weight was (9.3 ± 5.6) MBq/kg and (4.1 ± 0.9) (MBq/kg), respectively.

Main mean effective doses were noticed for: myocardial perfusion with ^{201}Tl (26.9 ± 3.8) mSv and ^{99m}Tc Sestamibi (9.7 ± 0.9) mSv; brain perfusion (7.3 ± 0.9) mSv, bone scintigraphy with ^{99m}Tc MDP (5.6 ± 1.0) mSv and parathyroid imaging with ^{99m}Tc Sestamibi, (6.3 ± 1.5) mSv (Table I). For ^{67}Ga citrate imaging ($n=350$), mean effective dose was (18.6 ± 8.0) mSv, and there were noticeable differences between private and public installations, respectively (29.7 ± 2.7) mSv and (18.0 ± 7.7) mSv.

All other procedures had effective doses below 5 mSv, similar to literature [5], [7].

| Procedures/ Radiopharmaceuticals | n | Effective dose (mSv) | |
|---|--------|----------------------|----------|
| | | Present work* | Ref. [5] |
| Bone scintigraphy ^{99m}Tc MDP | 5,217 | 5.6 ± 1.0 | 3 -5 |
| Brain perfusion ^{99m}Tc ECD | 244 | 7.3 ± 0.9 | 5 |
| Myocardial perfusion scintigraphy | 12,875 | | |
| ^{99m}Tc Sestamibi (1 day) | 10,599 | 9.7 ± 1.2 | - |
| ^{99m}Tc Sestamibi (2 days) | 985 | 7.6 ± 0.6 | 4-5 |
| ^{201}Tl | 12 | 26.9 ± 3.8 | 18 |
| Thyroid image ^{99m}Tc pertechnetate | 465 | 5.0 ± 1.0 | 1 |
| Parathyroid image ^{99m}Tc Sestamibi | 58 | 6.3 ± 1.5 | 11 |
| ^{67}Ga citrate (inflammation imaging) | 350 | 18.6 ± 8.0 | 17 |

Table I – Number of procedures (n) and mean effective doses (mSv) for adults in present work and literature [5] ($n=19,209$)

* $p < 0.05$

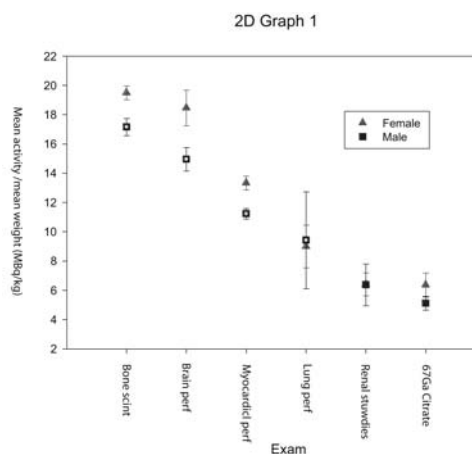


Figure 1. Mean activities per mean weight (MBq/kg) per gender for adults per exam.

The uncertainty is expressed by confidence interval of 95% ($n=2,566$).

3.2. Children and teen-agers

Among children, most frequent procedures were: bone imaging (37%); renal imaging (18%); ^{67}Ga citrate tumour or abscess imaging (12%); myocardial imaging (9%); lung perfusion studies (9%); whole body scanning (7%); liver and spleen studies (2%); brain perfusion imaging (2%), thyroid studies (2%) and testes imaging (1%). Other procedures contributed with less than 2% [1].

There were studied 2,411 children protocols, which 1,286 were male (53%), 992 female (41%) and 133 (6%) had no identification. Per age, 208 had between 0 and 1 year (8%), 305 had more than 1 until 2 years (13%), 607 had more than 2 until 7 years (25%), 669 had more than 7 until 12 years (28%) and 466 had more than 12 until 17 years (18%). Age was not registered in 156 children (6%). Individual weight was registered in 257 patients (less than 11%) and mean corporal weight for all age intervals was compatible with Cristy simulators [3]. It was noticed a great dispersion in corporal weight between 12 and 17 years (29.3-75.0 kg). There was no correlation between “activities” and “age” and “weight” and strong correlation between “age” and “weight” ($r=0.812$; $p<0.05$). Current protocols [7], [9] recommend standardized mean activities per mean weight for all ages. However, in the present study, mean activities per mean weight were higher for younger ages (Figure 2). For 1 year, effective doses were greater than literature [9] (Table II). For 5 years, differences were noticed between present work and literature [9] for bone scintigraphy with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MDP, respectively (7.2 ± 1.7)mSv and 2,7 mSv, thyroid scintigraphy with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ pertechnetate, respectively (4.8 ± 1.8) mSv and 1.2 mSv and ^{67}Ga citrate, respectively (29.2 ± 1.2) mSv and 21 mSv (Table II). Other procedures had effective doses below 5 mSv. For myocardial perfusion with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Sestamibi, effective doses were lower than literature [9] for 5 years (Table II). Absorbed doses in bone surfaces for ^{67}Ga citrate imaging and bone scintigraphy with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MDP were, respectively, (386.3 ± 107.6) mGy and (196.6 ± 102.9) mGy for 1 year and (194.8 ± 24.3) mGy and (112.4 ± 27.1) mGy for 5 years.

4. Conclusion

There are possibilities of optimisation: (i) protocols should consider mean corporal weight for female patients and activities may be reduced accordingly and (ii) for children and teen-agers, mean activities per corporal weight may be reduced for younger ages, taken into account image quality and eventual sedation. It should be investigated: (i) activities of ^{67}Ga citrate imaging used in private installations, probably allowing more time per procedure; (ii) absorbed doses in bone surfaces of children due to ^{67}Ga citrate imaging and bone scintigraphy; (iii) absorbed doses to sensitive organs (uterus, ovaries, breasts

and thyroid) of female patients ranging from 18 to 40 years (less than 4% of the hole group).

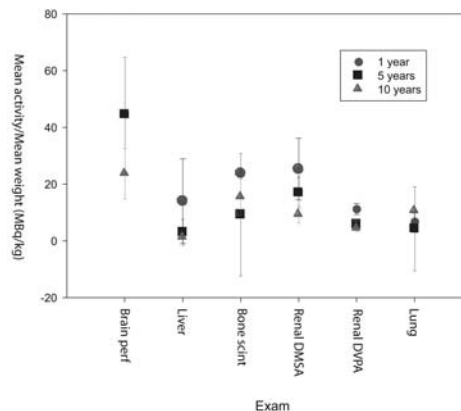


Figure 2 - Mean activities per mean weight (MBq/kg) for children per exam.

The uncertainty is expressed by confidence interval of 95% ($n=162$).

| Procedures/Radiopharmaceuticals | 1 year (mSv) | | 5 years (mSv) | |
|--|------------------|----------|------------------|----------|
| | Present work* | Ref. [9] | Present work* | Ref. [9] |
| Bone scintigraphy $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MDP | 10.0±5.2 | 2.8 | 7.2±1.7 | 2.7 |
| Renal imaging $^{99\text{m}}\text{Tc}$ DMS A | 3.3±1.6 | 0.7 | 2.2±0.6 | 0.8 |
| Renal imaging $^{99\text{m}}\text{Tc}$ DTPA | 3.2±1.0 | 0.3 | 2.0±1.0 | 0.4 |
| Renogram $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MAG-3 | 1.8±0.7 | 0.3 | 1.3±0.5 | 0.6 |
| Liver and spleen imaging with $^{99\text{m}}\text{Tc}$ sulphur colloid | 3.2±0.9 | 0.8 | 1.7±0.6 | 0.8 |
| Lung perfusion $^{99\text{m}}\text{Tc}$ MAA | 4.1±1.4 | 1.3 | 2.5±0.2 | 1.2 |
| Myocardial perfusion $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Sestamibi | 5.9 [†] | 4.9 | 3.1 [†] | 5.7 |
| Thyroid image $^{99\text{m}}\text{Tc}$ pertechnetate | - | - | 4.8±1.8 | 1.2 |
| ^{67}Ga citrate (inflammation imaging) | 47.6±13.2 | 18 | 29.2±1.2 | 21 |

Table II- Mean effective doses (mSv) for children of 1 and 5 years in present work and literature [9]

5. References

- [1] VELASQUES DE OLIVEIRA, S.M, Procedimentos, atividades e doses no ciclo da medicina nuclear no Brasil, Doctorate thesis, Rio de Janeiro State University, Rio de Janeiro (2005).
- [2] Report to the Task Group Reference Man, Publication 23, Annals of ICRP, Oxford Pergamon Press (1975).
- [3] Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. Publication 53, Annals of ICRP, v. 18, n. 1-4, Oxford Pergamon Press (1987).
- [4] Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals. Publication 80, addendum to ICRP Publication 53, Annals of ICRP, v. 22, n.3, Oxford Pergamon Press (1998).
- [5] Notes for guidance on the clinical administration of radiopharmaceuticals and use of sealed sources administered, Radioactive Substances Advisory Committee (ARSAC), Nuc. Med. Comm, v. 21 (2000).

- [6] PIEPSZ A; HAHN K; ROCA I et al. A radiopharmaceuticals schedule for imaging in paediatrics. European Association of Nuclear Medicine Paediatric Task Group. Eur. J. Nucl. Med. 17:127-129 (1990).
- [7] Guidelines of Society of Nuclear Medicine (SMN), USA (1997).
- [8] Medical Radiation Exposures (Report to the General Assembly with annexes, vol. 1, annex D), United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, United Nations, New York (2000).

- [9] STABIN M.G., GELFAND G. Dosimetry of pediatric nuclear medicine procedures. The Quarterly J. Nucl. Med., v. 42, n. 2, p. 93-112 (1998).

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors thank to Dr. D. Zouain (IPEN/CNEN/SP), M.Sc. A.M. Braghirolli and Dr. J.C. Suita (IEN/CNEN, RJ), Dr. D.S. Santos and Dr. P.G. Cunha (IRD, RJ), M.Sc. M. Santos (CRCN/CNEN) and the staffs of collaborating institutions, in special Dr. S. Rozemblum

DOSIS A PACIENTES PEDIÁTRICOS POR ESTUDIOS DE MEDICINA NUCLEAR EN CANARIAS

¹J. HERNANDEZ-ARMAS; ¹A. CATALÁN ACOSTA; ¹A. GONZÁLEZ DÍAZ; ²M. AFONSO SEGADO; ²M.A. GÓMEZ y ³M.J. HERNÁNDEZ BRIZ

¹ Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Canarias. La Laguna. Tenerife

² Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario de Canarias. La Laguna. Tenerife.

³ Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Materno-Infantil. Las Palmas de Gran Canaria.

A large amount of information about Nuclear Medicine procedures on paediatric patients in Canary Islands has been compiled here. The aim of this work has been to find out the radiation exposure of these patients to evaluate the radiological impact which is caused by this type of medical practice. Thus, the effective dose to the patients of the big Hospitals of the Canaries was calculated. The information corresponding to 1920 procedures made to patients less than 15 years old during 2001 and 2006 was used for this purpose. The most frequent procedure was renal studies (56%) follow by pulmonary (17%) and bone studies (7.6%). The range of effective dose was 0.06 mSv to 44 mSv. The effective collective dose was 7.11 man-Sv. The main contributors to the collective dose were the procedures made with gallium citrate followed by renal studies.

INTRODUCCIÓN

El uso in vivo de sustancias radiactivas no encapsuladas con fines de diagnóstico médico (Medicina Nuclear) ocupa el segundo puesto dentro de las causas de irradiación de los seres humanos debido a fuentes artificiales [1].

La determinación de las dosis de radiación recibidas por pacientes de Medicina Nuclear, ha generado una gran cantidad de investigaciones y publicaciones [2, 3, 4, 5,6]. Estos trabajos han culminado, en el momento actual, en poner a punto procedimientos sofisticados de medida de dosis y de cálculo de las mismas mediante algoritmos basados, en general, en la aplicación de técnica de Monte Carlo.

Las dificultades propias de la dosimetría interna y la relativamente escasa incidencia de estudios de medicina nuclear en la dosis media a las personas, ha ocasionado un esfuerzo menor en esta especialidad que en Radiodiagnóstico, para dar valores individualizados de dosis para cada paciente en cada tipo de examen.

Sin embargo, la percepción del riesgo radiológico ligado al uso de sustancias radiactivas en Medicina, es mucho más acentuado que el ligado al uso de los rayos X. Debido a ello, es frecuente realizar registros del número y características de los estudios realizados. Este es, justamente, el primer paso pa-

ra establecer el impacto radiológico ocasionado a una población por el uso de sustancias radiactivas en Medicina.

Si bien los estudios de Medicina Nuclear se realizan sobre todo en pacientes adultos, el número de exploraciones a niños no es despreciable debido a los indudables beneficios que de tales estudios se derivan del diagnóstico, con este medio, de determinadas patologías en pacientes pediátricos. Las características de los estudios de Medicina Nuclear y la sensibilidad de los organismos de los niños a la acción de las radiaciones, obliga a disponer de un claro conocimiento de la situación en cada lugar [7] para poner en práctica las medidas adecuadas que permitan reducir las dosis a la población pediátrica tanto como sea posible (ALARA).

El principal objetivo de este trabajo ha sido realizar una recogida de información que permita:

a) Conocer el número y tipo de estudios de Medicina Nuclear realizadas a pacientes pediátricos en Canarias (2.000.000 de habitantes), que se realizan en los Servicios de Medicina Nuclear de dos de los más importantes Hospitales de esta Comunidad: el Hospital Universitario de Canarias en Tenerife (HUC) y el Hospital Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria.

b) Estimar la dosis de radiación recibida por estos pacientes. Para ello, es necesario identificar las características precisas de

pacientes y exploraciones y usar un procedimiento para estimar las magnitudes dosimétricas correspondientes a los estudios analizados. Se ha usado como magnitud representativa la dosis efectiva, siguiendo así el procedimiento habitualmente usado [8], debido a la facilidad que proporciona esta magnitud para comparar exposiciones de pacientes sometidos a distintas exploraciones médicas con radiaciones.

PACIENTES Y MÉTODO

La información manejada se obtuvo de los datos correspondientes de los Servicios de Medicina Nuclear de los Hospitales indicados durante el periodo 2001-2005. (En el caso del Hospital Materno Infantil, los datos corresponden al periodo 2004-2006).

Las exploraciones estudiadas se realizaron a 1920 pacientes de edades comprendidas entre 0 y 15 años. La distribución numérica de los estudios se presenta en la Figura 1.

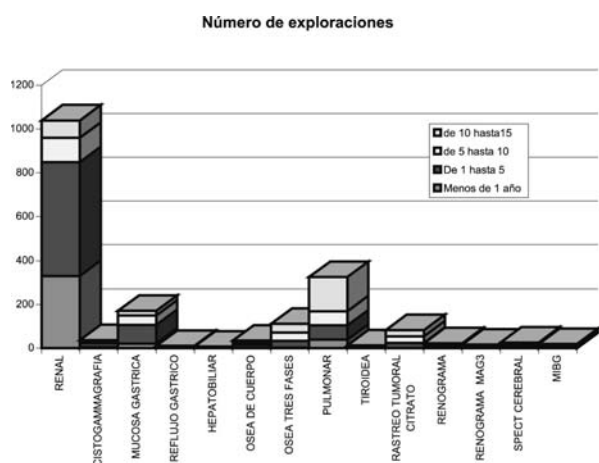


Figura 1. Exploraciones de Medicina Nuclear Pediátrica en Canarias (2001-2005).

Como no se disponía del peso individualizado para cada paciente, se han utilizado los datos estadísticos de la distribución de la población infantil de Canarias, según grupos de edad. En base a esta consideración y utilizando los protocolos usados en los Servicios de Medicina Nuclear participantes en este estudio, se calculó la actividad administrada en cada grupo de edad a cada paciente.

Las dosis efectivas debidas al uso de los distintos radiofármacos, se han calculado utilizando los factores de ponderación (mSv/MBq) propuestos en la ICRP 80 para los radiofármacos utilizados.

A partir de la dosis efectiva y del conocimiento de la población analizada, se ha obtenido la dosis efectiva colectiva que

debe considerarse como un índice del impacto radiológico a la población infantil de Canarias debido al uso de sustancias radiactivas en Medicina Nuclear Diagnóstica [9,10].

RESULTADOS

En la Tabla 1 se presenta el número de cada tipo de examen de Medicina Nuclear realizado, así como la distribución porcentual de los pacientes por grupos de edad. En cada grupo de edad se muestra, además, la actividad media administrada y la dosis efectiva.

La máxima frecuencia corresponde a los exámenes renales: 55%, seguidos por las gammagrafías pulmonares, 17% y los estudios óseos 7.6%.

En total, se dan datos para los 14 procedimientos de Medicina Nuclear de los que se ha obtenido información y que presentan más del 98% del total de los estudios de Medicina Nuclear realizados a pacientes pediátricos en Canarias.

En la Tabla 2 se dan los valores de dosis colectivas correspondientes a cada grupo de edad y para cada procedimiento. Puede observarse que el grupo de niños de edad <1 año es el que tiene una menor frecuencia de exámenes y, en consecuencia, también lo es el valor de dosis efectiva colectiva. La posición opuesta es la correspondiente a los niños del grupo de edad 1 a 5 años.

La distribución porcentual de las dosis efectivas colectivas por procedimiento se representa en la Figura 2. En ella no figura la exploración de rastreo tumoral con citrato de galio por su muy alto valor de dosis colectiva debido a que su realización implica la administración de una gran cantidad (relativamente) de actividad de radiofármaco.

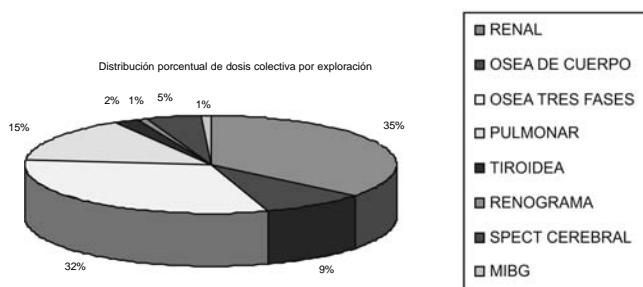


Figura 2. Distribución porcentual de dosis efectivas colectivas por exploración en Medicina Nuclear Pediátrica en Canarias.

DISCUSIÓN

Este trabajo confirma la opinión previa de los especialistas, acerca de que la mayor frecuencia de estudios de Medicina

| Exploración | % P | A (MBq) | E(mSv) | % P | A (MBq) | E(mSv) | % P | A (MBq) | E(mSv) | % P | A (MBq) | E(mSv) | % Niños | % Niñas | Total |
|-------------------------|-----|---------|--------|-----|---------|--------|-----|---------|--------|-----|---------|--------|---------|---------|-------|
| RENAL | 32 | 30 | 1,10 | 50 | 67 | 1,40 | 11 | 98 | 1,47 | 8 | 131 | 1,44 | 55 | 45 | 1039 |
| CISTOGAMMAGRAFIA | 13 | 6 | 0,30 | 50 | 13 | 0,67 | 25 | 20 | 0,98 | 13 | 26 | 1,31 | 40 | 60 | 37 |
| MUCOSA GASTRICA | 13 | 1 | 0,06 | 50 | 2 | 0,13 | 25 | 2 | 0,19 | 13 | 3 | 0,26 | 50 | 50 | 171 |
| REFLUJO GASTRICO | 23 | 2 | 0,09 | 30 | 4 | 0,20 | 11 | 6 | 0,29 | 37 | 8 | 0,39 | 63 | 37 | 11 |
| HEPATOBILIAR | 57 | 30 | 0,80 | 29 | 67 | 1,80 | 14 | 98 | 2,65 | 0 | 131 | 3,55 | 90 | 10 | 8 |
| OSEA DE CUERPO | 5 | 118 | 3,20 | 39 | 266 | 7,19 | 30 | 392 | 10,59 | 25 | 525 | 14,19 | 52 | 48 | 35 |
| OSEA TRES FASES | 2 | 118 | 3,20 | 28 | 266 | 7,19 | 34 | 392 | 10,59 | 35 | 525 | 14,19 | 60 | 40 | 112 |
| PULMONAR | 12 | 24 | 1,49 | 20 | 53 | 1,81 | 20 | 78 | 1,80 | 48 | 105 | 1,68 | 55 | 45 | 326 |
| TIROIdea | 15 | 30 | 2,34 | 19 | 67 | 5,26 | 45 | 98 | 7,75 | 21 | 131 | 10,38 | 35 | 65 | 13 |
| RASTREO TUMORAL (Ga-67) | 0 | 59 | 37,89 | 30 | 133 | 43,96 | 35 | 196 | 39,22 | 35 | 263 | 34,15 | 55 | 45 | 83 |
| RENOGRAMA | 22 | 59 | 0,95 | 33 | 133 | 1,20 | 14 | 196 | 1,61 | 31 | 263 | 1,63 | 67 | 33 | 23 |
| RENOGRAMA MA G3 | 38 | 30 | 0,56 | 29 | 67 | 0,73 | 25 | 98 | 0,98 | 8 | 131 | 1,02 | 62 | 38 | 17 |
| SPECT CEREBRAL | 4 | 118 | 5,80 | 38 | 266 | 7,19 | 42 | 392 | 6,67 | 15 | 525 | 5,78 | 63 | 37 | 26 |
| MIBG | 0 | 32 | 1,09 | 50 | 72 | 1,37 | 33 | 106 | 2,01 | 17 | 142 | 2,13 | 100 | 0 | 19 |

Tabla 1. Actividades administradas y dosis efectiva a la población pediátrica por grupos de edad
P: Paciente; A: Actividad Administrada; E: Dosis Efectiva

| Exploración | Menos de 1 año | De 1 hasta 5 años | de 5 hasta 10 años | de 10 hasta 15 años | Total Sv-Pers |
|-------------------------|----------------|-------------------|--------------------|---------------------|---------------|
| RENAL | 3,62E-01 | 7,24E-01 | 1,64E-01 | 1,15E-01 | 1,36 |
| CISTOGAMMAGRAFIA | 1,37E-03 | 1,23E-02 | 9,07E-03 | 6,07E-03 | 0,03 |
| MUCOSA GASTRICA | 1,25E-03 | 1,12E-02 | 8,28E-03 | 5,55E-03 | 0,03 |
| REFLUJO GASTRICO | 2,23E-04 | 6,55E-04 | 3,41E-04 | 1,60E-03 | 0,00 |
| HEPATOBILIAR | 3,65E-03 | 4,11E-03 | 3,03E-03 | 0,00E+00 | 0,01 |
| OSEA DE CUERPO | 5,99E-03 | 9,89E-02 | 1,13E-01 | 1,24E-01 | 0,34 |
| OSEA TRES FASES | 6,93E-03 | 2,29E-01 | 4,06E-01 | 5,64E-01 | 1,20 |
| PULMONAR | 5,84E-02 | 1,18E-01 | 1,18E-01 | 2,63E-01 | 0,56 |
| TIROIdea | 4,59E-03 | 1,29E-02 | 4,56E-02 | 2,80E-02 | 0,09 |
| RASTREO TUMORAL (Ga-67) | 0,00E+00 | 1,11E+00 | 1,13E+00 | 9,86E-01 | 3,23 |
| RENOGRAMA | 4,84E-03 | 9,19E-03 | 5,14E-03 | 1,14E-02 | 0,03 |
| RENOGRAMA MA G3 | 3,59E-03 | 3,63E-03 | 4,17E-03 | 1,45E-03 | 0,01 |
| SPECT CEREBRAL | 5,80E-03 | 7,19E-02 | 7,33E-02 | 2,31E-02 | 0,17 |
| MIBG | 0,00E+00 | 1,30E-02 | 1,28E-02 | 6,75E-03 | 0,03 |
| Total | 0,46 | 2,42 | 2,09 | 2,14 | 7,11 |

Tabla 2. Dosis colectiva (Persona-Sievert) por exploración y grupo de edad

Nuclear Pediátrica corresponde a exploraciones renales. Esto es debido a la gran utilidad de esta exploración en los problemas urológicos de estos pacientes, que tienen una prevalencia relativamente alta debido a la frecuencia de infecciones urinarias en niños. De entre los estudios renales, ocupa el primer lugar la gammagrafía con DMSA por su gran utilidad para evaluar el estado del parénquima renal.

Se ha demostrado que aunque el rastreo tumoral con citrato de galio tiene una frecuencia relativa de realización de sólo un 4.3%, mucho menor que la renal que es de un 56%, la contribución a la dosis efectiva colectiva de la primera llega a ser de un 45.4% frente a un 19% de la segunda.

AGRADECIMIENTO

Los autores desean agradecer la colaboración prestada por los Servicios de Medicina Nuclear del Hospital Universitario de Canarias en Tenerife y del Hospital Materno-Infantil de Las Palmas de Gran Canaria. Asimismo, agradecen la colaboración de D. Juan García-Granados, Jefe del Servicio de Física Médica del Hospital Insular de Las Palmas y del Dr. Francisco Hernández, del Laboratorio de Física Médica de La Laguna.

REFERENCIAS

- [1] UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION- Sources and Effects of Ionizing Radiation – UNSCEAR- Report to the General Assembly, with Scientific Annexes, New York,(1988).
- [2] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceutical, ICRP Publications 53 and 80, Oxford, Pergamon Press, 1987 and 1998.
- [3] CURTI,AR; GATICA,NA y MELIS,HJ.: “Resultados de una encuesta sobre actividad de radiofármacos administrada a pacientes en prácticas de medicina nuclear”. VI Congreso Argentino de Protección Radiológica y Seguridad Nuclear. Buenos Aires, Argentina, 1998.
- [4] BRUGMANS, JP; WILHELMINA, CA; GELEIJNS J; LEMBRECHTS, J: “Population exposure to diagnostic use of ionizing radiation in the Netherlands”. Health Physics 82 (2002) 500-509.
- [5] SHORE, RM and HENDEE, WR: “Radiopharmaceutical dosage selection for pediatric nuclear medicine” Journal of Nuclear Medicine, Vol27 Issue 2 (1998) 287-298.
- [6] HAUSAK, V; PETROVA, K ; PROUZA, Z ; MYSLIVECEK, M: “Medical radiation exposure of the Czech republic pediatric population due to diagnostic nuclear medicine”. Nucl. Med. Rev. Cent. East Eur. 3 (2003); 143-147.
- [7] “Q&A: PERSPECTIVE ON PEDIATRIC NUCLEAR MEDICINE” Interview to Michael J. Gelfand. The Journal of Nuclear Medicine, Vol 47, No.4, 22N-23N (2006).
- [8] TENDERO, K: “Estimation des doses moyennes délivrées en pédiatrie nucléaire ».Médecine Nucléaire – Imagerie fonctionnelle et métabolique, vol25, no.4, 201-206 (2001).
- [9] BACHER,K ; THIERENS, HM : « Accuracy dosimetry : an essential step towards good clinical practice in nuclear medicine ». Nuclear Medicine Communications 26(7): 581-586 (2005).
- [10]INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources – Safety Series No. 115 – IAEA, Vienna (1996).

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE Y SISTEMA DE VERIFICACIÓN PORTAL EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA

MONROY ANTÓN, JL*; NAVARRO BERGADÁ, A*; LÓPEZ MUÑOZ, M.*; BORREDÁ, V**;
GAITÁN, A**;
MASIÁ, MA**;
CAMARASA, C**;
SOLER TORTOSA, M*.

Monroy Antón, JL*; Navarro Bergadá, A*; López Muñoz, M.*; Borredá, V**;
Gaitán, A**;
Masiá, MA**;
Camarasa, C**;
Soler Tortosa, M*.

Los sistemas de simulación virtual, planificación tridimensional y verificación portal suponen mejoras técnicas en el tratamiento con radioterapia externa. Estos tres elementos o herramientas permiten disminuir las dosis recibidas por órganos críticos. En nuestro estudio objetivamos un escaso número de modificaciones en las verificaciones de tratamiento, interpretando este hecho como una mejora en la protección radiológica del paciente sometido a radioterapia externa

1. INTRODUCCION

En el tratamiento de patologías con radioterapia externa, el binomio simulación virtual-planificación tridimensional ha supuesto un avance, ya que permite proteger los órganos críticos evitando dosis innecesariamente altas sobre dichos órganos, y suponiendo, por tanto, una mejora en la protección radiológica del paciente. A su vez, el sistema de verificación portal permite corregir o modificar la posición de los campos de tratamiento de forma que coincidan con lo diseñado previamente en la simulación-planificación tridimensional.

2. OBJETIVO

El objetivo ha sido analizar, desde el punto de vista de la protección radiológica del paciente, la incidencia de modificaciones en la disposición de los campos de tratamiento (desplazamientos respecto de la planificación previa), cuando se procedió a su verificación mediante el sistema de Portal Vision, en tratamientos con radioterapia externa. Asumimos de esta forma una mayor protección cuantas menos modificaciones fueron necesarias, y lo interpretamos como una mayor fiabilidad en la reproducción diaria del tratamiento.

3. MATERIAL Y METODOS

Analizamos un total de 1280 tratamientos con radioterapia externa, administrados en el Servicio de Oncología

Radioterápica con acelerador lineal CLINAC 2100C. Como paso previo al inicio del tratamiento, se realizó el procedimiento de simulación-planificación tridimensional, que describimos a continuación: adquisición de imágenes mediante TAC y marcaje del paciente con posicionamiento e inmobilizaciones específicas para cada localización anatómica; simulación virtual mediante sistema AcQSim, con localización de volúmenes de tratamiento (CTV) y volúmenes de órganos de riesgo; planificación del tratamiento mediante sistemas AcQplan o Pinnacle, diseñando los parámetros necesarios para la administración correcta de la dosis prescrita a los volúmenes adecuados; verificación y puesta en tratamiento (inicio del tratamiento) mediante sistema Portal Vision incorporado al acelerador lineal. Este sistema está basado en la adquisición digital de imágenes radiológicas, y va incorporado a la unidad de tratamiento. Permite la verificación de imágenes tomadas en los distintos campos (puertas de entrada de los haces), de forma que coincidan con las imágenes reconstruidas digitalmente (DRR) enviadas por el planificador 3D.

Para este estudio dividimos los tratamientos aplicados por regiones anatómicas más frecuentes, resultando las siguientes: abdomen; cabeza y cuello; columna vertebral; cráneo; extremidades; mama; pelvis; piel; tórax (excepto mama).

Recogimos para cada tratamiento la información relativa al número de campos administrados y modificaciones realizadas tras comprobar cada campo mediante el sistema de verificación portal. Describimos la incidencia de modificaciones totales y por cada localización anatómica.

4. RESULTADOS

El número total de tratamientos verificados con el sistema de Portal Vision fue de 1280. El número total de campos fue de 3901. Agrupamos las patologías en 9 regiones anatómicas diferentes: abdomen, 49 tratamientos y 152 campos, con una mediana (número más frecuente de campos) de 3; cabeza y cuello, 189 tratamientos y 823 campos, con una mediana de 2 campos; columna vertebral, 83 tratamientos y 161 campos, con una mediana de 2; cráneo, 73 tratamientos y 151 campos, con una mediana de 2; extremidades, 19 tratamientos y 37 campos, con una mediana de 2; mama, 289 tratamientos y 711 campos, con una mediana de 2; pelvis, 386 tratamientos y 1306 campos, con una mediana de 4 campos; piel, 6 tratamientos y 8 campos, con una mediana de 1 campo; tórax (exceptuando la mama), 186 tratamientos y 552 campos, con una mediana de 2 campos.

El número de modificaciones totales fue de 273 (7%, en relación con el número de campos modificados). Por localizaciones obtuvimos: abdomen, 6 modificaciones (4 %); cabeza y cuello, 42 modificaciones (5%); columna vertebral, 10 modificaciones (6.2%); cráneo, 8 modificaciones (5.2%); extremidades, 3 modificaciones (8.1%); mama, 64 modificaciones (9%); pelvis, 110 modificaciones (8.4%); piel, no hubo necesidad de realizar ninguna modificación; tórax (exceptuando la mama), 30 modificaciones (5.4 %) Tabla I.

5.- DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El sistema Portal Vision permite la verificación de los campos de tratamiento previamente diseñados con la planificación 3D, de forma que si existen variaciones entre la simulación virtual, la planificación, y la imagen real que nos ofrece el sis-

tema, ya con el paciente posicionado e inmovilizado en la unidad de tratamiento, podemos proceder a realizar la modificación necesaria. Esto permite ajustar y minimizar la dosis sobre los órganos sanos (órganos críticos), protegiendo así al paciente de una irradiación excesiva en zonas no deseadas. En nuestros resultados, las modificaciones a las que hemos tenido que recurrir en cada región anatómica tratada son escasas (todas menores del 10%), lo que podemos interpretar como una seguridad de la simulación virtual mayor del 90%, y una utilidad del sistema de verificación portal en la medida que nos ofrece la posibilidad de acudir a él en casos de duda sobre la aplicación o modificaciones del tratamiento.

El mayor porcentaje de modificaciones se produjo en tratamientos de mama, seguido por pelvis y extremidades; no obstante, como hemos comentado, no sobrepasaron el 10%. Estos valores orientan a afirmar que la planificación tridimensional actúa de forma muy positiva sobre la protección de órganos sanos, y, por ende, del paciente; y que los sistemas de verificación portal son herramientas muy útiles para poder realizar comprobaciones de diversos tratamientos en cualquier localización anatómica, incidiendo en la protección radiológica del paciente en el tratamiento con radioterapia externa. Así, interpretamos que un menor número de modificaciones se traducirá en un menor número de incertidumbres en el tratamiento, y en una mejor calidad y protección del paciente.

Podemos concluir diciendo que uno de los elementos importantes en la protección radiológica del paciente sometido a tratamientos de radioterapia externa lo constituye el conjunto simulación virtual-planificación tridimensional, el cual, complementándose con el sistema de verificación portal, permite disminuir las dosis que reciban los órganos críticos y las incertidumbres sobre la correcta aplicación del tratamiento en la zona deseada.

| LOCALIZACION | Nº PACIENTES | Nº CAMPOS | MEDIANA DE CAMPOS | Nº MODIFICACIONES | % respecto al número de campos |
|-----------------|--------------|-----------|-------------------|-------------------|--------------------------------|
| ABDOMEN | 49 | 152 | 3 | 6 | 4 |
| CABEZA Y CUELLO | 189 | 823 | 2 | 42 | 5 |
| COLUMNA | 83 | 161 | 2 | 10 | 6.2 |
| CRANEO | 73 | 151 | 2 | 8 | 5.2 |
| EXTREMIDADES | 19 | 37 | 2 | 3 | 8.1 |
| MAMA | 289 | 711 | 2 | 64 | 9 |
| PELVIS | 386 | 1306 | 4 | 110 | 8.4 |
| PIEL | 6 | 8 | 1 | 0 | 0 |
| TORAX | 186 | 552 | 2 | 30 | 5.4 |
| TOTALES | 1280 | 3901 | | 273 | 7 |

Tabla I. Campos y modificaciones de tratamientos por regiones anatómicas.

DE LA PROTECCIÓN AL PERSONAL PROFESIONALMENTE EXPUESTO A LA PROTECCIÓN AL PACIENTE

^aSERRADA A., ^bSÁNCHEZ SANTOS E., ^aHUERGA C., ^aVICEDO A., ^aVIDAL J.,
^aPLAZA R., ^aCORREDOIRA E., ^aTÉLLEZ DE CEPEDA M.

^a Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital Universitario La Paz, Madrid.
radprotec.hulp@salud.madrid.org

^b Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario La Paz, Madrid

The risks to the oncologic patient undergoing an ionization radiation treatment, have been shown by the incidents occurred in several Radiotherapy Services and reported by the I.A.E.A. [2]. The aim of this work is to show, from our experience, that as long as the radioprotection requirements to the occupational exposed personnel and the general public, are well established by the actual legislation, the radioprotection to the patient can only be guaranteed by carrying on a continuous control of the treatments, by Radiotherapy Service personnel. A review of the incidents occurred to the occupational exposed personnel (one in thirty four years) and to the patients (forty seven in the last seven years) has been carried out, showing the origin and consequences. We propose to introduce a Quality Index for the Radiotherapy service designated as "Incidence Index" and defined as the ratio of the radiological incidents registered per number of patients treated. Applying this index to our service, a value of 1,02% has been found against the value 2,60% for the reference Institute.

1. Introducción

Parece una obviedad decir hoy que una unidad de irradiación para tratamiento oncológico, sea un acelerador lineal o una fuente radiactiva, es potencialmente muy peligrosa, por cuanto es capaz de liberar una cantidad de radiación tal que, de forma única o en caso de error sostenido, puede causar daño letal a las personas.

Pero la realidad muestra que accidentes radiológicos con pacientes de radioterapia, sucedieron en el pasado lejano, y han sucedido en el pasado próximo. Basta recordar el suceso en 1974 por error en el cálculo de decaimiento de una fuente de cobalto 60, que afectó a 420 pacientes. El suceso en 1982 por error en el cálculo manual de la corrección en las U.M. por variación de la distancia de tratamiento, que afectó a 1045 pacientes. El suceso en 1996 por error en la lectura del temporizador en la calibración de un unidad de cobalto 60, que afectó a 115 pacientes. El suceso en 2000 por error en el manejo de un sistema de planificación de tratamientos (TPS), que afectó a 28 pacientes. El suceso en 2001 por error en el mantenimiento y reparación de un acelerador lineal que afectó a cinco pacientes [1]. Estas y otras diferentes situaciones accidentales, con mayor o menor da-

ño para los pacientes, están recogidos en la publicación Safety Reports Series n°17 (I.A.E.A.) [2].

Pero los errores no sólo ocurren en Radioterapia, un número estimado en torno a las cincuenta mil muertes ocurren cada año como resultado de errores médicos en Estados Unidos. Sin embargo, los errores en Radioterapia se pueden prevenir en el 100% de los casos [3].

En España la autorización de puesta en marcha, por la autoridad competente, de una Instalación Radiactiva para Radioterapia [4], exige al titular de la misma una exhaustiva información, incluidos el Reglamento de Funcionamiento y el Plan de Emergencia Interior, en el que deben identificarse los accidentes previsibles y los planes establecidos para su control y resolución. Uno de los aspectos fundamentales es la acreditación, mediante cálculo teórico y posterior verificación experimental, de que los niveles de radiación para el público y para el personal profesionalmente expuesto (PPE), se someten a los límites establecidos en la legislación vigente [5]. Esta preocupación por el PPE de las Instalaciones Radiactivas y por el público en general que pueda verse afectado por su funcionamiento, esta presente desde la Ley Nuclear de 1964. Sólo desde 1998 se ha comenzado el camino desde la protección al personal profesionalmente expuesto a la protección al paciente,

con el Real Decreto por el que se establecen los criterios de Calidad en Radioterapia [6].

El Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario "La Paz" ha funcionado de forma ininterrumpida desde el año 1972, y desde el comienzo de su actividad han trabajado físicos en el Servicio hasta constituir, con el paso de los años, un Servicio de Radiofísica y Radioprotección que atiende también las necesidades de otros Servicios como Medicina Nuclear y Radiodiagnóstico.

El objetivo de este trabajo es poner de manifiesto la necesidad de volverse hacia la radioprotección del paciente, sin menoscabo de lo requerido para el PPE, pero dándole a aquella todo el esfuerzo y la atención que se requiere del Servicio de Radiofísica.

2. Material y método

Hemos revisado los Planes de Emergencia establecidos y los datos recogidos en diferentes trabajos [7][8], sobre los niveles de radiación en las salas de tratamiento cuando las unidades están funcionando, que muestran el campo de radiación al que se somete el PPE en caso de tener que acceder a las salas por accidente radiológico en las mismas.

Asimismo hemos revisados los incidentes recogidos y registrados por el Servicio de Radiofísica desde el año 1999 hasta el año 2005, evaluando los efectos que sobre el tratamiento pudieran haber tenido de no haberse puesto de manifiesto. La comparación de datos y de los riesgos permiten sacar conclusiones sobre donde es necesario enfocar la atención de Radioprotección.

3. Resultados

La revisión de los mapas de dosis en las salas de tratamiento muestran los siguientes resultados, con las siguientes condiciones de medida:

Irradiación sobre maniquí antropomórfico Alderson en posición de tratamiento mediante haces con tamaño de campo 20x20. Se mide la radiación en la sala mediante cámara de ionización colocada en torno al paciente: altura de la cámara

desde el suelo 1 metro, a 1 metro de distancia al eje del haz.

En el momento de medida, las características de las salas son:

- Sala de cobalto Theratron 80. Actividad de la fuente radiactiva: 112,5 TBq (3047 Ci)
- Sala de cobalto Phoenix. Actividad de la fuente radiactiva: 164,0 TBq (4433 Ci)
- Sala de Acelerador Lineal SLi de 6MV.

En todos los casos, el ángulo de la trayectoria de acceso a la mesa de tratamiento es de 30° respecto del eje cabeza-pie de la máquina (Tabla I).

La trayectoria de acceso a la posición del paciente será la que evite el haz primario

Aunque la tasa de dosis equivalente varía con la distancia, se puede afirmar que en la operación de entrada a la sala para ayudar al paciente en caso de que permanezca el nivel de radiación en la misma, creando una situación de emergencia radiológica, el PPE no alcanzará los 2 mSv.

En el año 1996 sufrimos un incidente radiológico en la Unidad de Cobalto Theratron 80, cuando en el primer tratamiento de la mañana, en su primer campo, con la unidad situada a 90° para la irradiación de un campo lateral estático, el brazo comenzó a girar como si de un tratamiento cinético se tratara. En la manipulación de la unidad para su puesta en marcha, y de forma inadvertida, alguien movió el potenciómetro de selección de técnica dejándolo como técnica rotatoria.

La cabeza en su giro golpeó con la bandeja porta-bloques contra la mesa de tratamiento, produciendo el bloqueo de la Unidad con la fuente en posición de irradiación. Los técnicos de la Unidad se apercibieron inmediatamente del suceso y entraron a sacar al paciente, mientras eran avisados los radiofísicos. Estos entraron en la sala y se desplazaron por ella según indicaba el Plan de Emergencia, desbloquearon la cabeza de la unidad, haciendo volver la fuente a su garaje. Los dosímetros personales fueron procesados por el Centro Nacional de Dosimetría de forma inmediata, no midiéndose valor en ninguno de ellos que superase la dosis media de cada uno de los trabajadores en su historial dosimétrico. En ningún caso se alcanzó la dosis de 1mSv.

Los incidentes radiológicos ocurridos durante el desarrollo del tratamiento prescrito a los pacientes del Servicio de Oncología Radioterápica, son registrados por la Sección de Radiofísica, que realiza de cada uno de ellos un breve informe.

| | Ángulo del Brazo de la Unidad | | | |
|----------------------------------|-------------------------------|-----|------|------|
| | 0° | 90° | 180° | 270° |
| Theratron 80 (⁶⁰ Co) | 422 | 225 | 230 | 209 |
| Phoenix (⁶⁰ Co) | 827 | 480 | 437 | 476 |
| SLi (RX.6MV) | 458 | 328 | 455 | 480 |

Tabla I.- Tasa de dosis equivalente en las Salas durante el tratamiento. Para las unidades de ⁶⁰Co valores en mSv/minuto. Para las Unidad de RX de 6MV valores en mSv/100UM.

Se han revisados estos, encontrando 47 casos para los años comprendidos entre 1999 y 2005. En este periodo se han tratado 4582 pacientes en el Servicio, con dos unidades, un acelerador lineal y una unidad de cobalto. Tomando el trabajo de Klein E., y colaboradores [9] como referencia, observamos en él que han tratado en 30 meses 3964 pacientes con siete aceleradores, refiriendo en su trabajo 103 sucesos que pueden llamarse incidentes radiológicos.

Proponemos la introducción de un índice de calidad en la evaluación del Servicio de Oncología Radioterápica, que sea el número de incidentes registrados sobre el número de pacientes tratados por cien, y que denominamos índice de incidentes (I.I.).

El índice de incidentes para el Servicio de Oncología Radioterápica es de 1,02% y para la institución de referencia [9] de 2,60%.

Los datos de nuestro Servicio se presentan en la tabla II.

| Origen del incidente radiológico | n°sucesos (frecuencia) |
|--|------------------------|
| en el manejo de las fases de tratamiento | 2 (4,2%) |
| en la selección del paciente | 3 (6,3%) |
| en la secuencia del tratamiento | 2 (4,2%) |
| en la posición del paciente | 5 (10,6%) |
| en la ficha de tratamiento | 20 (42,6%) |
| en la localización de la entrada del haz | 2 (4,2%) |
| en la colocación y uso de cuñas | 3 (6,3%) |
| en la utilización de bloques o MLC | 8 (17%) |
| en el planificador | 1 (2,1%) |
| en la prescripción del tratamiento | 1 (2,1%) |

Tabla II.- Distribución del origen de los incidentes radiológicos en los tratamientos con radioterapia.

Si atendemos a la persona que detecta el suceso vemos que 17 fueron por el TER, 15 por el radioterapeuta y 15 por el radiofísico.

Si atendemos al momento en que esto ocurre, vemos que 14 fueron en el curso del tratamiento en la unidad de irradiación, 16 fueron el primer día de tratamiento y 17 fueron en la revisión sistemática de la historia de tratamiento.

De los 47 incidentes, sólo seis hubieran podido llegar a una sobredosis de no haberse corregido a tiempo. Dos en médula espinal, uno en riñón, uno en cristalino, y dos sobre el PTV.

El elevado número de sucesos que tienen su origen en la ficha de tratamiento, entre ellos, la transcripción de datos, el cambio de números al copiar las casillas de la ficha de un día a otro de tratamiento, la interpretación de los datos, nos ha llevado a diseñar una hoja electrónica que ha sido incluida en el programa de nuestro sistema de dosimetría clínica (PCRT 3D, Técnicas Radiofísicas), de forma que con la propia dosimetría del paciente se imprime esta hoja sobre la cual el técnico sólo tiene que anotar la fecha de tratamiento y firmar su ejecución. El primer día de tratamiento es firmada por el médico respon-

sable y por el radiofísico. En la figura 1 se presenta el modelo de esta hoja.

Modelo de hoja de tratamiento personalizada para cada paciente del Servicio de Radioterapia. La hoja incluye campos para datos del paciente, grupo de tratamiento, dosis, y una tabla de sesiones con descripciones de haz y mediciones.

Figura 1. Modelo de hoja de tratamiento, personalizada para cada paciente del Servicio de Radioterapia.

4. Conclusiones

Las situaciones de emergencia o incidentes radiológicos en las salas de tratamiento, no son una situación de grave riesgo para el P.P.E. Puede entrarse en la sala con la Unidad irradiando, recibiendo, en términos generales, dosis equivalentes inferiores a 2mSv.

Los incidentes radiológicos en la ejecución de tratamientos con radioterapia, sí pueden ser un riesgo grave para el paciente: desconocimiento de la dosis total administrada, alteración del ritmo, con la consiguiente variación radiobiológica, irradiación de órganos de riesgo.

Los simulacros de emergencia exigidos deben dirigirse hacia sesiones de todo el Servicio, donde se revise y actualice la legislación, las normas de radioprotección, la bibliografía y fundamentalmente los informes de incidentes radiológicos recogidos por Radiofísica. Esto propicia la concienciación de todo el personal involucrado en la cadena de riesgo para el paciente. La detección de errores debe servir para mejorar el control y no como elemento punitivo.

Es fundamental la revisión sistemática de las fichas de tratamiento y la realización inexcusable, el primer día de tratamiento, de imágenes portales, así como el seguimiento del mismo por imagen portal una vez por semana. Cada vez ad-

quiere más importancia la dosimetría "in vivo" como elemento de control de las sesiones de tratamiento.

Debe introducirse un "Índice de Incidentes" como índice de calidad del Servicio de Radioterapia.

5. Bibliografía

- [1] ORTÍZ, P. , Lecciones de las exposiciones accidentales en radioterapia, Conferencia impartida en el Hospital Clínico San Carlos, 2002. Presentación disponible en www.ucm.es/info/fismed
- [2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy, Safety Series No.17, Viena, Austria (2000).
- [3] ISHMAEL PARSAI, E., Errors in radiation therapy, Medical Physics World, 21 2 (2005).
- [4] REAL DECRETO 1836/1999, Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas, B.O.E. 313 (1999).
- [5] REAL DECRETO 783/2001, Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes, B.O.E. 178 (2001).
- [6] REAL DECRETO 1566/1998, Criterios de Calidad en radioterapia, B.O.E. 206 (1998).
- [7] SERRADA, A., ORTÍZ, P., TÉLLEZ, M., VIDAL, J., MARTÍ, G., PLAZA, R., Plan de emergencia en unidades de teleterapia, Libro de Trabajos, VII Congreso Nacional de Física Médica, Oviedo (1989).
- [8] HUERGA, C., SERRADA, A., CORREDOIRA, E., MARTÍN, G., PLAZA, R., TÉLLEZ, M., Area radiation in teletherapy rooms, 11TH Internacional Congreso of the Internacional Radiation Protection Association, Madrid (2004)
- [9] KLEIN, E.E., DRZYMALA, R.E., PURDY, J.A., MICHALSKI, J., Errors in radiation oncology : A study in pathways and dosimetric impact, J Appl Clin Med Phys 6 3 (2005) 81 a 94.

ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO DEL CR CAPSULA XL DE FUJI EN IMAGEN PORTAL

E. MARQUÉS FRAGUELA, Y. PREZADO ALONSO, P. GÓMEZ LLORENTE,
C. MONTES FUENTES, C. MARTÍN RINCÓN, C.J. SANZ FREIRE

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca

The performance of the CR CAPSULA XL (FUJI) for portal imaging applications in Radiotherapy was studied. An evaluation of images taken from an anthropomorphic phantom was done by the physicians. The uniformity, linearity, noise influence and spatial resolution were measured.

1. Introducción

Dentro de los sistemas digitales, el CR se presenta como el sustituto de la película en todas sus aplicaciones incluyendo las de radioterapia (imagen portal, control de calidad de haces, etc.).

El CR CAPSULA (FUJI) es un equipo apto tanto para Radiodiagnóstico como para Radioterapia. La valoración del equipo debe hacerse específicamente para el área en la que se va a usar. Las pruebas de aceptación y los controles de calidad que nos propone el fabricante son orientados a Radiodiagnóstico. Existen tanto protocolos como numerosa documentación de cómo realizar las pruebas de aceptación y los controles de calidad de un equipo CR para haces de kilovoltaje [1][2] pero se encuentra un vacío importante a este respecto en aplicaciones en Radioterapia.

En este trabajo se estudia el CR CAPSULA XL (FUJI) como sistema de imagen portal en Radioterapia. Las imágenes portales son las obtenidas con el propio haz de tratamiento para localización y verificación. La verificación periódica de las puertas de entrada de los haces es exigida por la legislación nacional [3] y recomendada por diversos organismos internacionales [4][5]. La principal dificultad para obtener una imagen portal de calidad es el bajo contraste radiológico que con un haz de megavoltaje se obtiene aún entre estructuras de distinta densidad (hueso y tejido blando) [6].

Para hacer un estudio en condiciones de uso clínico hay que utilizar los equipos como nos recomienda el fabricante y como se hace en la práctica habitual, incluyendo el procesado de las imágenes. Para medir estimadores físicos de la calidad de la imagen, es necesario poder acceder a los datos brutos (raw da-

ta), es decir, sin procesado alguno. Este hecho plantea, en no pocas ocasiones, serias dificultades pues no siempre el fabricante facilita el acceso a esta información.

2. Material y Métodos

La radiografía computarizada (CR) se basa en el uso de un fósforo fotoestimulable (PSP) para almacenar una imagen latente formada a partir de la incidencia de un haz de fotones [7]. Las imágenes son leídas por un proceso de luminiscencia fotoestimulada (PSL) en un dispositivo lector. Después de una exposición, la imagen latente es guardada en forma de electrones atrapados en defectos de la red cristalina del fósforo. En el lector, un láser recorre el fósforo excitando ópticamente a los electrones atrapados que pasan a un estado de menor energía emitiendo luz. Esta luz es recogida por un fotomultiplicador que la convierte en una señal eléctrica que es posteriormente amplificada y digitalizada.

Se ha empleado el haz de fotones de 6 MV del acelerador lineal PRIMUS de SIEMENS. El fósforo utilizado es un Fluorohaluro de Bario activado con Europio. El chasis (FUJI IP CASSETTE PC) es específico para imagen portal en Radioterapia, tiene una lámina de aluminio para eliminar los fotones de baja energía y reducir la contaminación electrónica, mejorando el contraste de la imagen. La cadena electrónica del lector está formada por un fotomultiplicador, un amplificador logarítmico y un convertidor analógico-digital de 12 bits. El lector dispone de la posibilidad de escanear el fósforo con dos resoluciones: estándar (1024 píxeles/línea) y alta (2048 píxeles/línea). El lector extrae automáticamente el fósforo del cha-

sis, reduciendo la exposición a la luz. El rango dinámico del equipo es de 4 décadas.

El procesado de la imagen tiene una fase de preprocesado denominada *Reconocimiento de las Condiciones de Exposición (EDR)*, en la que se evalúa el histograma de la imagen para extraer la información clínicamente válida y una fase de post-procesado en la que se aplican algoritmos de mejora del contraste y de realce a la imagen para su presentación clínica. La imagen de salida es comprimida con una profundidad de 10 bits.

Existen 3 modos de preprocesar la imagen: automático, semiautomático y manual. En modo automático, el sistema EDR calcula dos parámetros del histograma de luminiscencia, un índice de sensibilidad (S), inversamente proporcional a la exposición recibida por el fósforo, y un índice de latitud (L), representando la dispersión de la luminiscencia. S se calcula del centroide (s_k) del histograma de luminiscencia. El valor s_k se hace corresponder con un valor de píxel (Q) de 511. En modo semiautomático, se fija L (se utiliza una región de análisis fotométrico de 10 cm x 10 cm en el centro del fósforo). En modo manual, tanto S como L pueden ser seleccionadas por el usuario.

El sistema dispone de una serie de menús anatómicos y de control de calidad. Los detalles del sistema EDR y del post-procesado de la imagen varían dependiendo del menú anatómico seleccionado. En los menús de control de calidad, la opción por defecto es el modo semiautomático y el procesado de la imagen es desconectado para mantener la linealidad de los datos comprimidos.

Las imágenes se graban en formato DICOM. El sistema permite guardar las imágenes con o sin procesado.

Las imágenes se analizan con el software de libre distribución *ImageJ v 1.34s*.

Medidas de Parámetros Físicos

Uniformidad. Se ha medido la respuesta a un campo uniforme del conjunto constituido por el fósforo, el chasis y el lector. Se ha colocado el fósforo a 2 m del foco sobre styro-foam (para reducir la radiación dispersa). Se ha utilizado un tamaño de campo de 35 cm x 35 cm. En estas condiciones la falta de uniformidad del campo sobre la superficie del chasis es menor que el 1%. El fósforo se ha irradiado con 3 UM.

La imagen ha sido leída en modo automático. La S y la L proporcionadas por el equipo son 20 y 1 respectivamente. Se ha utilizado el menú de UNIFORMIDAD.

El análisis ha consistido en escoger 5 regiones de interés de 8 cm x 8 cm (en el centro y en las 4 esquinas), calcular el valor medio de píxel en cada una de estas regiones y la diferencia porcentual entre el máximo y el mínimo.

Linealidad. Se ha utilizado el modo manual para estudiar la linealidad del valor medio de píxel con el logaritmo de la exposición aunque también se podría haber utilizado el modo au-

tomático o semiautomático para comprobar la linealidad en el valor de S. Los valores de S y L escogidos fueron 4 y 3,01 respectivamente.

El chasis se ha colocado a la altura del isocentro debajo de 2 cm de agua sólida. El chasis se centró por las marcas que posee con ayuda de los láseres. El tamaño de campo utilizado fue de 10 cm x 10 cm. El fósforo se ha irradiado con un número de UM que van desde 1 hasta 9. El análisis ha consistido en tomar una región de interés de 8 cm x 8 cm en el centro de cada una de las imágenes, calcular el valor medio de píxel y representar éste frente al logaritmo de la exposición (UM). La comprobación de la uniformidad y la linealidad del equipo es un requisito fundamental para el análisis de Fourier que se realiza en el apartado de resolución espacial.

Relación Contraste-Detalle. Para valorar el nivel de ruido, se ha analizado una imagen de un maniquí de contraste-detalle, en el que el contraste disminuye al movernos en una fila y el tamaño al movernos en una columna. El maniquí es un bloque de Aluminio sobre el que se han practicado 10 columnas y 10 filas de orificios circulares. El maniquí de contraste-detalle se ha colocado con 5 cm de agua sólida por encima y 5 cm de agua sólida por debajo sobre el chasis cargado con el fósforo. Debajo del chasis se han colocado otros 5 cm de agua sólida (para reducir la radiación dispersa) y el conjunto se ha situado encima de la mesa del acelerador de tal forma que el chasis quedaba a la altura del isocentro. El tamaño de campo empleado ha sido de 30 cm x 20 cm y el número de UM de 3. La lectura se ha realizado en modo automático y sin procesar la imagen. El análisis ha consistido en hacer perfiles a lo largo de las columnas atravesando los orificios circulares y contar el número de ellos que se distingue.

Resolución Espacial. La Función de Transferencia de Modulación (MTF) fue calculada a partir del método del borde inclinado [8]. La imagen del borde fue obtenida irradiando con 3 UM un bloque de cerrobend de 16 cm de altura colocado sobre el chasis en el isocentro. Entre el bloque de cerrobend y el chasis se colocó una lámina de acero de 2 mm de espesor para eliminar la contaminación electrónica. El bloque se colocó con su cara más pulida alineada con el eje central del campo y ligeramente inclinado con respecto a los lados del chasis. La lectura se ha realizado en modo automático y sin procesar la imagen. La MTF fue calculada con el programa 'MTF assessment routine' de Robert Saunders y Ehsan Samei de la Duke University.

Medidas en Condiciones Clínicas

Maniquí Antropomórfico. Para el estudio en condiciones clínicas se utiliza el maniquí antropomórfico ATOM Adult Male Phantom modelo 701-D de CIRS. A cada imagen se le aplica el menú anatómico que le corresponda.

Se obtienen imágenes de 2 localizaciones anatómicas (tórax y pelvis). La imagen del tórax se toma con un campo oblicuo

anterior izquierdo dando 3 UM al campo cerrado (conformado) y 2 UM al campo abierto. La imagen de la pelvis se obtiene con un campo anterior dando 3 UM. Las imágenes han sido evaluadas por cuatro facultativos del Servicio de Radioterapia del HUS siendo valoradas en una escala de 1 a 5 (1-muy mala, 2-mala, 3-regular, 4-buena, 5-muy buena).

3. Resultados y Discusión

Uniformidad. La diferencia máxima en el valor medio de píxel entre las 5 regiones de interés consideradas es del orden del 8%. La respuesta en las esquinas tiene una falta de uniformidad todavía menor, del orden del 1%. El valor del centro es el que más difiere. No se han detectado ni artefactos ni píxeles muertos.

Linealidad. En la *Figura 1* se muestra el comportamiento del valor medio de píxel con la exposición (UM). Se ha realizado un ajuste lineal de los datos y el coeficiente de correlación obtenido es de 0,9953. La respuesta del equipo es lineal entre 1 y 7 UM, a partir de 7 UM la respuesta del equipo satura a un valor de 633.

Relación Contraste-Detalle. En la *Tabla I* se muestra el número de orificios que son visibles en cada columna del maniquí. El ruido del sistema determina en que punto los orificios dejan de ser visibles en función de su tamaño y de su contraste. Los orificios que tienen un diámetro de 5 mm son visibles hasta 1 mm de espesor (que corresponden a un contraste menor que el 1% para una energía de 6 MV). Estas características son suficientes para realizar localización portal con la mayoría de los campos de radioterapia [6].

La detectabilidad de las estructuras óseas está determinada, en última instancia por la Relación Señal/Ruido (SNR) de la imagen. Por lo tanto, la mejor forma de determinar si el ruido enmascara la señal es calcular la SNR y aplicar el criterio de visibilidad de Rose ($SNR > 5$). El análisis de la SNR en este caso no es fácil porque el equipo varía la S y la L buscando la

mejor forma de presentar la imagen. Este hecho se debe a que el CR CAPSULA XL es un equipo básicamente de diagnóstico que busca reducir la dosis al paciente sin menoscabar la calidad de imagen. Para medir la SNR habría que forzar al equipo a representar en una misma imagen exposiciones que cubriesen todo su rango dinámico. Si se intenta medir la SNR a partir de imágenes de campos uniformes, el sistema fijará la señal y el ruido al valor que a él le convenga. Algunos autores indican que la fuente principal de ruido a altas exposiciones, como las de Radioterapia, no es el ruido cuántico sino el ruido estructurado del propio fósforo [9].

| Columna | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
|-----------|----|----|----|---|---|---|---|---|---|----|
| Orificios | 10 | 10 | 10 | 9 | 6 | 5 | 5 | 1 | 1 | 0 |

Tabla I. N° de orificios visibles en la imagen del maniquí contraste-detalle.

Resolución Espacial. En la *Figura 1* se muestra la MTF del sistema FUJI. Para frecuencias que corresponden a distancias mayores que 5 mm el sistema transfiere más del 80% del contraste. En consecuencia, el sistema tiene la resolución suficiente para detectar el borde de los huesos. La frecuencia de Nyquist es $2,5 \text{ mm}^{-1}$. La dispersión de la luz láser dentro del fósforo es una de las fuentes de pérdida de resolución espacial más importantes [7].

Maniquí Antropomórfico. Los médicos han valorado siempre las imágenes como buenas o muy buenas. Tanto la imagen de la Pelvis como la del Tórax han recibido una puntuación media de 4.3. Las imágenes del maniquí antropomórfico se deben guardar porque representan el comportamiento del sistema de imagen en condiciones óptimas [6].

4. Conclusiones

El sistema tiene una respuesta uniforme y lineal. Las imágenes del maniquí antropomórfico han sido valoradas muy positivamente por los médicos del Servicio de Radioterapia. Las medidas realizadas con el maniquí de contraste-detalle y de la

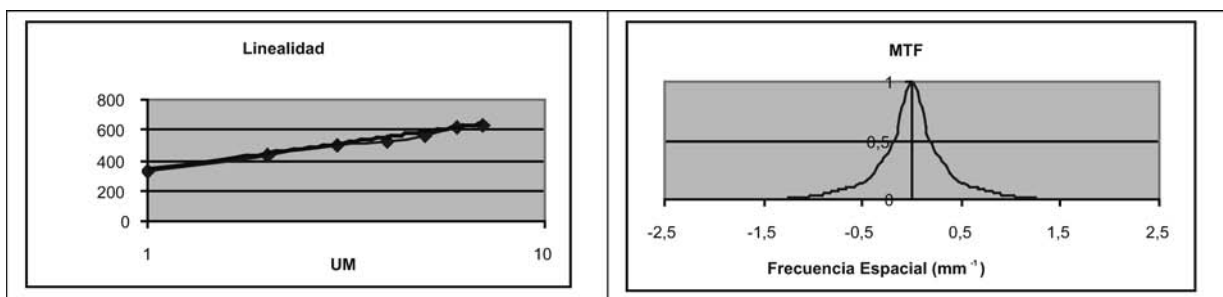


Figura 1. Linealidad y Función de Transferencia del Sistema.

MTF también apoyan la validez del CR CAPSULA XL (FUJI) como sistema de imagen portal en Radioterapia y proporcionan valores de referencia para valorar la constancia en el tiempo del sistema.

5. Bibliografía

- [1] SIEBERT, J.A., Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems: Report of AAPM Task Group 10, (1998).
- [2] SAMEI, E., SEIBERT, J.A., WILLIS, C.E., FLYNN, M.J., MAH, E., JUNCK, K.L., Performance evaluation of computed radiography systems, *Medical Physics* 28 (2001) 361 a 371.
- [3] R.D. 1566/1998, Criterios de Calidad en Radioterapia, BOE 206 (1998) 29383 a 29394.
- [4] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Protection of the Patient in Radiation Therapy, ICRP PUBLICATION 44, (1984)
- [5] KUTCHER, G.J., COIA, L., GILLIN, M., HANSON, W.F., Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Medical Physics* 21 (4) (1994) 381 a 618.
- [6] HERMAN, M.G., BATER, J.M., JAFFRAY, D.A., MCGEE, K.P., MUNRO, P., SHALEV, S., VAN HERK, M., WONG, J.W., Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58, (2001).
- [7] ROWLANDS, J.A., The physics of computed radiography, *Physics in Medicine and Biology* 47 (2002) 123 a 166.
- [8] SAMEI, E., FLYNN, M.J., REIMMANN, D.A., A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device, *Med. Phys.* 25 (1998) 102 a 113.
- [9] NISHIKAWA, R.M., YAFFE, M.J., Effect of various noise sources on the detective quantum efficiency of phosphor screens, *Medical Physics* 17 (1990) 887 a 893.

ESTIMACIÓN DE LAS INCERTIDUMBRES EN EL SISTEMA LOCALIZADOR DE PRÓSTATA POR ULTRASONIDOS CMS I-BEAM®

C.J. SANZ FREIRE, C. MARTÍN RINCÓN, E. MARQUÉS FRAGUELA, Y. PREZADO
ALONSO, C. MONTES FUENTES, M. FERNÁNDEZ BORDES

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca.

Organ motion is an issue of major concern when dose escalation techniques in radiotherapy such as IMRT are considered. Patient and organ motion can be better account for by means of Image-Guided Radiotherapy (IGRT), allowing for a reduction of margins to the CTV. Ultrasound images have been used for prostate localization. The aim of the present work is to evaluate the uncertainties of the newly developed ultrasound-based system CMS I-BEAM® for daily prostate localization in radiotherapy

1. Introducción

Durante el año 2005 se ha implementado en el Hospital Universitario de Salamanca la Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) para el tratamiento del carcinoma de próstata localizado. La gran movilidad de la próstata [1-4] hace conveniente realizar el tratamiento guiado por imagen [5-7], en concreto, mediante ecografía transabdominal de próstata [8-10]. Nuestro Hospital es pionero en España en la localización de próstata mediante el sistema I-BEAM® (CMS, Inc). Este sistema permite la reconstrucción en 3D de las imágenes 2D de la pelvis adquiridas con un ecógrafo y su comparación con el TAC de simulación realizado al paciente. A partir de dicha comparación, el sistema indica los desplazamientos de la mesa de la unidad de tratamiento que hay que realizar para poder llevar la próstata a la posición en que se encontraba en el proceso de simulación virtual y, por tanto, en la planificación. El objetivo de este trabajo es el estudio de todas las fuentes de incertidumbre intrínsecas del proceso de localización de próstata mediante el sistema I-BEAM®. No vamos a considerar aquí el estudio de otras fuentes de incertidumbre presentes en el proceso de localización de la próstata en la práctica clínica, propias del procedimiento pero no del sistema I-BEAM®, como pueden ser el movimiento intrafracción de la próstata, la presión del transductor sobre el paciente o la subjetividad en la evaluación de las imágenes de ultrasonidos, cuya estimación podría ser objeto de otro trabajo.

2. Material y métodos

Las ecografías transabdominales de próstata se realizan mediante el sistema localizador I-BEAM®. Este sistema está com-

puesto de un transductor acoplado a una telecámara, una rejilla localizadora situada en una bandeja portaaccesorios con un patrón geométrico y un ordenador personal (PC) de sobremesa con una tarjeta interna de adquisición de imágenes de ultrasonidos a la que se conecta el transductor. El patrón impreso en la rejilla sirve para localizar en el espacio la telecámara cuando ésta la encuadra. Consecuentemente localiza la sonda transductora acoplada y, en definitiva, las imágenes que recoge. El PC dispone de una aplicación para la captura de las imágenes y otra aplicación en la que se realiza la localización de la próstata, la superposición con las imágenes de CT y estructuras delineadas y el cálculo de los desplazamientos necesarios para corregir la posición de la próstata. Esta última aplicación permite la gestión de las imágenes para cada paciente, la modificación de los principales parámetros de la adquisición y las operaciones de calibración y verificación del sistema localizador. Se dispone además de un maniquí de calibración y verificación consistente en una serie de marcadores situados en posiciones conocidas, y de un maniquí de pelvis para ultrasonidos que simula la próstata, uretra, vejiga, recto y las estructuras óseas anejas.

Se ha realizado un CT al maniquí de pelvis con el equipo Somaton Plus 4 (SIEMENS) con los mismos parámetros empleados para la simulación virtual de los pacientes (cortes cada 3 mm, de 3mm de espesor). Las imágenes se exportan, y se contornean los volúmenes en la estación de contorno asociada al planificador Focal (CMS), para ser posteriormente enviadas al PC de I-BEAM®.

La localización de próstata con I-BEAM® se realiza en el acelerador lineal Primus (SIEMENS). Se realizó previamente

un control de calidad del isocentro luminoso y de los láseres de la sala.

La adquisición de imágenes del maniquí de pelvis con el I-BEAM® se realiza con los parámetros empleados en la práctica rutinaria con pacientes: matriz de adquisición de 120x120x120 mm³ y tamaño de vóxel de 0.5 mm³. Las imágenes capturadas se guardan en formato propio con una profundidad de 8 bits y se analizan en otro PC con el software de libre distribución ImageJ 1.34s. Se aplica un filtro de mediana y otro filtro de media para eliminar ruido y suavizar la imagen. La evaluación se realiza de forma cuantitativa midiendo la distancia sobre las imágenes del punto central a los bordes de las distintas estructuras, en las tres direcciones del espacio, y de forma cualitativa analizando la sustracción directa de imágenes en la zona de borde de vejiga.

Se realizaron medidas de referencia al inicio y al final de cada serie de medidas. Las condiciones de referencia son: Giro del gantry en posición 0° nominal, giro del colimador en posición 0° nominal, maniquí alineado con los láseres de la sala, bandeja localizadora colocada en el portaaccesorios del cabezal y empujada a fondo y hacia gantry, sonda transductora vertical y centrada durante el barrido sobre el maniquí y presión moderada sobre el maniquí, habiendo realizado previamente una calibración y una verificación del equipo. La realización de las pruebas para estimar la incertidumbre en el sistema I-BEAM® consiste en la medida de los desplazamientos inducidos por la modificación forzada de las condiciones de referencia descritas. Las pruebas realizadas se enumeran a continuación:

Reproducibilidad. Se mide la reproducibilidad del sistema en cada dirección del espacio con 8 medidas de referencia durante 4 días.

Incertidumbre debida al giro de gantry. Se estima la incertidumbre introducida por el error en la posición del gantry, realizando medidas con giros de gantry de 0°, 0.1°, 0.2°, 0.3°, 0.5°, 1°, -0.1° y -0.5°.

Incertidumbre debida al giro de colimador. Se estima la incertidumbre introducida por el error en la posición del colimador, realizando medidas con giros de colimador de 0°, 0.1°, 0.2°, 0.3°, 0.5°, 1°, -0.1° y -0.5°.

Incertidumbre debida al alineamiento con los láseres. Se estima la incertidumbre debida al posicionamiento del maniquí según los láseres cuando se fuerzan errores en las tres direcciones del espacio de 1 mm, 2 mm y -1 mm.

Incertidumbre debida a la calibración del equipo. Se estima la incertidumbre que introduce la calibración del equipo cuando se fuerzan errores en las tres direcciones del espacio de 1 mm, 2 mm y 3 mm.

Incertidumbre debida al posicionamiento de la bandeja localizadora. Se estima la incertidumbre debida a la holgura existente al introducir la bandeja localizadora en el portaaccesorios. Para ello se permite que 4 usuarios diferentes inserten la bandeja y se realizan adquisiciones.

Incertidumbre debida a la orientación del transductor. Se estima la incertidumbre debida a las desviaciones de la orientación vertical del transductor. Se realizan adquisiciones inclinando la sonda hacia pies, hacia gantry y lateralmente.

Incertidumbre debida a la presión ejercida con la sonda. Se estima la incertidumbre introducida por la presión ejercida por el usuario con la sonda [11] sobre el maniquí, realizando adquisiciones con presiones leve, moderada, fuerte y muy fuerte.

3. Resultados y discusión

Reproducibilidad. Los valores de reproducibilidad hallados (1 SD) son: lateral 0.73 mm, antero-posterior 0.76 mm y cráneo-caudal 0.86 mm. La reproducibilidad es algo menor siempre en las direcciones del plano de adquisición, respecto a la dirección cráneo-caudal, en que se realiza el apilamiento de los planos 2D de adquisición y por tanto depende de la correcta localización del transductor.

Incertidumbre debida al giro de gantry. Las medidas de distancias al punto central de la imagen realizadas no muestran desplazamientos sistemáticos de las estructuras del maniquí con el giro de gantry. La sustracción de imágenes con distintos ángulos respecto a la imagen de referencia no muestra diferencias apreciables en el intervalo de ángulos de gantry analizado.

Incertidumbre debida al giro de colimador. Los resultados son similares a los obtenidos con el giro de gantry. No se encuentra dependencia de la posición de las estructuras con el giro de colimador.

El giro de gantry y de colimador no parecen introducir incertidumbres apreciables en la localización de las imágenes. La proximidad de las estructuras evaluadas al isocentro explica este hecho: la precisión nominal en el posicionamiento del colimador o del gantry de 0.1° supone diferencias teóricas en las distancias evaluadas menores de 0.1 mm en todos los casos.

Incertidumbre debida a la alineamiento con los láseres. Los resultados muestran que los errores en el alineamiento del maniquí con los láseres provocan desplazamientos de la misma magnitud y dirección en las estructuras en la imagen respecto de la imagen de referencia.

Incertidumbre debida a la calibración del equipo. Los resultados muestran que los valores de desplazamiento de las estructuras respecto a la referencia al introducir errores conocidos en la calibración del equipo son idénticos a la magnitud y dirección de los errores introducidos.

La incertidumbre introducida por el error en el posicionamiento con los láseres o la calibración es equivalente a dicho error (ver Figura 1). La incertidumbre propia en el alineamiento con los láseres es de 0.5 mm, mientras que la precisión en la calibración es 0.3 mm, en las tres direcciones del espacio.

Incertidumbre debida al posicionamiento de la bandeja localizadora. La incertidumbre introducida por la holgura de la

bandeja la asociamos a la reproducibilidad debida a su posicionamiento por distintos usuarios. En la dirección antero-posterior no se encuentran diferencias significativas. En la dirección cráneo-caudal el valor hallado (1 SD) es 1.05 mm y en la dirección lateral (1 SD) es 1.38 mm. En la sustracción de imágenes de la figura 2 el halo blanco entorno a la vejiga muestra la no coincidencia de las ecografías cuando dos usuarios diferentes han posicionado la bandeja. La incertidumbre introducida por el posicionamiento de la bandeja localizadora en el portaccesorios representa la mayor contribución a la incertidumbre global. Es posible evitar esta incertidumbre en las medidas si la bandeja se inserta siempre en una posición de referencia, en nuestro caso, a fondo y hacia gantry, evitando el problema de la holgura de la bandeja. Sería deseable, en cualquier caso, minimizar las holguras con una bandeja adaptada al portaccesorios del cabezal del acelerador.

Incertidumbre debida la orientación del transductor. La inclinación forzada de la sonda transductora ha dado lugar a imágenes de muy baja calidad donde en algunos casos es difícil identificar los bordes de las estructuras que se desea medir. La evaluación cualitativa mediante sustracción de las imágenes muestra ligeras diferencias difícilmente cuantificables. La calidad de imagen determina la correcta orientación vertical del transductor. Inclinaciones excesivas de la sonda deterioran la calidad de imagen. El usuario se ve por tanto forzado a realizar la ecografía con la sonda vertical. En la práctica real con pacientes, es necesario inclinar ligeramente la sonda al final de la ecografía para evitar la sínfisis púbica. Las medidas sobre maniquí parecen indicar que la incertidumbre introducida por este motivo es despreciable.

Incertidumbre debida a la presión ejercida con la sonda. Los resultados muestran que solo en la dirección antero-posterior y en el caso de presión fuerte y muy fuerte se encuentran diferencias, siempre menores de 1 mm. No se va a considerar el efecto de la presión sobre el maniquí puesto que los resultados no son en absoluto extrapolables a los pacientes.

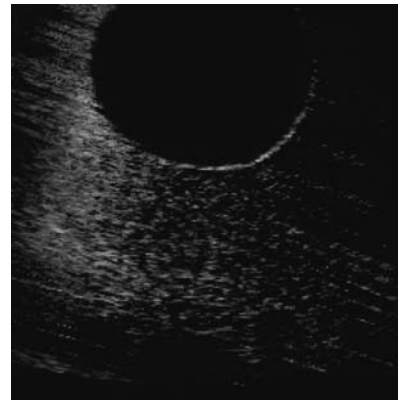


Figura 2 Sustracción de imágenes cuando dos usuarios diferentes han posicionado la bandeja localizadora.

4. Conclusiones

Considerando las incertidumbres debidas a los factores analizados, obtenemos una incertidumbre global para el sistema de localización de 1.48 mm en la dirección cráneo-caudal, 1.67 mm en la dirección lateral y 0.96 mm en la dirección antero-posterior. Sin embargo, si en la práctica se trabaja con la bandeja localizadora insertada siempre en la misma posición, las incertidumbres quedan reducidas a 1.04 mm en la dirección cráneo-caudal, 0.93 mm en la dirección lateral y 0.96 mm en la dirección antero-posterior. Señalamos, en cualquier caso, la necesidad de trabajar con bandejas construidas a medida y perfectamente adaptadas al cabezal del acelerador

5. Referencias

- [1] van Herk, M. et al., Quantification of organ motion during conformal radiotherapy of the prostate by three dimensional image registration, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 33, no 5 (1995) 1311-1320.

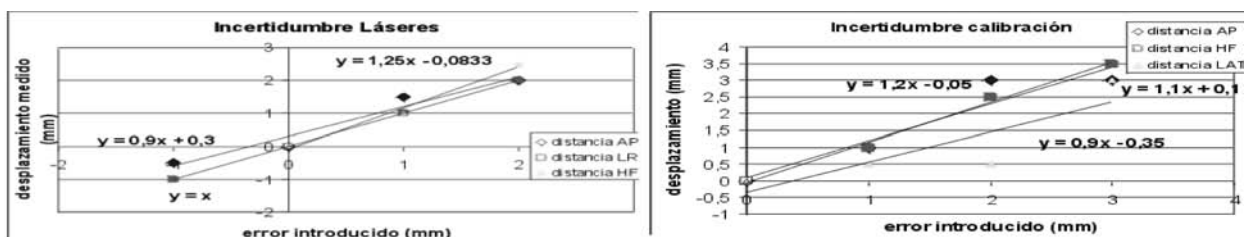


Figura 1 Desplazamiento introducido por el error en el posicionamiento con los láseres y con la calibración. En la leyenda, AP indica dirección antero-posterior, LR dirección lateral y HF dirección cráneo-caudal.

- [2] Balter, J.M. et al, Measurement of prostate movement over the course of routine radiotherapy using implanted markers, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 31 (1995) 113-118.
- [3] Beard, C.J. et al, Analysis of prostate and seminal vesicle motion: Implications for treatment planning, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 34, no 2 (1996) 451-458.
- [4] van Herk, M. et al., The probability of correct target dosage: dose population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 47, no 4 (2000) 1121-1135.
- [5] Xing, L. et al., Overview of Image-Guided Radiation Therapy, *Med. Dosim.*, vol 31, no 2, (2006), 91-112.
- [6] Yan., D. et al, Adaptive modification of treatment planning to minimize the deleterious effects of treatment set-up errors, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 38, no 1 (1997) 197-206.
- [7] Balter, J.M. et al., Automated localization of the prostate at the time of treatment using implanted radiopaque markers: technical feasibility, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 33, no 5 (1995) 1281-1286.
- [8] Serago, C.F. et al., Initial experience with ultrasound localization for positioning prostate cancer patients for external beam radiotherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 53, no 5 (2002) 1130-1138.
- [9] Lattanzi, J. et al., A comparison of daily CT localization to a daily ultrasound-based system in prostate cancer, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 43, no 4 (1999) 719-725.
- [10] Bouchet, L.G. et al., Calibration of three-dimensional ultrasound images for image-guided radiation therapy, *Phys. Med. Biol.*, 46 (2001) 559-577.
- [11] McGahan, J.P. et al., Ultrasound probe pressure as a source of error in prostate localization for external beam radiotherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 60, no 3 (2004) 788-793.

VERIFICACIÓN DE LA DOSIS IN VIVO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA EXTERNA EN HACES DE ELECTRONES

N. JORNET, P. CARRASCO, T. EUDALDO Y M. RIBAS.

Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona

Entrance in vivo dosimetry has proved to be a good tool to assess that the administrated dose is the dose administrated to the patient during treatment. In this paper the results of entrance in vivo measurements in a group of 643 patients undergoing external radiotherapy treatments using electron beams are presented. The calibration of diodes for entrance dose measurements in electron beams is also presented. Most of the results (97%) were within tolerance (5%). The cause of the readings being out of tolerance was, in all cases, a bad fixation of the diodes. Even if the results are within tolerance we think that in vivo dosimetry is the very last test on the administrated dose, and therefore all patients are controlled on the first session of their treatments

1. Introducción

La verificación de la dosis administrada al paciente constituye junto con las placas de verificación el último control sobre el tratamiento. La dosimetría in vivo, ya sea con detectores termoluminiscentes, diodos o más recientemente con MOSFET es un método eficaz para verificar si la dosis administrada al paciente coincide con la dosis que el radioterapeuta había prescrito. Existen múltiples trabajos publicados en los que se presenta la metodología y resultados de medidas en pacientes tratados con haces de fotones [1 a 5]. Sin embargo, las referencias a resultados en pacientes tratados con haces de electrones son escasas [6 a 7]. En este trabajo se presenta la metodología de calibración de diodos para medidas de dosis a la entrada con haces de electrones así como los resultados de medidas en una serie de 643 pacientes.

2. Material

Tanto la calibración de los detectores como la irradiación de pacientes se ha realizado en haces de electrones de 4, 6, 9, 12 y 16 MeV generados por un acelerador Clinac 1800 (Varian). Este acelerador utiliza conos para definir los campos de electrones. Se dispone de conos que definen campos cuadrados en el isocentro de 6, 10, 15, 20 y 25 cm de lado. Otros tamaños y/o formas de campo se consiguen mediante bloques conformados que se insertan en el extremo del aplicador.

2.1. Sistemas dosimétricos

Los detectores utilizados para las medidas in vivo son los diodos EDD2 de Scanditronix conectados a un electrómetro DPD510 también de Scanditronix. Los diodos EDD2 son diodos tipo p. Dado que están diseñados para dosimetría in vivo en haces de electrones no necesitan de ningún capuchón para garantizar equilibrio electrónico en el volumen sensible. Por tanto, estos diodos están cubiertos tan solo por una fina capa de epoxi para proteger al diodo. La profundidad equivalente a agua del punto de medida es de 2 mm.

Estos diodos se han calibrado para dar la dosis en el máximo en haces de electrones. Para ello se compara la lectura de los diodos en el eje central sobre un maniquí de *plastic water*TM (CIRS), con la dosis absorbida a la profundidad del máximo de dosis con una cámara plana NACP02 (Scanditronix). Las medidas con la cámara plana se realizan en un maniquí de agua.

2.2. Pacientes

En nuestro centro los tratamientos con haces de electrones se utilizan mayoritariamente para los "boost" en mama y para la irradiación de cadenas espinales. De los 643 tratamientos en los que se realizó dosimetría in vivo un 75% eran boost de mama, un 17% tratamientos de espinales y el resto otras localizaciones. La duración de estos tratamientos es variable pero fluctúa entre 3 sesiones de 2 Gy (campos de espinales) hasta 8 sesiones de 2 Gy (boost de mama). Sólo un 5% de los trata-

mientos con haces de electrones son tratamientos únicos en los que se administran dosis superiores a 20 Gy.

Mayoritariamente se utiliza el aplicador de 10x10 cm² (90% de los tratamientos). Un 75% de los campos eran cuadrados mientras que el resto eran rectangulares.

En todos los casos la distancia foco superficie fue de 100 cm. La base del colimador y la superficie del paciente se intenta que sean lo más paralelas posibles.

3. Metodología

3.1. Calibración de los diodos

Se estudia en primer lugar la estabilidad de la señal post-irradiación, la precisión intrínseca, la variación de la respuesta con la dosis absorbida, la perturbación del campo de irradiación bajo el detector y la pérdida de sensibilidad del detector con la dosis acumulada. Todos estos tests se han realizado en condiciones de irradiación estándar (aplicador 10x10cm², tamaño de campo en el isocentro 10x10 cm², DFS=100 cm). Se han estudiado 5 diodos del mismo lote de fabricación.

En segundo lugar se procede a la calibración de los diodos para dar la dosis a la profundidad del máximo de dosis para cada energía. La calibración de los diodos consiste en la calibración de los diodos en condiciones de referencia y en la determinación de los factores de corrección cuando las condiciones de irradiación no coinciden con las de referencia.

Las condiciones de referencia se fijan como: Aplicador 10x10 cm², tamaño de campo en el isocentro 10x10 cm² y DFS= 100 cm. El factor de calibración se define como el cociente entre la dosis absorbida a la profundidad del máximo de dosis en agua y lectura del diodo en la superficie. Para ello se miden las dosis en agua con la cámara plano paralela a la profundidad de calibración para cada una de las energías y para el aplicador de 10x10 cm² según el TRS 398. Estas profundidades no corresponden a la profundidad de la dosis máxima. Las dosis absorbidas a la profundidad del máximo de dosis se calculan a partir de las dosis absorbidas a la profundidad de calibración y los rendimientos en profundidad para cada energía. Inmediatamente después se fija el diodo en el centro del campo de irradiación sobre el maniquí de plastic waterTM y la SSD a 100 cm. La señal del diodo para este aplicador y para cada energía se compara a la dosis absorbida a la profundidad del máximo determinada a partir de las medidas con la cámara de ionización. Se tendrá por tanto un factor de calibración distinto para cada una de las energías.

Se determinan los factores de corrección por aplicador y por tamaño de campo para cada energía.

La dosis entrada se calculará a partir de la lectura del diodo (L) como:

$$Dent = L \times F_{cal} (E) \times FC (\text{aplicador}, E)$$

Se determina, también, el factor de corrección por tamaño de campo FC (campo, aplicador, E) así como la dependencia de la respuesta del diodo en función de la angulación y de la temperatura.

3.2. Medidas en pacientes

En nuestro centro la dosis se prescribe a la profundidad del máximo de dosis (dosis entrada). Por tanto, la medida de dosis in vivo se compara directamente con la dosis prescrita. El nivel de tolerancia se fija en un 5% de diferencia entre la dosis prescrita y medida.

Para cada paciente se realizan las medidas de dosis in vivo durante la primera sesión del tratamiento. Se fija un diodo en el centro de campo sobre la piel del paciente. Es importante asegurar el contacto perfecto entre la base del diodo y la piel. En caso de que la dosis entrada medida esté fuera de la tolerancia se verifica, con el paciente aún en la sala de tratamiento, que la posición del detector y que los parámetros del tratamiento sean los correctos. Si no se identifica la causa de la discrepancia se avisa al Servicio de Radiofísica, que verificará el cálculo de unidades monitor y valorará si es necesario hacer un control sobre la constancia de la tasa y de la energía en el acelerador lineal. Tanto si se averigua la causa de la discrepancia o no se realizará otra medida in vivo en la siguiente sesión de tratamiento. Discrepancias iguales o mayores que dos veces el nivel de tolerancia, para las cuales no exista una razón identificada, implicarán la interrupción de los tratamientos de electrones hasta que se haga un chequeo rápido de los parámetros dosimétricos del acelerador.

En este trabajo se presentan los resultados de las 643 medidas de dosis in vivo para tratamientos con haces de electrones.

4. Resultados

4.1. Calibración

La estabilidad de la respuesta post-irradiación valorada a 5 minutos es mejor que un 0,2%, la precisión intrínseca es mejor que un 0.2% para los todos los diodos estudiados. La linealidad de la respuesta del diodo con la dosis es excelente ($R^2=0.9999$). La perturbación causada por los diodos en el haz de tratamiento depende de la energía del haz de fotones, así como de la profundidad a la que se determine. Así, en el eje central del haz, y a la profundidad del máximo el diodo produce una atenuación de aproximadamente un 15%, reduciéndose a un 5% a la profundidad del 85% de la dosis máxima. Al aumentar la energía, la atenuación disminuye. La pérdida de sensibilidad con la dosis acumulada es de un 3% por cada 100 Gy.

Los factores de calibración dependen de la energía (diferencias de 20% entre 4MeV y 16 MeV). Por tanto se determina un factor de calibración por energía. Los factores de corrección por aplicador varían entre 0.98 y 1.02.

No aplicar los factores de corrección por tamaño de campo para el aplicador de 10x10 cm² representa, como máximo, una sobreestimación de la dosis de un 1% para campos muy rectangulares. La dependencia de la respuesta de estos diodos en el ángulo de incidencia depende de la energía. Así pues, el diodo sobreestima la dosis entrada en aproximadamente un 1% a 35° para electrones de 6 MeV y tan sólo en un 0.3% para electrones de 12 MeV. Al igual que para los diodos de Scanditronix diseñados para realizar dosimetría in vivo en haces de fotones, los diodos estudiados presentan una sobrerrespuesta del 0.3% por °C respecto a la respuesta a la temperatura de calibración.

4.2. Medidas en pacientes

En la tabla I y en la tabla II se presentan la media y la desviación estándar de las desviaciones entre la dosis prescrita y la dosis a la entrada medida con los diodos in vivo para la muestra de pacientes. En la tabla I los resultados se dividen por energías, mientras que en la tabla II se dividen por localizaciones. En la figura 1 se muestra el histograma de todos los resultados. En este histograma se puede ver que la distribución presenta una asimetría respecto al valor central de modo que la media no coincide con la mediana, esto puede ser debido a que las desviaciones se deben mayoritariamente a incidencias no normales del haz de irradiación sobre el diodo. En este caso el diodo sobreestimaría la dosis en aproximadamente un 1%. El efecto de la angulación sobre la respuesta del diodo depende de la energía del haz de electrones siendo más grande para las energías menores. Esto concordaría con los resultados presentados en la tabla I. También puede contribuir el hecho de no aplicar el factor de corrección por tamaño de campo, que varía entre 0.9 y 1.0.

| Energía (MeV) | 4 | 6 | 9 | 12 | 16 |
|---------------|-----|-----|-----|-----|-----|
| Media (%) | 1.3 | 2.8 | 1.3 | 1.2 | 1.0 |
| SD (%) | | 5.0 | 3.6 | 1.6 | 1.9 |
| N | 1 | 15 | 216 | 306 | 105 |

Tabla I Diferencias entre la dosis prescrita y la dosis entrada medida in vivo según la energía

| Localización | mama | ORL | otras |
|--------------|------|-----|-------|
| Media (%) | 1.1 | 1.9 | 1.4 |
| SD (%) | 1.7 | 4.8 | 2.5 |
| N | 480 | 112 | 51 |

Tabla II Diferencias entre la dosis prescrita y la dosis entrada medida in vivo según la localización

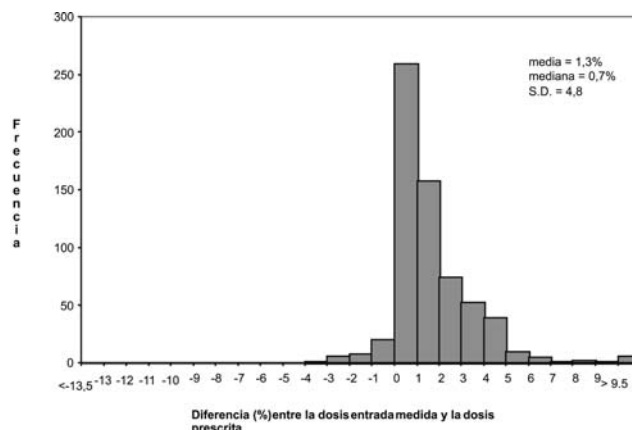


Fig. 1 Diferencia en porcentaje entre la dosis entrada medida in vivo y la dosis prescrita para todos los tratamientos verificados. Se indica el valor del promedio, la mediana y la desviación estándar.

En los 23 casos en que las medidas estaban fuera de tolerancias la causa fue una mala fijación del diodo en el paciente. En ningún caso se encontró ningún error que estuviese causado por una irradiación inadecuada del paciente (fluctuaciones en la tasa de dosis, energía, errores en el posicionamiento y/o irradiación del paciente).

5. Conclusiones

Aunque en nuestra serie de pacientes no se han encontrado errores significativos, la dosimetría in vivo es una verificación de que la dosis que se administra al paciente es la prescrita. Este tipo de medidas permite detectar y corregir cualquier error (incluyendo variaciones en la tasa de dosis del acelerador, errores en el cálculo de unidades monitor, discrepancias en la colocación del paciente respecto a la planificación del tratamiento...) antes de que tenga consecuencias clínicas.

6. Bibliografía

- [1] ESSERS, M., MIJNHEER, B. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 43 2 (1999) 245 a 259.
- [2] MEIJER, G.J., MINKEN, A.W.H., et al., Accurate in vivo dosimetry of a randomized trial of prostate cancer irradiation, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 49 5 (2001) 1409 a 1418.
- [3] LANSON, J.H., ESSERS, M. et al., In vivo dosimetry during conformal radiotherapy. Requirements for and findings of a routine procedure, *Radiother. Oncol.* 52 (1999) 51 a 59.

- [4] YAPARPALVI, R., FONTENLA, P. et al., Radiation therapy of breast carcinoma: Confirmation of prescription dose using diodes, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 35 1 (1996) 173 a 183.
- [5] JORNET, N., RIBAS, M., et al., "Quality assurance of the treatments performed with a linear accelerator by means of in vivo dosimetry", IAEA-CN-85-239 (2001, Málaga).
- [6] ALECU, R., LOOMIS, T. et al., Guidelines on the implementation of diode in vivo dosimetry programs for photon and electron external beam therapy, *Med. Dosim.* 24 1 (1999) 5 a 12.
- [7] YAPARPALVI, R., FONTENLA, P., VIKRAM, B., Clinical experience with routine diode dosimetry for electron beam radiotherapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48 4 (2000) 1259 a 1265.

CONTROL DE CALIDAD DE UN SISTEMA DE PLANEACIÓN DOSIMÉTRICO UTILIZANDO CRISTALES TERMOLUMINISCENTES Y SU APLICACIÓN EN TRATAMIENTOS DE PACIENTES CON CÁNCER DE PRÓSTATA

¹L. MAHECHA, M.C. ¹PLAZAS PH. D., ²H. MACHADO M. SC., ³S. PEREA M.D.

¹ Grupo de Física Médica, Departamento de Física, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá D.C., Colombia

² Grupo de Física Médica, Instituto Nacional de Cancerología E.S.E, Bogotá D.C., Colombia

³ Grupo de Radioterapia, Instituto Nacional de Cancerología E.S.E, Bogotá D.C., Colombia

To achieve an optimal tumoral control to prostate cancer in early and locally advanced stages, it is necessary to increase the dose with a low morbidity probability at the vesicle and rectal level. This is achieved through conformal radiotherapy. The Instituto Nacional de Cancerología uses this technique, but two questions arise from the medical-physicists and medical radio-oncologist: In accordance with clinical protocols, the conformal radiotherapy delivers a low dose to the adjacent healthy tissues. What experimental method exists that can prove with certainty the veracity of this affirmation?. And, Do the dosimetric simulation systems calculate suitably the dose for each tissues?. Through thermoluminescent dosimetry and the use of a physical simulator, we measured the absorbed dose at the target volume and the adjacent tissues using conformal conformal and conventional radiotherapy. We proved that organs such as the rectum and bladder, receive a minor dose in conformal radiotherapy, hence reducing their morbidity probability. In addition, the readings from the thermoluminescent dosimeters and the doses calculated by the ECLIPSE dosimetric system were compared, concluding that the patient's prescribed dose is effectively delivered as recommended by the quality control programs in radiotherapy.

Keywords: radiotherapy, prostate cancer treatment, thermoluminescent dosimetry.

1. INTRODUCCIÓN

El cáncer de próstata es dependiente de la dosis de acuerdo a la extensión de la enfermedad $66\text{Gy} < d < 76\text{Gy}$. La radioterapia convencional permite dar una dosis total óptima en el volumen tumoral entre 66-70 Gy para no incrementar la morbilidad a nivel rectal y vesical. Si la enfermedad se encuentra en un estadio localmente avanzado, se puede lograr un buen control tumoral escalando la dosis a 76 Gy, lo cual no es conveniente para los órganos adyacentes. La radioterapia 3D o conformal permite dicho escalamiento dirigido a un volumen tumoral, protegiendo los tejidos normales próximos de sobre-exposición [1 a 2]. En este trabajo se estudia experimentalmente la dosis absorbida por los te-

jididos expuestos usando un simulador físico y se compara con la dosis calculada en el sistema de planeación Eclipse del Instituto Nacional de Cancerología E.S.E

2. MARCO TEÓRICO

Los cristales termoluminiscentes de LiF:MgTi son ampliamente utilizados en dosimetría clínica por su buena resolución espacial, equivalencia tejido-agua, un amplio rango de sensibilidad, su tamaño y estabilidad a temperatura ambiente. La termoluminiscencia (TL) o luminiscencia térmicamente estimulada se basa en la teoría de bandas por Randall y Wilkins.

Consiste en la emisión de radiación óptica con longitud de onda entre 200 y 700 micrómetros, durante el calentamiento de un sólido (aislante o semiconductor), previamente excitado con radiación (ionizante, luz visible, UV, etc.). Se presentan en cristales que contienen impurezas tales como LiF:MgTi, LiF:CuP, CaF₂:Dy, Al₂O₃:C, entre otros.

La energía almacenada por el cristal a través del mecanismo expuesto, es proporcional a la energía total absorbida por este. Esta propiedad es la que se utiliza en dosimetría [5 a 9].

3. PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

Para este trabajo se usaron dichos cristales en forma de cilindros cuyas dimensiones son 6 mm de largo por 1 mm de diámetro. Para medir las dosis en los esquemas de tratamientos, se deben caracterizar los cristales de acuerdo a su linealidad, ya que cada uno de ellos posee diferencias físicas y de dopaje. La linealidad nos da la proporcionalidad entre la dosis recibida y la señal termoluminiscente.

La caracterización de los cristales en cuanto a su dependencia energética y sensibilidad se encuentra en la revisión bibliográfica [8]. Para ello se irradió el lote de 32 cristales a diferentes dosis (entre 40y 200 cGy) con una fuente de ⁶⁰Co de energía de 1.25 MeV, un campo de irradiación de 10 cm², distancia piel-fuente de 80 cm. y un build-up de 5 cm. Equipo Teradi del Instituto Nacional de Cancerología. Finalmente, se eligieron los dosímetros con las mejores respuestas lineales.

Antes de ser irradiados cada vez, se expusieron a un proceso térmico de 400°C por 1 hora seguido a 100°C por 2 horas y finalmente a 100°C por 30 minutos, para eliminar señales termoluminiscentes residuales de anteriores lecturas [6][9].

Para lograr la simulación de los tratamientos de radioterapia convencional y conformal, fue necesario crear una estructura de órganos virtual en el simulador físico, debido a su carencia de órganos. Para lograr este objetivo, se superpusieron las imágenes de TAC del simulador físico y de un paciente masculino con dimensiones similares. Finalmente se simularon los tratamientos con una dosis prescrita de 180 cGy. Lo anterior se realizó por medio del TPS Treatment Planning System Eclipse del Instituto Nacional de Cancerología. Ver Figura 1

3.1 Radioterapia convencional

En este tratamiento se utilizó la técnica de cajón. Se definieron cuatro campos para la irradiación con fotones de 6 MeV: dos campos laterales, un campo posterior y un campo anterior. Se normalizó el 100% de la dosis en la curva del 97%.

3.2 Radioterapia conformal

Se definieron seis campos para la irradiación con fotones de 6 MeV. Se normalizó el 100% de la dosis en la curva del 97%.

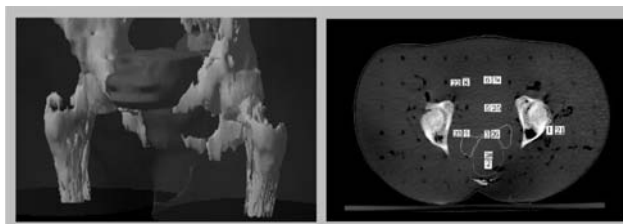


Figura 1. Construcción de las estructuras anatómicas a considerar en el simulador físico para el estudio experimental. Izquierda: Imagen espacial de la zona pélvica detallándose el PTV (rojo), la vejiga (violeta), el recto (rosado), las cabezas femorales (amarillo) y el sistema óseo (Blanco). Derecha: Corte transversal de la imagen de TAC con los órganos virtuales. Cada uno de ellos corresponde a los usados para posicionar los dosímetros en los orificios contenidos en dichos órganos. Para la comparación de los tratamientos se ubicaron distintos dosímetros en las mismas posiciones

4. RESULTADOS

4.1 Comparación de los tratamientos

Al calcular la dosis absorbida por los cristales termoluminiscentes se obtuvo los resultados que se muestran la Tabla I. Se encontró:

Datos Experimentales obtenidos

| N. | UBICACIÓN | DOSES R.T. CONVENCIONAL | EXP. CON. | SIMULACIÓN (%) | VALOR DOSIS SIMULACIÓN | INCERTIDUMBRE (%) | DOSES R.T. CONFORMAL | EXP. CONFOR. | SIMULACIÓN (%) | VALOR DOSIS SIMULACIÓN | INCERTIDUMBRE (%) |
|----|-------------------|-------------------------|-----------|----------------|------------------------|-------------------|----------------------|--------------|----------------|------------------------|-------------------|
| 1 | Cabezas Femorales | 65.82 | | 40.3 | 72.54 | 9.27 | | | | | |
| 21 | Cabezas Femorales | | | | | | 95.54 | | 52.70 | 94.86 | 0.72 |
| 2 | Recto | 183.56 | | 100.1 | 180.18 | 1.87 | | | | | |
| 28 | Recto | | | | | | 167.91 | | 98.1 | 176.58 | 4.91 |
| 3 | Recto | 169.50 | | 99 | 178.2 | 4.88 | | | | | |
| 26 | Recto | | | | | | 177.62 | | 99.3 | 178.74 | 0.62 |
| 5 | Vejiga | 178.78 | | 98.8 | 177.84 | 0.53 | | | | | |
| 25 | Vejiga | 123.03 | | 71.9 | 129.42 | 4.94 | | | | | |
| 6 | Vejiga | | | | | | 129.82 | | 74.7 | 134.46 | 3.45 |
| 24 | Vejiga | | | | | | 23.09 | | 11.70 | 21.06 | 9.61 |
| 8 | Vejiga | 125.79 | | 72.1 | 129.78 | 3.07 | | | | | |
| 22 | Vejiga | | | | | | 71.68 | | 38.6 | 69.48 | 3.17 |
| 9 | Vejiga | 169.05 | | 99.1 | 178.38 | 5.23 | | | | | |
| 23 | Vejiga | | | | | | 182.57 | | 100 | 180 | 1.43 |
| 15 | PTV | 173.19 | | 101.5 | 182.7 | 5.21 | | | | | |
| 29 | PTV | | | | | | 191.29 | | 101.9 | 183.42 | 4.29 |

Tabla I. Valores obtenidos en los dos tipos de tratamientos. El porcentaje de simulación se aplica sobre el valor de dosis prescrito: 180 cGy

- Al comparar los resultados experimentales con los calculados en la simulación, la incertidumbre en las medidas son aceptables. Es decir, la dosis que se prescribe en los tratamientos y la calculada mediante la simulación del tratamiento es la realmente entregada.
- Dosímetros ubicados en el PTV o zona del volumen tumoral, absorben la dosis prescrita.
- La disminución de la lectura en los dosímetros 25, 24 y 22 que evaluaron la absorción de dosis en radioterapia conformal respecto a los dosímetros 5, 6 y 8 que evalúan la dosis recibida en radioterapia convencional, se debe a su ubicación en la vejiga, lejana al PTV. Éste es el

resultado que se logra con la planeación de tratamiento 3D para el cáncer de próstata: disminuir la exposición de los órganos adyacentes para evitar complicaciones colaterales en el tratamiento. Por ejemplo en el dosímetro 24 se logró reducir la dosis absorbida en un 87% respecto a la dosis prescrita.

- Para otros órganos como recto, la disminución de la dosis no se obtuvo por la cercanía del dosímetro al PTV.

5. CONCLUSIONES

Extrapolando los resultados obtenidos al tratamiento completo de radioterapia conformal, se puede observar que el escalamiento de dosis en el volumen blanco no arriesga los órganos adyacentes, al no exceder la dosis de tolerancia de cada uno. Caso contrario ocurre con el tratamiento de radioterapia convencional, del cual observamos que el Recto y la Vejiga absorben una cantidad de dosis similar a la prescrita para el volumen tumoral, maximizando su probabilidad de morbilidad debido a su rango de tolerancia de dosis.

El sistema de simulación computarizado del Instituto Nacional de Cancerología, garantiza la entrega correcta de dosis al paciente en los tratamientos

Se pueden obtener mejores resultados si se considera una precisa construcción virtual de las estructuras anatómicas cuando las pruebas son aplicadas *in-vitro*.

La dosimetría termoluminiscente, es la usada como referencia en los programas de control de calidad en radioterapia. Por

ello es indispensable iniciar en Colombia una evaluación de las dosis absorbidas por los pacientes para asegurar efectividad en los tratamientos sin efectos colaterales serios por medio de este sistema dosimétrico.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] ROST, E.C., Conformal Radiation, Business Briefing: Usoncology Review, (2004) 65 a 66
- [2] BENEDICK A.F., The development of the conformal therapy radiation, Med. Phys. 11(1995) 1911 a 1921
- [3] <http://www.cancer.gov>
- [4] GORDON, G., Basic Clinical Radiobiology, (1995)
- [5] CASTELLANOS, M.E., Estudio de las propiedades termoluminiscentes de detectores de LiF para aplicaciones en dosimetría por termoluminiscencia, Tesis de Maestría, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá (1988)
- [6] HARRIES, C.K., ELSON, H.R., et al, A comparasion of the efectivennes of thermoluminiscent crystals LiF:MgTi and LiF:MgCuP for clinical dosimetry, Med. Phys., 9(1997) 1527
- [7] FAIRBANKS, E.J., DEWER, L.A., Thermoluminiscent characteristic of LiF:MgTi from three manufacturers, Med. Phys., 1(1993) 729
- [8] www.tld.com.pl/tld/mts.html
- [9] RANOGAJEC-KOMOR, M., Thermoluminescence Dosimetry - Application in Environmental Monitoring, Review, Radiation Safety Management, 1(2003) 2 a 16.

MANIQUÍ POLIMÓRFICO PARA FÍSICA MÉDICA

MIGUEL EMBID SEGURA, JUAN IGNACIO LAGARES GONZÁLEZ,
JOSÉ LUIS MUÑIZ GUTIÉRREZ

Unidad de Física Médica
Ciemat

En este trabajo se presenta un sistema detector de radiación compuesto por pequeños bloques individuales de pequeño tamaño dotados de una serie de oquedades, y protuberancias, que permita su ajuste en formas polimórficas complejas.

La inserción de pequeños detectores de radiación permite la medida de la dosis absorbida en pruebas de radiodiagnóstico y radioterapia en situaciones en las que pueda estar compro-

metido algún órgano crítico que deba de ser protegido en esos tratamientos.

El objetivo es conseguir construcciones anatómicas complejas, para determinar la dosis impartidas en esos órganos, más detalladamente que con el maniquí de Alderson-Rando y con mayor especificidad sobre el paciente que está siguiendo el tratamiento.

SIMULACIÓN MONTECARLO DE LA INTERACCIÓN DE UN HAZ DE ELECTRONES CON EL TEJIDO EN RADIOTERAPIA INTRAOPERATORIA

¹CÉSAR FARID RODRÍGUEZ OYOLA, ¹ Ph.D. MARÍA CRISTINA PLAZAS

¹Departamento de Física, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, D.C., Colombia

Para conocer la energía que se deposita en un determinado órgano o tejido se hace necesario el conocimiento del tipo de radiación utilizada, su energía y las características del haz de radiación, con esta información se determina como se transporta la radiación en el medio irradiado. La solución analítica de este problema (Ecuación de transporte de Boltzman) no es posible dada la irregularidad del campo de irradiación y la no homogeneidad del tejido irradiado. Sin embargo es posible obtener una solución aproximada con el empleo de métodos numéricos, como el método de Montecarlo. Actualmente existen numerosos códigos que permiten la simulación del proceso de interacción radiación materia, entre ellos uno de los más desarrollados es el código BEAMnrc el cual, conduce a errores menores al 2% con respecto a datos experimentales. En el presente trabajo se simula una sesión de radioterapia intraoperatoria (irradiación con un haz de electrones de 7 MeV a nivel superficial, ie, profundidades menores a 5 cm) por medio del código BEAMnrc. Se encuentra que el máximo depósito de dosis se presenta a una profundidad de 1,8 cm como se reporta en la bibliografía y se obtienen las respectivas curvas de isodosis.

1. Introducción

El tratamiento de un tumor mediante radiaciones ionizantes es un proceso continuo con etapas bien definidas, estas incluyen: el diagnóstico y la localización del tumor, la decisión sobre la estrategia de tratamiento, la verificación de la dosis impartida y la evaluación de resultados a corto y largo plazo. Una de las principales funciones del físico en la medicina, especialmente en el área de la radioterapia, radica en la planificación y el cálculo de la dosis absorbida. Para conocer la energía que se deposita en un determinado órgano o tejido es necesario el conocimiento del tipo de radiación utilizada, su energía y las características del haz de radiación, con esta información es posible aplicar la teoría de interacción radiación materia en la determinación del transporte de radiación en el medio irradiado. La solución analítica de este problema (ecuación de transporte de Boltzman [3]) no es posible dada la irregularidad del campo de irradiación y la no homogeneidad del tejido irradiado. Sin embargo es posible obtener una solución aproximada con el empleo de métodos numéricos, como el método de Monte Carlo, el cual es un método numérico basado en el muestreo. Para realizarlo es necesario generar números aleatorios, de acuerdo a una distribución que tenga buenas propieda-

des estadísticas. Existen numerosos códigos que permiten la simulación del proceso de interacción radiación materia, entre ellos uno de los más desarrollados es el código BEAMnrc[5].

La distribución de dosis debe concentrarse en el tumor evitando al máximo afectar los tejidos sanos aledaños. Así los dos objetivos en conflicto son el control del tumor, realizado localizando al máximo la distribución de energía en éste, para de esta forma evitar posibles complicaciones en el tejido normal debidas a depósitos indeseados de energía en ellos[2]. Una vez realizados los estudios clínicos acerca del estado del paciente, la localización del tumor y su disposición anatómica, se procede a realizar la simulación del haz de radiación en el tumor (superposición de curvas de distribución de dosis, para la energía prescrita y en la posición deseada) para prever complicaciones con el tejido sano y a su vez garantizar la irradiación máxima posible en el tumor. Éste procedimiento se conoce con el nombre de Planeación Dosimétrica. Como se puede evidenciar en el procedimiento descrito anteriormente, en la etapa de planeación dosimétrica es necesario conocer las distribuciones de dosis en el tejido para diferentes energías de los electrones y diferentes ángulos de incidencia de la radiación. Estas distribuciones de dosis se hallan simulando las interacciones de los electrones con el tejido y verificando los resultados con datos

obtenidos experimentalmente. En el presente trabajo se simula la interacción de un haz de electrones, de diferentes energías, con el tejido se construyen las respectivas curvas de dosis en profundidad y distribución de dosis en 3D (isodosis).

2. Materiales y Método

2.1. Radioterapia

La radioterapia es una disciplina médica que aprovecha los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes para tratar enfermedades relacionadas a la proliferación anómala de células, entre ellas predominantemente el cáncer. Actualmente, las modalidades de radioterapia más utilizadas son terapia externa con haces de fotones o de electrones y braquiterapia con fotones, combinadas o no. En braquiterapia se utilizan fuentes radioactivas que se colocan dentro o en las proximidades del tumor, de manera temporal o permanente, con el fin de incrementar la dosis en la región de interés, a la vez de suministrar baja dosis a los tejidos sanos vecinos. Conjuntamente, en el esfuerzo de mejorar el control de tumores que no responden bien a los fotones o electrones, diversas investigaciones se han orientado al uso de otros tipos de radiación que presentan mejor efecto diferencial sobre el tejido neoplásico con relación al normal, y que brindan mejores posibilidades de localización geométrica para suministrar dosis superiores en la lesión. Estas modalidades incluyen neutrones y partículas cargadas aceleradas a altas energías, como protones, partículas alfa, piones negativos e iones pesados. Estas partículas requieren instalaciones actualmente costosas, limitando su disponibilidad clínica. Sin embargo, el interés físico, radiobiológico y clínico en este campo es permanente. Debido a la capacidad de penetración de los fotones de alta energía y la consiguiente posibilidad de tratar zonas profundas, los haces externos de fotones de alta energía son los más usados, seguidos por los haces de electrones, que se usan para el tratamiento de regiones superficiales o medianamente profundas (radioterapia intraoperatoria). El empleo de electrones ha reemplazado parcialmente al de rayos X de baja y media energía, dado que la mayoría de los aceleradores lineales de uso médico proveen aquella forma de irradiación. El acelerador lineal de uso médico es un equipo que usa ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar electrones a través de una estructura aceleradora lineal, a valores de energía elevados (unidades y decenas de MeV). Estos electrones pueden ser utilizados para conformar un haz terapéutico o pueden ser forzados a impactar en un blanco para producir rayos X de alta energía por frenado[3].

2.2. Método de Montecarlo

La simulación Montecarlo (MC), consiste de un conjunto de técnicas matemáticas caracterizadas por utilizar números generados aleatoriamente, utiliza variables aleatorias definidas

en un espacio dimensional finito y se calcula su valor esperado. En la simulación MC del transporte de radiación la historia o trayectoria de una partícula es vista como una secuencia aleatoria de desplazamientos libres que terminan con un evento de interacción donde la partícula cambia sus dirección de movimiento, pierde energía y en ocasiones produce partículas secundarias. Todo ello de acuerdo a las leyes de la física y las probabilidades involucradas dependiendo del medio la energía de las partículas y las condiciones específicas en cuestión como la geometría de la fuente y del mismo medio.

La simulación MC de un haz de electrones proveniente de un acelerador que incide en un material, consiste en la generación numérica de historias al azar. En la simulación de las historias se necesita un conjunto de secciones diferenciales transversales (modelo) para los mecanismos de interacción relevantes, estas secciones diferenciales determinan la distribución de probabilidad de las variables aleatorias que caracterizan una trayectoria como son el camino libre entre dos interacciones, el tipo de interacción, la pérdida de energía y deflexión angular en un evento particular y en caso de que se generen partículas secundarias, el estado inicial de estas. Una vez que estas funciones de distribución de probabilidad se conocen, se pueden generar historias utilizando métodos de muestreo adecuados. Si el número de historias generadas es suficientemente grande, se puede obtener información cuantitativa del proceso de transporte, simplemente promediando sobre las historias simuladas [4].

2.3. Acelerador simulado

El acelerador que se simuló fue el NOVAC7, el cual fue diseñado exclusivamente para tratamientos de radioterapia intraoperatoria, las características básicas se presentan en la tabla I.

| | |
|----------------------|---------------------------------------|
| Nominal Energy | 3, 5, 7, 9 MeV |
| Beam current | 1.5 mA |
| Repetition frequency | 5 Hz |
| Surface dose | ≥80/85 % |
| Dose rate | ≥4 and ≤31 Gy/min |
| Field size | 4, 6, 8, 10 cm |
| X-ray contamination | ≤0.3% |
| Dimensions | Length 2.3 m, Width 1 m, Height 1.9 m |

Table I: NOVAC7,

El esquema de la geometría utilizada para la simulación del acelerador NOVAC7 se presenta en la figura 1.

3. Resultados y discusión

Como ejemplo de los resultados obtenidos a la fecha la figura 2. nos muestra la distribución de dosis en profundidad hallada por medio del código de simulación Montecarlo

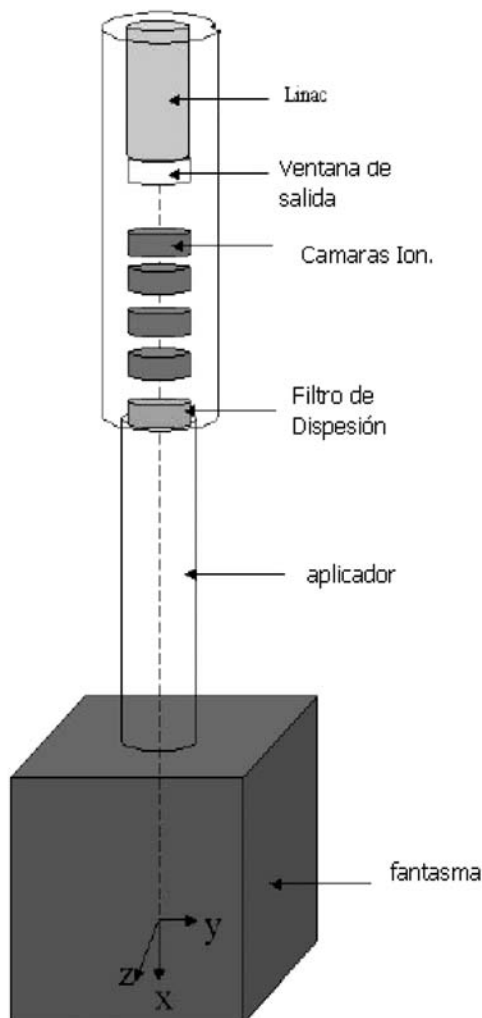


Figura 1. Esquema de la geometría del acelerador NOVAC7.

BEAMnrc (permite simular distribuciones bidimensionales de dosis) para un haz de electrones de 7 MeV cuando interactúa con un fantasma de agua y cuando interactúa con un fantasma de tejido virtual.

En la figura 3 se presentan las curvas de dosis en profundidad reportadas por los fabricantes del acelerador NOVAC7. Como se puede apreciar la simulación permite obtener resultados, inferiores al 3% con respecto a los datos experimentales.

La distribución de dosis en 3 dimensiones fue hallada por medio del código de simulación dosxyznrc y los resultados para el haz de radiación tratado anteriormente se presentan en la figura 4.

Por comparación con los resultados experimentales podemos concluir que la simulación Montecarlo del proceso de interacción radiación materia conduce a resultados altamente satisfactorios ya que los errores porcentuales son inferiores al 2%.

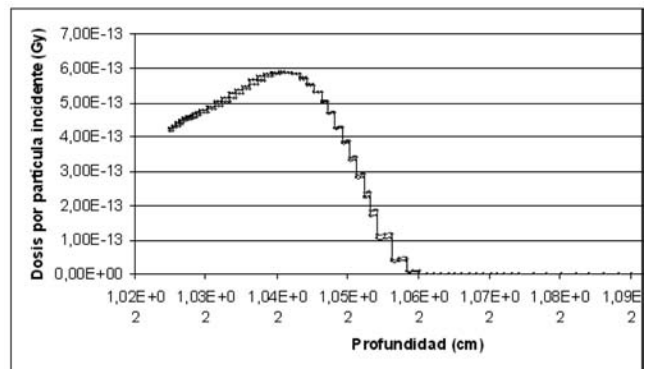


Figura 2. Curvas de dosis en profundidad para un haz de electrones de 7 MeV, en interacción con el tejido virtual y con agua.

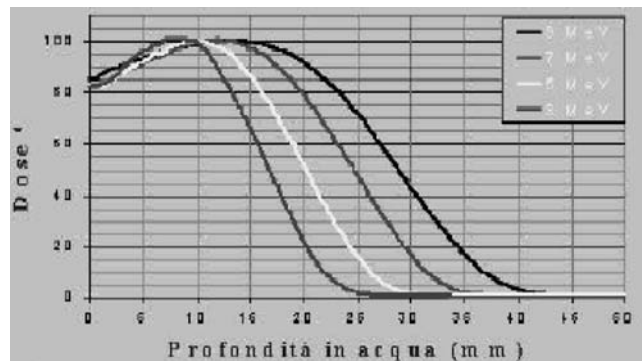


Figura 3. Curvas de dosis en profundidad para las cuatro energías del NOVAC7

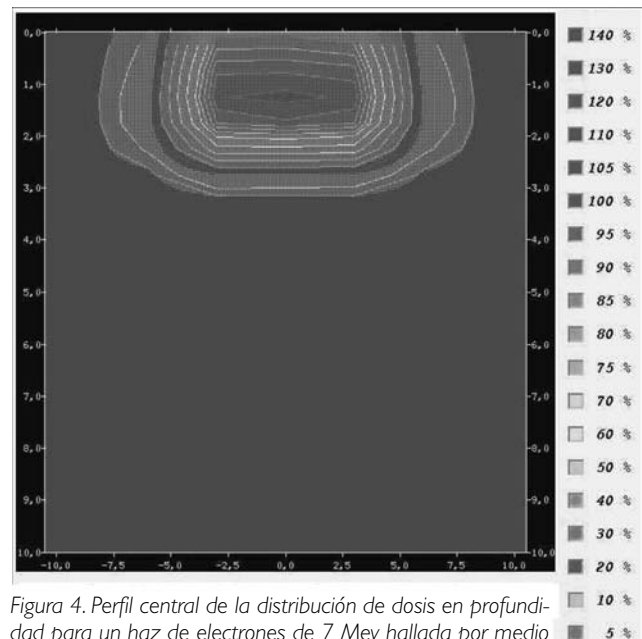


Figura 4. Perfil central de la distribución de dosis en profundidad para un haz de electrones de 7 MeV hallada por medio del código de simulación Montecarlo BEAMnrc.

4. Bibliografía

- [1] Burcham, W.E. Nuclear Physics, Ed. Longman group limited, London, 1974.
- [2] Greening, J.R. Fundamentals of radiation dosimetry, Ed. Adam Hilger Ltd. Bristol, 1997.
- [3] Johns, H.E. Cunningham J.R. The Physics of Radiology}, Ed. Charles C. Thomas, 1983.
- [4] Carrasco, R. Métodos de simulación Montecarlo y sus aplicaciones, Ed. Universidad Politécnica de Madrid,2000.
- [5] Del Castillo, A. Bases Físicas e instrumentación en radioterapia}, Hospital Universitario de Valladolid.

SIMULACIÓN POR MÉTODOS DE MONTE CARLO DE ESQUEMAS DE RADIOTERAPIA FRACCIONADA; EFECTO EN LA INTERRUPCIÓN DEL TRATAMIENTO

JAIRO FERNANDO POVEDA BOLAÑOS, MARÍA CRISTINA PLAZAS DELEON

Universidad Nacional de Colombia, Facultad de Ciencias, Departamento de Física

The computacionales methods based on techniques of Monte Carlo are useful to approach the effect in the interruption of the treatment in fractionated radiotherapy. In the study of the response tumour, the cellular proliferation by means of the model of Gompertz, adapted is introduced to fit the curves of growth of tumors in vivo like in vitro. A population of tumors is generated in which randomness in the growth parameters is introduced, the radiosensitivity of the clonogenic cells, its initial number, the doses received in each fraction; and putting under it a scheme of divided irradiation in which interruptions can take place. Of the results that are obtained by means of these methods it concludes that the effect of the interruption is more important at the most behind schedule takes place, Reaching an increase of dose between 0,2 and 0,72 Gy per day, when the interruption is of one week.

1. Introducción

La duración de un tratamiento terapéutico con radiaciones ionizantes para el control de la enfermedad del cáncer, influye de forma considerable en la efectividad del tratamiento, ya que una prolongación del tiempo total produce una caída significativa de la probabilidad de control tumoral.

Se realizan experimentos computacionales partiendo de la información obtenida en el laboratorio, se simulan los aspectos importantes de los procedimientos terapéuticos, lo que puede ayudar a entender la compleja interacción entre los múltiples factores que influyen en el resultado de un esquema de radioterapia fraccionada cuando se presentan interrupciones en el tratamiento.

2. Metodología

Partiendo de los datos de la cinética de crecimiento y de la radiosensibilidad de los esferoides multicelulares (MTS) de la línea celular MCF-7 de cáncer de mama se realiza la simulación por métodos de Monte Carlo, en un código de lenguaje C++, para estudiar la proliferación celular en esquemas de radioterapia fraccionada en los cuales se presentan interrupciones en el tratamiento, prestando especial atención a las modificaciones que dicha situación introduce sobre un parámetro

clave como lo es la probabilidad de control tumoral. Basados en un modelo de cinética celular el cual incorpora dos elementos; Uno relacionado con el crecimiento tumoral y el segundo con la supervivencia de células sometidas a radioterapia fraccionada.

En la simulación se han introducido tres componentes esenciales: El tamaño de los tumores, que esta relacionado con el número inicial de células clonógenicas, el modelo de crecimiento de estos y su radiosensibilidad.

En cuanto al modelo de crecimiento, los modelos más sencillos para describir el crecimiento tumoral son los empíricos. de entre ellos, el de Gompertz es adecuado para ajustar las curvas de crecimiento de tumores *in vivo* como *in vitro*.

En estos modelos se supone que el crecimiento tumoral está gobernado por dos procesos antagónicos: uno que incrementa el volumen del sistema y otro que lo limita. El modelo de Gompertz asume que el aumento de tamaño es proporcional al volumen del tumor en un instante determinado, y la disminución proporcional al producto del volumen y su logaritmo, esto es:

$$dV(t)/dt = AV - aV \ln V \quad (1)$$

La solución de esta ecuación es de la forma:

$$V(t_1) = V(t_0) \exp\left[\frac{A}{a}(1 - \exp(-at))\right] \quad (2)$$

Que relaciona el volumen en un instante t_1 con el volumen en un instante anterior t_0 , y donde A y a son parámetros del modelo.

Por otra parte, el volumen es proporcional al número de células que contiene el tumor y se puede suponer que el número de clonógenos es, aproximadamente, un 50% del contenido celular total del agregado. Así, bajo la hipótesis de que el crecimiento de los clonógenos supervivientes sigue el modelo de Gompertz, se puede escribir:

$$N(t) = N_0^s \exp[A(d) - (\ln N_0^s(d)/N_{CL})(1 - \exp(-a(d)t))] \quad (3)$$

Donde N_0^s es el número de clonógenos supervivientes tras la dosis d , $A(d)$ y $a(d)$ los parámetros del modelo de Gompertz correspondientes a un número inicial de clonógenos de normalización N_{CL} .

De esta forma se generan diez mil tumores que varían en tamaño, con diferentes características proliferativas y de radiosensibilidad. Este número se elige para asegurar un comportamiento estadístico adecuado, para calcular la probabilidad de control tumoral en un esquema de radioterapia fraccionada, las características de cada tumor y el efecto que sobre ellos produce la radiación se introducen de la siguiente manera:

- Se han considerado tumores con un número inicial de clonógenos comprendido entre 10^5 y 10^6 . El número concreto para cada tumor se ha obtenido de forma aleatoria según una distribución uniforme
- En el crecimiento de los tumores, se supone que los clonógenos supervivientes tras una fracción de dosis d , $N_0^s(d)$, proliferan siguiendo la ley de crecimiento de tipo Gompertz.
- Puede existir inhomogeneidad en la dosis recibida por cada tumor, causada, por ejemplo, por la diferente localización del agregado en la zona irradiada. Para tener en cuenta este hecho, se ha supuesto una distribución normal para la dosis por fracción, de modo que su valor medio sea 2 Gy y su desviación estándar 0.07 Gy, lo que supone inhomogeneidades de hasta un 10% en la dosis por fracción.
- Para evaluar la supervivencia tras cada fracción de la dosis, se emplea el MQL, de modo que la fracción de supervivencia depende de la dosis por fracción

El ajuste de las curvas de probabilidad de control tumoral que se obtienen de las simulaciones realizan con un modelo logístico dado por:

$$P(D) = [1 + (D_{50}/D)^{4g}]^{-1} \quad (4)$$

Donde D_{50} es la dosis necesaria para alcanzar una probabilidad de control tumoral de 0.5 y g es la pendiente normalizada de la curva dosis-respuesta para el tumor, que puede tomarse directamente como la pendiente en el punto de inflexión de la sigmoide.

3. Resultados

3.1 Probabilidad de control tumoral

Las curvas de probabilidad de control tumoral o curvas dosis-respuesta tienen una forma sigmoide (i.e. S), con los efectos de la radiación tendiendo a cero para dosis muy bajas y tendiendo a uno para dosis muy grandes.

El objetivo de tratar un tumor con radioterapia es producir que todas sus células pierdan la capacidad proliferativa indefinida. A partir de esta idea y la naturaleza aleatoria de la muerte celular producida por la radiación, se utilizó la fórmula matemática para la probabilidad de cura del tumor después de la radiación, esta probabilidad depende del número promedio de clonógenos supervivientes en el tumor.

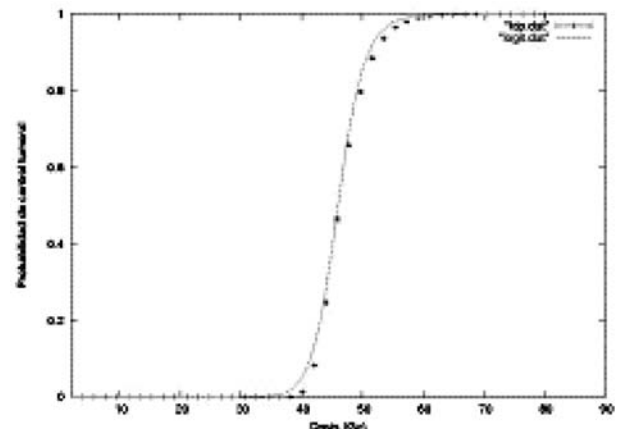


Figura 1. Resultados de la simulación de un programa de radioterapia fraccionada, puntos rojos. Las líneas punteadas son los ajustes de estos puntos al modelo logístico

La probabilidad de control tumoral en función de la fracción de dosis se muestra mediante puntos rojos, la línea punteada corresponde al ajuste de la curva obtenida de la simulación. Para un control tumoral del 50% la dosis es de (46 ± 0.05) Gy.

3.2 Efecto del tiempo total del tratamiento

Se han efectuado nuevas simulaciones para analizar el efecto del tiempo total del tratamiento, generado interrupciones de una semana completa en diferentes etapas del tratamiento terapéutico.

El efecto que sobre la efectividad del tratamiento tiene la interrupción en una semana en diferentes etapas del tratamiento se observan en la figura 2.

Como puede observarse en la figura 2, la interrupción durante los días sábados y domingos produce un crecimiento del agregado tumoral (picos). Este crecimiento puede explicarse del fenómeno conocido como repoblación acelerada, que consiste de un aumento considerable del rit-

Efecto en la interrupción de una semana completa en el tratamiento
En un esquema de radioterapia fraccionado (tratamiento estándar)

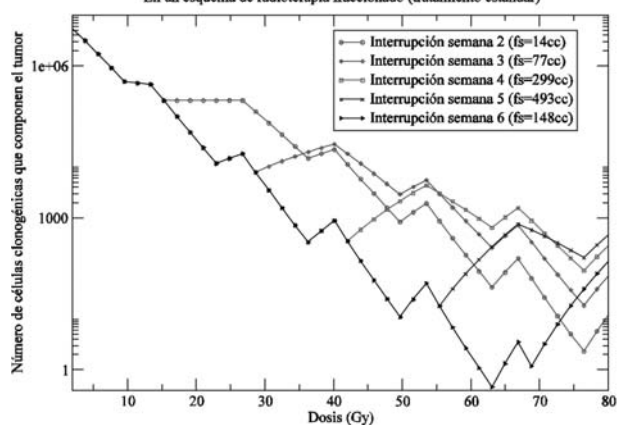


Figura 2. Efecto en la interrupción del tratamiento sobre la proliferación de células clonogénicas.

mo proliferativo, esta es una reacción homeostática a la pérdida celular y no es exclusiva de la respuesta a la radiación como agente citotóxico. Los mecanismos que dan lu-

gar a la repoblación acelerada no son todavía bien conocidos, pero se han propuesto varias explicaciones basadas principalmente en tres procesos: acortamiento del tiempo del ciclo celular, aumento de la fracción de crecimiento y reducción de la pérdida celular.

Cualesquiera que sean los mecanismos histológicos por los que se produce un aumento neto de la tasa de crecimiento de los tumores tras comenzar la radioterapia, el modelo de Gompertz es capaz de reflejar esta situación.

El modelo proporciona un "número aparente" de clonógenos supervivientes al finalizar el tiempo inicial programado, pero este número no refleja el valor del parámetro histológico correspondiente, solo se pretende tener en cuenta que un aumento del número de clonógenos produce efectos distintos según el momento en que se produzca.

Al igual que se muestra en este estudio, numerosos análisis de resultados clínicos han puesto de manifiesto la necesidad de aumentar la dosis total para compensar el efecto que sobre la probabilidad de control tumoral, tiene la proliferación acelerada. Los valores de corrección de dosis son calculados de acuerdo con la ecuación de isoeffecto

Aplicando los métodos de compensación presentados en la tabla 1, los resultados son los siguientes:

| Se mantiene el tiempo total y la dosis por fracción | | |
|--|-------------------------|------------------|
| Método de compensación | Dosis por fracción (Gy) | Dosis total (Gy) |
| Se administran 2 fracciones por día durante algunos días. Para la interrupción en la 2 ^a , 3 ^a o 4 ^a semana | 1.79 ± 0.08 | 57.9 ± 0.5 |
| Se mantiene el tiempo total y aumenta la dosis por fracción | | |
| Se mantiene el número de fracciones que restan pero aumentan todas las dosis por fracción | | |
| Para la interrupción de la 2 ^a semana | 2.02 ± 0.07 | 64.8 ± 0.5 |
| Para la interrupción de la 3 ^a semana | 2.31 ± 0.07 | 64.8 ± 0.5 |
| Para la interrupción de la 4 ^a semana | 2.43 ± 0.07 | 64.7 ± 0.5 |
| Para la interrupción de la 5 ^a semana | 2.71 ± 0.07 | 64.5 ± 0.5 |
| Una o más fracciones al final del tratamiento | | |
| Se acepta el alargamiento con 1 o más fracciones extra al final. | | |
| Para interrupción en la última semana del tratamiento | 2.56 ± 0.06 | 62.8 ± 0.5 |

Tabla 1. Métodos de compensación por interrupción del tratamiento

Conclusiones

En cualquier caso, si se produce proliferación tumoral, un aumento en el tiempo de tratamiento ha de generar un aumento del número de clonógenos y, en consecuencia, un empeoramiento de la probabilidad de curación para el paciente.

A pesar de los resultados simular virtualmente a un paciente mediante una representación tisular computarizada equivalente, no es clínicamente muy seguro puesto que la respuesta de los tejidos a la radiación depende de muchos otros factores que en la actualidad no se tienen en cuenta a la hora de la planificación del tratamiento. Estos factores son entre otros la organización estructural interna en subunidades funcionales.

Es importante recalcar que tras la interrupción del tratamiento se debe garantizar al paciente en lo máximo, la probabilidad de control de la enfermedad.

Bibliografía

- [1] Al-Dweri FMO, Guirado D, Lallena AM. Simulación de programas fraccionados de radioterapia: estudio de control tumoral y de efecto de la interrupción del tratamiento. *Revista Física Médica* 2001; 2: 17-20.
- [2] Guirado Damian. Radiosensibilidad de esferoides multicelulares. Universidad de Granada, 1998.
- [3] Guirado D, Vilches M. Influencia de la proliferación y de la variación de la radiosensibilidad en un programa de radioterapia fraccionado. *Revista de Oncología* 2000; 2: 42-50.
- [4] Sociedad Española de Física Médica; Radiobiología Clínica, Editado por SERVYMAGEN UNION, S.L, Madrid 2003.
- [5] Steel GG. *Basic Clinical Radiobiology*, tercera edición. Editado por G. Gordon Steel, Londres 2002.

CARACTERIZACIÓN DE CRISTALES TERMOLUMINISCENTES (LIF:MG,TI) PARA DOSIMETRÍA DE PACIENTES DE RADIOTERAPIA

¹VALDERRAMA Z,²MACHADO H, ¹M. PLAZAS.

¹ Departamento de Física, Universidad Nacional de Colombia sede Bogotá.

² Grupo de Física Médica. Instituto Nacional de Cancerología E.S.E.

The dosimetry allows us to verify the dose received by a patient, detecting a possible sub or over dosage at the beginning of the Radiation treatment or during the course of it. In such a way, those corrections can be made on subsequent fractions. This contributes to the evaluation of uncertainties on the planning and delivery of dose to the target volume and organs at risk. At the same time, it allows to detect possible abnormalities on the operation of radiation emitting equipment. The purpose of this work is to show the viability of a quality assurance routine using a TLD system. To reach the goal, TLD detectors response characteristics were determined by means of a cobalt 60 beam.

1. INTRODUCCIÓN

La dosis de radiación suministrada a un paciente durante su tratamiento de radioterapia es importante cuando existen órganos de riesgo. De hecho, en algunos tratamientos de radioterapia es importante conocer la dosis en un órgano específico, debido a los posibles daños inducidos por la radiación. Un sistema de dosimetría es una herramienta que permite evaluar la precisión y la exactitud del tratamiento prescrito garantizando la calidad del mismo. Para implementar un sistema de dosimetría adecuado es necesario utilizar detectores de radiación para conocer la dosis que recibe el paciente en un punto dado.

El Organismo Internacional de Energía Atómica ha tenido una permanente preocupación porque la dosis prescrita por el médico sea la dosis entregada durante el tratamiento, es por esta razón que adelanta programas de intercomparación postal de dosis por TLD y proyectos de apoyo entre los cuales se elaboró un documento "protocolo de calibración de cristales TLD" que ha sido seguido en este trabajo.

Este documento presenta la evaluación dosimétrica inicial de los detectores termoluminiscentes TLD-100. Estos detectores requieren ser caracterizados y calibrados adecuadamente para usarlos en dosimetría de pacientes. Por esta razón, se tienen en cuenta diferentes propiedades físicas tales como: la respuesta del detector a diferentes dosis y calidades de haz, la pérdida gradual de intensidad en la curva de brillo con respecto al

tiempo, el factor de corrección de la lectura del detector según el ángulo de incidencia del haz, el comportamiento del detector cuando se cambian parámetros como la distancia fuente-superficie (SSD), el tamaño del campo de radiación, o cuando se usan el cuñas u otros accesorios.

2. ASPECTOS TEÓRICOS

2.1. Detectores Termoluminiscentes

La termoluminiscencia es la propiedad presentada por algunos materiales de emitir luz cuando son calentados, luego de ser irradiados. La explicación física de la termoluminiscencia se basa en la teoría de bandas por Randall y Wilkins^[1]. La presencia de defectos en la red cristalina tiene como consecuencia la aparición de niveles energéticos trampa entre la banda de valencia y la banda de conducción. Se considera que esos niveles suplementarios constituyen estados metaestables, es decir, niveles en los cuales toda transición directa de un electrón a su estado inicial es improbable. Cuando estos niveles se ubican cerca de la banda de conducción, son susceptibles a capturar electrones y son llamados trampas de electrones. De manera similar se definen las trampas de huecos.

Un electrón es promovido de la banda de valencia a la banda de conducción al incidir radiación en un cristal pero es capturado por la trampa de electrones. Simultáneamente el hueco

dejado en la banda de valencia puede ser llenado por un electrón cedido por el activador, provocando así la captura de un hueco. Esos portadores libres circulan en sus respectivas bandas y pueden ser atrapados o se pueden recombinar entre ellos: Un cierto porcentaje de electrones de la banda de conducción se recombina con el hueco cediendo su energía luminosa inmediatamente después de la absorción (10^{-8} s a 10^{-10} s), es decir se produce fluorescencia. La otra parte de los electrones es capturada por la trampa de electrones y permanecen allí por cierto tiempo. La duración de vida es inversamente proporcional a la probabilidad P de liberación de electrones de la trampa por unidad de tiempo y depende de la profundidad de la trampa E, siendo la probabilidad descrita por la ecuación de Arrhenius:

$$P = S \text{Exp}\left(-\frac{E}{KT}\right) \quad (1)$$

donde S es el factor de frecuencia (del orden de la frecuencia vibracional del cristal) que puede variar entre 10^6s^{-1} y 10^8s^{-1} , T es la temperatura absoluta y k es la constante de Boltzman. Si E es pequeña (< 0.6 eV), la agitación térmica de los electrones producida por la temperatura ambiente puede ser suficiente para liberarlos. Si E es grande, la liberación se da por medio de energía térmica exterior.

2.2 Curva de Brillo

La probabilidad de transición termoluminiscente se incrementa con el aumento de la temperatura y por tanto la intensidad de la luz emitida, al graficar I Vs T se obtiene lo que denominamos curva de brillo^[2]. Esta curva presenta picos que aparecen a distintas temperaturas y es diferente para cada material. El área bajo esta curva, es decir, la luz emitida, es proporcional a la dosis de radiación recibida por el dosímetro.

3. ASPECTOS EXPERIMENTALES

En este trabajo se utilizan 100 detectores termoluminiscentes de fluoruro de litio dopados con magnesio y titanio, en forma de chip.

Para leer la información que contienen los dosímetros después de la irradiación se utiliza un lector Harshaw modelo 4500. Una cámara de ionización Wellhofer IC70 serie 257, tipo cilíndrica, con un factor $N_{dw} = 4,784 \times 10^7$ Gy/C fue utilizada como patrón para las calibraciones junto con un electrómetro PTW Unidos E.

Todas las irradiaciones fueron ejecutadas en un equipo de telecobaltoterapia Theratron 780 del Instituto Nacional de Cancerología E.S.E. Para el proceso de irradiación los cristales se colocaron sobre acrílicos de 0,5 cm de espesor.

Después de leer y analizar los dosímetros, estos pueden

usarse de nuevo, sometiéndolos previamente a un proceso térmico para eliminar cualquier señal termoluminiscente residual. Para esto se utilizó un Horno PTW, en el cual se sometían los cristales a un proceso térmico de 400°C por dos horas seguido de 100°C por una hora.

4. RESULTADOS OBTENIDOS

4.1 Linealidad

Para medidas de linealidad, los detectores fueron expuestos a un haz de 1.25MeV en un campo de $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ a diferentes dosis en el rango de 20 a 400cGy . En cada exposición se calculó el factor de corrección K_{lineal} , dado por la ecuación 2, en donde, D_0 y M_0 son la dosis y la lectura de los detectores, respectivamente, para una dosis de referencia de 100cGy , D y M son la dosis y la lectura de los detectores para cada una de las dosis utilizadas. Graficando el factor de corrección K_{lineal} con respecto a la dosis entregada a los cristales se obtiene la figura 1.

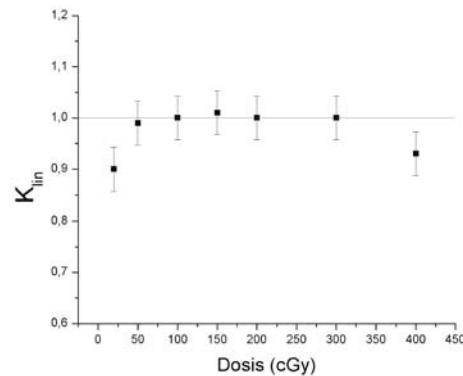


Figura 1. Respuesta de los TLD a dosis en el rango de 20 a 400cGy , medida en un haz de Co^{60} con un campo de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$.

4.2 Dependencia con la Energía

El factor de corrección energética (k_{energy}) evalúa la respuesta de los detectores TLDs a diferentes energías. Para calcular este factor se estudio la respuesta del detector con $1,25\text{MV}$ (en Co^{60}) y 6MV en un acelerador Lineal (CLINAC 600C), obteniendo un pequeño factor de dependencia energética igual a 1,02.

$$K_{lin} = \frac{\frac{M_0}{D_0}}{\frac{M}{D}} \quad (2)$$

4.3 Dependencia Angular

Para evaluar la respuesta del detector a diferentes ángulos de incidencia del haz (K_{angle}), los TLDs fueron irradiados variando las condiciones angulares del gantry. En cada caso se calculó la dosis según el protocolo 398 y se registraron las lecturas promedio de los detectores. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla I.

$$K_{\text{angle}} = \frac{\left[\frac{M}{D} \right]_{0^\circ}}{\left[\frac{M}{D} \right]_{\text{ang}}} \quad (4)$$

| Angulo | K_{angle} |
|--------|--------------------|
| 15 | 1.04 |
| 30 | 1.03 |
| 45 | 1.02 |
| 60 | 1.01 |
| 0 | 1 |
| -15 | 1.04 |
| -30 | 1.03 |
| -45 | 1 |
| -60 | 1 |

Tabla I. Respuesta de los TLD respecto al ángulo de incidencia del haz.

4.4 Fading

El fading, valora la pérdida gradual de intensidad en la curva de brillo con respecto al tiempo. Para calcular este factor dado por la ecuación 5, los cristales se irradiaron normalmente, pero se variaron los tiempos entre irradiación y lectura, estos tiempos fueron: $t_{\text{ref}} = 3.5$ horas y $t_2 = 77$ horas.

$$K_{\text{fading}} = \frac{\left[\frac{M}{D_0} \right]_{t_{\text{ref}}}}{\left[\frac{M}{D} \right]_{t_2}} = 1.04 \quad (3)$$

4.5 Factor de Corrección SSD

La corrección SSD es necesaria para verificar la ley del inverso cuadrado entre la profundidad de dosis máxima y la posición del volumen activo del detector^[3]. Los detectores fueron irradiados a diferentes SSD (75,80,85,90 cm) obteniendo los factores de corrección (1.01, 1, 1.02, 1.03) respectivamente.

4.6 Dependencia con el tamaño del campo.

Este factor relaciona la respuesta del detector con un campo de referencia (10cmx10cm) y otro tamaño de campo cualquiera. Para su cálculo los detectores se irradiaron con diferentes tamaños de campo como se muestra en la tabla.

| Tamaño de Campo (cm ²) | 6x6 | 10x10 | 15x15 | 20x20 | 25x25 | 30x30 |
|------------------------------------|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| K_{field} | 1.07 | 1 | 1.05 | 1.04 | 1.03 | 0.96 |

Tabla II. Dependencia de la respuesta de los TLDs con el tamaño del campo.

4.7 Cambio en la respuesta del detector cuando se introducen cuñas.

Para calcular el factor de cuña K_{wedge} es necesario saber el factor de transmisión^[4] de cada una de las cuñas (WF) dado por:

$$WF = \frac{\text{Dose at } d_{\text{max}} \text{ without wedge}}{\text{Dose at } d_{\text{max}} \text{ with wedge}} = \begin{cases} 0.623 \text{ para cuña } 45A^\circ \\ 0.67 \text{ para cuña } 45B^\circ \end{cases} \quad (5)$$

Este WF permite conocer el tiempo equivalente de irradiación cuando se irradia con una cuña interpuesta en relación a la irradiación a campo abierto.

$$K_{\text{wedge}} = \frac{M_{\text{open}}}{M_{\text{wedge}}} \quad (6)$$

Para la cuña de 45A se encontró un factor 1.04 y para la cuña 45B, el factor fue 1.03

4.8 Factor de Corrección de Bandeja

El cálculo de este factor es necesario para los casos en donde se necesitan bloques de un material atenuador para proteger órganos de riesgo, estos bloques se colocan sobre una bandeja, la cual incide en la respuesta del detector. El sistema de cálculo es similar al factor cuña, y esta dado por:

$$K_{\text{tray}} = \frac{M_{\text{open}}}{M_{\text{tray}}} = 0.98 \quad (7)$$

5. CONCLUSIONES

Los detectores termoluminiscentes TLD-100 presentan un comportamiento lineal con respecto a la dosis. Por otro lado, estos presentan un comportamiento simétrico en cuanto a la variación angular de haz incidente. También, a medida que se incrementan la SSD y el tamaño del campo, los factores de corrección respectivos son más relevantes.

Los TLDs presentan ventajas apreciables, tales como su baja dependencia energética, gran almacenamiento de la dosis por largo tiempo, su punto de fusión por encima de 800°C, densidad similar al tejido equivalente, su variedad de formas y su tiempo de vida, además que permiten medir radiación: gamma, equis, beta, neutrones,

Para un sistema de dosimetría son adecuados por su gran estabilidad y precisión y su pequeño tamaño permite conocer la dosis en puntos críticos.

6. REFERENCIAS

- [1] W.P.M. Mayles, S. Heisig. Treatment Verification and In vivo Dosimetry. Radiotherapy Physics in Practice, Oxford Medical Publications, Oxford University Press. 1993.
- [2] Necmeddin. A. Defect structure of glow peak 1 in LiF:Mg,Ti. Departamento de Ingeniería Física. Universidad de Gaziantep. Turquía. 2002.
- [3] Gilbert D. Glennie. A comparison of TLD dosimeters: LiF: Mg, Ti and LiF:Mg,Cu,P for measurement of radiation therapy doses. Radiological Physics, UV Health System, Charlottesville, Virginia. Octubre 2003.
- [4] Ciocci. L, Gregori. B. Caracterización de los detectores TLD LiF:Mg,Cu,P. Aplicaciones a la dosimetría ambiental. Asociación de Física Argentina. Bahía Blanca. 2004.

DIFERENCIAS EN LAS DOSIS ABSORBIDAS EN ÓRGANOS DE RIESGO Y VOLUMEN TUMORAL DE PLANIFICACIÓN (PTV) EN TRATAMIENTOS DE PULMÓN USANDO DOS ALGORITMOS DE CÁLCULO DIFERENTES: PENCIL BEAM Y COLLAPSED CONE

UREÑA LLINARES, A., SANTOS RUBIO, A., LUIS SIMÓN, F.J., SÁNCHEZ CARMONA, G.,
HERRADOR CÓRDOBA, M.

Servicio de Radiofísica - H.H.U.U. Virgen del Rocío, Sevilla.

The objective of this paper is to compare, in thirty treatments for lung cancer, the absorbed doses at risk organs and target volumes obtained between the two used algorithms of calculation of our treatment planning system Oncentra Masterplan, that is, Pencil Beam vs Collapsed Cone. For it we use a set of measured indicators (D1 and D99 of tumor volume, V20 of lung, homogeneity index defined as $(D5-D95)/D_{prescribed}$, and others). Analysing the data, making a descriptive analysis of the results, and applying the non parametric test of the ranks with sign of Wilcoxon we find that the use of Pencil Beam algorithm underestimates the dose in the zone of the PTV including regions of low density as well as the values of maximum dose in spine cord. So, we conclude that in those treatments in which the spine dose is near the maximum permissible limit or those in which the PTV it includes a zone with pulmonary tissue must be used the Collapsed Cone algorithm systematically and in any case an analysis must become to choose between time and precision in the calculation for both algorithms.

1.- Introducción

Las diferencias existentes entre las distribuciones de dosis teóricas generadas por los algoritmos de cálculo usados en sistemas de planificación (SP) con las que se obtienen en las medidas experimentales han sido bien establecidas en la actualidad[1],[2],[3]. El caso de inhomogeneidades de baja densidad genera resultados discordantes entre algoritmos de cálculo por corrección y los de convolución – superposición, siendo éstos últimos los que más se ajustan a los resultados experimentales. La razón de estas diferencias, que en algunos casos puede llegar al 40 % [1], radica en la falta de equilibrio electrónico lateral y se ve agravada por tejidos de baja densidad como el pulmón, campos pequeños y haces de alta energía (15 - 18 MV)[4].

El objetivo de nuestro estudio es valorar las implicaciones que tiene el uso de un algoritmo de cálculo por convolución “PENCIL BEAM” (PB) con otro de superposición – convolución “COLLAPSED CONE” (CC) en cuanto a dosis absorbi-

das en órganos de riesgo (OR) y volúmenes de tratamiento (PTV) en tumores pulmonares.

2.- Materiales y métodos

El sistema de planificación utilizado en nuestro estudio fue Oncentra Masterplan versión 1.4 (service pack 4) de Nucletron.

La muestra de estudio consistió en 30 casos de cáncer de pulmón. Se eligieron tanto tumores microcíticos como no microcíticos, tomando únicamente en el caso de los no microcíticos la primera fase de tratamiento puesto que en ambos tipos la prescripción es de 50 Gy y los volúmenes de tratamiento son similares.

A ambos casos se les aplicó uno de los dos protocolos de tratamiento estándar de nuestro hospital para cánceres de pulmón. El motivo de elección de un protocolo u otro fue la posibilidad de cumplir los criterios de restricciones de dosis en pulmón para uno sólo o para los dos pulmones.

Los indicadores utilizados para comparar las dosis absorbidas generadas por ambos algoritmos fueron:

- Histograma integral Dosis absorbida (Gy) – Volumen (%)
- Dosis absorbida por el 99 % de volumen tumoral (D_{99})
- Dosis absorbida por el 1 % de volumen tumoral (D_1)
- Índice de inhomogeneidad (I.I.). Nos da una medida de la homogeneidad en el reparto de dosis en el PTV. Se define como:

$$I.I. = \frac{D_5 - D_{95}}{D_{prescrita}} \times \text{isodosis de prescripción (en tanto por uno) donde } D_5 \text{ es la dosis absorbida por el 5\% del volumen tumoral y } D_{95} \text{ la dosis absorbida por el 95\%}.$$

- Volumen de pulmón (en %) que recibe 20 Gy (V_{20})
- Dosis máxima en médula $D_{m\acute{a}x}$ (médula)
- Dosis media en pulmón ipsilateral y contralateral $\bar{D}(i)$ y $\bar{D}(c)$
- Suma de las unidades de monitor de todos los campos empleados en el tratamiento $\Sigma_{U.M.}$

Para analizar si existen diferencias en el cálculo mediante cada uno de los algoritmos se ha utilizado la prueba no paramétrica de los Rangos con Signo de Wilcoxon de comparación de medias para cada uno de los indicadores. Posteriormente realizamos un análisis estadístico descriptivo atendiendo a la diferencia absoluta de los indicadores que representan dosis y unidades de monitor, lo que nos dará una idea de cuanta es la desviación de un algoritmo de cálculo respecto a otro en términos absolutos.

3.- Resultados

Los resultados, tras haber realizado la prueba de Wilcoxon,

| Rango | Rangos negativos | Rangos positivos | Empates | Total |
|---|------------------|------------------|---------|-------|
| $D_{99}(\text{PB}) > D_{99}(\text{CC})$ | 1 | 29 | 0 | 30 |
| $D_1(\text{PB}) > D_1(\text{CC})$ | 3 | 27 | 0 | 30 |
| $I.I.(\text{PB}) > I.I.(\text{CC})$ | 27 | 3 | 0 | 30 |
| $D_{m\acute{a}x}(\text{médula}) \text{ PB} > D_{m\acute{a}x}(\text{médula}) \text{ CC}$ | 26 | 4 | 0 | 30 |
| $V_{20}(\text{PB}) > V_{20}(\text{CC})$ | 28 | 2 | 0 | 30 |
| $\bar{D}(i) \text{ PB} - \bar{D}(i) \text{ CC}$ | 3 | 25 | 0 | 28 |
| $\bar{D}(c) \text{ PB} - \bar{D}(c) \text{ CC}$ | 15 | 15 | 0 | 30 |
| $\Sigma_{U.M}(\text{PB}) - \Sigma_{U.M}(\text{CC})$ | 28 | 2 | 0 | 30 |

se resumen en la siguiente tabla:

Tabla 1.- Resultados de la prueba de los Rangos con Signo de Wilcoxon

El resultado es la existencia de diferencias significativas ($p < 0,001$) en todos los indicadores estudiados excepto en D ($p > 0,05$). Para la mayoría de los indicadores hay una tendencia claramente definida. En el caso del D_{99} , que nos da una

medida las zonas de PTV que puedan quedar infradosificadas observamos diferencias pueden llegar hasta los 6 Gy.

Para el indicador de puntos con sobredosificación D_1 , en ningún caso la diferencia es superior a 2 Gy, por tanto a para zonas con dosis altas la diferencia entre los algoritmos es menos importante.

En cuanto a la médula, la dosis máxima es menor para PB que para CC en 26 de los 30 casos analizados, llegando esta infraestimación hasta los 3 Gy.

En el caso del indicador V_{20} sucede exactamente igual que en médula, hay en líneas generales una infraestimación de los valores obtenidos con PB respecto a CC. La dosis media recibida por los pulmones en el caso del pulmón contralateral las diferencias no son mayores de 0,6 Gy entre un algoritmo u otro mientras que en el caso del pulmón ipsilateral las diferencias en 26 de los 30 casos no supera los 1,5 Gy.

Para el I.I. observamos que el reparto de dosis en el PTV es menos homogéneo cuando se calcula con CC.

También se realizó una comparación cualitativa de los histogramas integrales dosis absorbida – volumen quedando patente los resultados ya obtenidos en cuanto al índice de inhomogeneidad, esto es, peor cobertura para CC de aquellos volúmenes de PTV que incluyen tejido pulmonar (Figura 1).

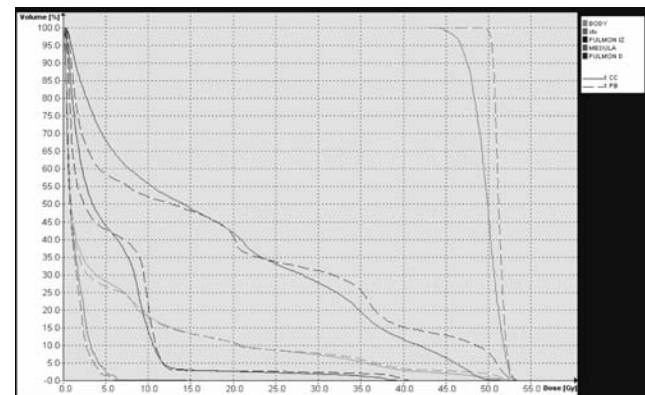


Figura 1. Histograma comparativo CC vs PB

Además pudimos comprobar que la tendencia es que a dosis bajas los volúmenes irradiados de pulmón son mayores para CC que para PB, sucediendo lo contrario a dosis altas

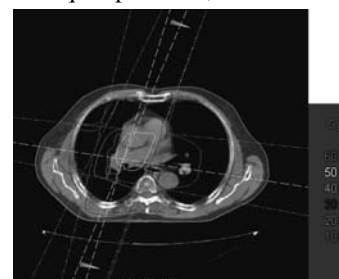


Figura 2. Distribución típica de dosis con CC.

4.- Discusión y conclusiones

Conociendo que el CC realiza un cálculo mas preciso, hemos obtenido que, para la técnica de tratamiento de nuestro centro, el uso del PB implica en cuanto a la distribución de dosis en el volumen tumoral la sobrestimación de la dosis absorbida en la zona de PTV que abarque tejido pulmonar. Asimismo para las zonas calientes no existen diferencias importantes.

En cuanto a los órganos de riesgo, vemos que el PB proporciona una estimación inferior de la dosis máxima en médula pudiendo ser crítico en la viabilidad del tratamiento cuando se está cercano al límite de tolerancia medular.

En cuanto a los pulmones existe un diferencias apreciables en la distribución relativa de la dosis pero sin influencia sobre el V_{20} .

Por tanto consideramos que es conveniente el uso sistemático del algoritmo de CC cuando el volumen tumoral contenga una parte significativa de tejido de baja densidad o estemos muy cercanos al límite de dosis en médula. En otras situaciones debe va-

lorarse el uso de uno y otro algoritmo buscando el compromiso entre precisión y la optimización del tiempo en el cálculo.

Bibliografía

- [1] CARRASCO, P. et al., Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. *Med. Phys.* 31, (2004) 2899 – 2911.
- [2] DE JAEGER, K. et al., Incorporating an improved dose-calculation algorithm in conformal radiotherapy of lung cancer: re-evaluation of dose in normal lung tissue. *Radiotherapy & Oncology* 69 (2003) 1 – 10.
- [3] CHETTY, I.J. et al., The influence of beam model differences in comparison of dose calculation algorithms for lung cancer treatment planning. *Physics in Medicine and Biology* 50, (2005) 801 – 815.
- [4] WANG, L. et al., Dosimetric advantage of using 6 MV over 15 MV photons in conformal therapy of lung cancer: Monte Carlo studies in patient geometries. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 3 (2002) 51 – 59.

VERIFICACIÓN INDEPENDIENTE DE LOS PARÁMETROS DE PLANIFICACIÓN, HISTOGRAMAS DOSIS VOLUMEN, Y PARÁMETROS RADIOBIOLÓGICOS MEDIANTE EL USO DE UNA HOJA DE CÁLCULO AUTOMATIZADA

!A. PÉREZ ROZOS, !I. JEREZ SAINZ, !J.L. CARRASCO RODRÍGUEZ

[!] Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Virgen de la Victoria. Málaga (España)

In radiotherapy it is recommended the use of an independent procedure of checking dose calculations, in order to verify the main treatment planning system and double check every patient dosimetry.

In this work we present an automatic spreadsheet that import data from planning system using IMPAC/RTP format and verify monitor unit calculation using an independent calculus algorithm. Additionally, it perform a personalized analysis of dose volume histograms and several radiobiologic parameters like TCP and NTCP. Finally, the application automatically generate a clinical dosimetry report for every patient, including treatment fields, fractionation, independent check results, dose volume analysis, and first day forms.

1. Introducción y objetivos

En radioterapia se recomienda realizar una verificación independiente de la dosis calculada por el planificador para cada uno de los campos que se van a administrar a cada paciente [1]. Esta verificación se puede hacer por medios más o menos complejos, pero en general se pretende que sea una verificación rápida, que se utilice un algoritmo de cálculo distinto del ya utilizado, y que sea una verificación fiable que permita identificar errores o discrepancias importantes en el proceso de cálculo.

En el mercado existen varias soluciones comerciales que se distinguen por la mayor o menor complejidad del algoritmo utilizado para la verificación, la facilidad o versatilidad de los formatos de importación y exportación empleados, y un coste económico que para muchas instalaciones puede ser importante. Todas ellas presentan parámetros de calidad suficientes para ser utilizadas, pero rara vez se ajustan de manera completa a las necesidades del usuario final. En ocasiones la conectividad con el sistema de planificación no es satisfactoria, o importar los datos para la verificación resulta engorroso, y los formatos de impresión del informe final pueden no ser del todo adecuados a los fines que se pretenden.

Nos planteamos el desarrollo de una aplicación informática, personalizada a nuestra instalación, que solucionara de manera rápida y eficaz el proceso de verificación de las unidades de monitor en radioterapia externa conformacional, que permitiera el análisis de los histogramas dosis volumen, aplicando tolerancias personalizadas por órganos, y que permitiera la corrección de los histogramas mediante parámetros radiobiológicos utilizando el modelo lineal cuadrático y modelos de cálculo de NTCP y TCP.

2. Material y métodos

Para la elaboración de la aplicación informática en primer lugar fue necesario decidir en qué lenguaje de programación se podía elaborar, decidiéndonos por Visual Basic para aplicaciones (VBA) de MS – Excel (MS Office / Microsoft), ya que eliminaba la necesidad de programar la interfaz visual de la aplicación y era la *suite* ofimática disponible en nuestro entorno hospitalario.

Nuestro planificador Philips – Pinnacle³ (v. 6.2 y v. 7.4f), permite la exportación en formato RTP Impac [2], que por su sencillez ha sido escogido como formato de exportación de

los datos de planificación. Para la exportación del histograma dosis volumen ha sido necesario realizar una programación interna del planificador mediante el lenguaje de *scripts* incorporado [3], y macros de unix para la preparación previa de los datos. Todas estas operaciones han sido automatizadas en el planificador mediante la incorporación de una serie de botones que permiten ejecutar cada paso mediante una operación sencilla.

La hoja de cálculo se ha programado de manera modular, estando completamente separadas las subrutinas destinadas a la importación y proceso de datos, (cálculo de unidades de monitor, cálculo de estadísticas en los histogramas dosis volumen, cálculo de parámetros radiobiológicos, y generación de hojas de transferencia de información a los técnicos de la unidad de tratamiento), de tal manera que en cualquier momento es fácilmente actualizable para tener en cuenta nuevas unidades de tratamiento o cambios en los procedimientos de actuación.

a. Importación de los datos

La importación de los datos se realiza mediante el formato RTP definido por el grupo Impac utilizando la red informática existente. Se han elaborado un conjunto de subrutinas que, a partir del número de historia del paciente, abren el archivo del planificador y extraen la información relevante de la prescripción, datos de tratamiento, histograma dosis volumen, y algunos datos demográficos para estadística posterior.

b. Verificación de las unidades de monitor

Se han programado un conjunto de funciones que realizan una verificación independiente de las unidades de monitor mediante un cálculo manual directo con técnica isocéntrica, en el que se tiene en cuenta la presencia de heterogeneidades a través del uso de una profundidad efectiva, y se tiene en cuenta la conformación del campo importando de manera automática las posiciones del colimador multiláminas. Las subrutinas encargadas de esta verificación han sufrido el mismo proceso de verificación y comisionado que un planificador, han sido comparadas con los resultados del planificador y frente a medidas reales con resultados satisfactorios dentro de su rango de aproximación. Para las situaciones en las que el cálculo no es adecuado se han establecido niveles de tolerancia o referencia (p.e. campos fuertemente bloqueados o con presencia de aire importante y falta de dispersión).

c. Estadísticas HDV y cálculo de parámetros radiobiológicos

Otro conjunto de subrutinas preparan la información de los histogramas dosis volumen para su representación gráfica, clasificando los volúmenes según sean órganos de riesgo o volúmenes blanco de planificación. La información se procesa para realizar un informe según las recomendaciones ICRU, con estadísticos personalizados a cada órgano de riesgo (dosis media, dosis máxima a un volumen clínicamente relevante, y tres

niveles de referencia de dosis), y a los volúmenes blanco (dosis media, desviación estadística, dosis máxima, y los volúmenes cubiertos por las isodosis del 90, 95, 107, y 110 % de la dosis prescrita).

La hoja de cálculo se encuentra preparada para el cálculo de parámetros de NTCP y TCP. Para ello se han recogido una colección de valores de los parámetros del modelo dependiendo de los tejidos y tumores.

d. Generación de hojas de transferencia de información

Los datos son preparados en un formato amigable, fácilmente legible, para ser interpretados en el proceso de preparación y puesta en tratamiento del paciente. Para ello se generan unas hojas de transferencia de información para cada fase del tratamiento. Estas hojas contienen la información necesaria en cada etapa para el tratamiento del paciente.

3. Resultados

En el proceso de diseño de la hoja de verificación primó la facilidad y rapidez de uso, sólo es necesario introducir el número de historia del paciente para realizar todo el proceso de importación de datos y verificación. Si además se requiere generar las hojas de transferencia de información a los técnicos de la unidad de tratamiento será necesario introducir datos adicionales sobre los desplazamientos a realizar o datos de la colocación del paciente. Si los datos de la verificación están dentro de las tolerancias establecidas, y no es necesario realizar comprobaciones adicionales, el proceso completo de verificación y generación de la información impresa dura del orden de 10 minutos.

La hoja de cálculo utiliza una tabla de TPR que fue generada mediante medidas independientes de las utilizadas en el planificador principal. Para los factores de dispersión se decidió utilizar una tabla de factores para tener mejor acuerdo en el cálculo de campos rectangulares. Los cálculos realizados por la hoja de verificación se compararon frente a los del planificador y a medidas reales de la unidad de tratamiento para un conjunto suficientemente amplio de campos. Los acuerdos en los campos estándar fueron mejores del 2% para el 95% de los campos comprobados. Las desviaciones máximas se dan en los campos con fuertes asimetrías en las que el modelo de cálculo utilizado deja de ser una aproximación válida. Se está trabajando de manera continua en mejorar el rango de validez del modelo para incorporar situaciones más complejas.

En función de las localizaciones se han establecido niveles de referencia que tienen en cuenta la diferencia existente entre el algoritmo de cálculo sofisticado del planificador principal respecto a las simplificaciones introducidas en la hoja de verificación. Las principales diferencias vienen dadas por la asimetría de los campos, la presencia de interfases, la pérdida de

radiación dispersa al abrirse los campos fuera del paciente (p.e. campos tangenciales en mamas). En las ocasiones en las que la verificación se sitúa fuera de estos valores de referencia se procede a realizar comprobaciones adicionales con el fin de identificar la fuente de la discrepancia.

4. Conclusiones

Hemos presentado una aplicación informática que soluciona el proceso de verificación independiente de unidades de monitor en radioterapia externa conformacional con resultados y aproximación satisfactorios. Permite el cálculo de diversos parámetros radiobiológicos para la corrección o evaluación del plan de tratamiento. Es posible, además, la generación de hojas de puesta en tratamiento del paciente personalizadas a cada institución, y la generación de informes del paciente.

Con el modelo de cálculo utilizado se puede establecer un nivel de tolerancia en torno al 7% de diferencia respecto a lo

calculado por el planificador principal, pudiendo reducirse esta tolerancia a niveles inferiores en función de cada localización particular.

La aplicación se muestra solvente en la verificación de los tratamientos convencionales de radioterapia, donde puede sustituir con éxito a las soluciones comerciales existentes, pero se debe ampliar su modelo de cálculo para la verificación de tratamientos de mayor complejidad en las distintas modalidades de IMRT, donde las soluciones comerciales todavía se muestran superiores.

Bibliografía

- [1] Monitor Unit Calculation for high energy photon beams. A. Dutreix, B. E. Bjängard, A. Bridier et al. ESTRO. 1997
- [2] RTPConnect. Radiotherapy treatment planning Import/Export. Interface specification. Impac Medical Systems. 2001
- [3] Pinnacle Physics Guide. P/N 9201-5067^a-ENG Rev. B (Version 6.0). Philips. 2001.

ESTUDIO DE LOS EFECTOS DE LAS PRÓTESIS METÁLICAS EN TRATAMIENTOS RADIOTERÁPICOS EN IRRADIACIÓN PÉLVICA

¹P. CABRERA, ²J.C. MATEOS, ²M. HERRADOR, ¹MJ. ORTIZ.

¹Servicio de Oncología Radioterápica.

²Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío. Dpto Fisiología Médica y Biofísica. Universidad de Sevilla.

Introduction. In this work it is described the problems related to the radiotherapy treatments of patients with prostate cancer and hip implants.

Objectives. Analyze the effects of metallic prostheses in radiotherapy treatments and present the methods to overcome the problems that arise in these situations.

Methods. Our patients are studied in a TAC Philips with a range of Hounsfield numbers of -1000 to 4000. The planning and measurement of CT numbers are done in a RTP ADAC Pinnacle that have a maximum of 32767 CT units. The metallic implants more frequently used, titanium, stainless steel and cobalt-chromium-molybdenum, generate CT numbers from 20000 to 30000, and cause saturation effects. This problem may be solved with modern scanners that use the extended CT range. It is an algorithm that expand the usual range by a factor of 10. An alternative solution to this problem can be used if the prostheses are able to scan to select the window parameters that allow an automatic region of interest (roi) definition that match to the dimensions of the implants. Finally it is assigned the electronic/physical densities to the created roi's.

Results. The clinical dosimetry of patients with prostheses have been done defining the usual regions of interests (target volume and risk organs) in first place. Finally the prostheses are outlined using the window parameters previously measured and assigned the electronic or physical densities. The attenuation of the implant may then be calculated accurately.

Conclusión. The presence of implants in the treatments fields originate artifacts in the TAC images of patients and underdosage of target volume that range between 12% and 30% in function of material and energy used. It is necessary the application of methods that correct the dose behind the implant, if it is not possible to prevent the incidence of the treatment beams over the prostheses

1. Introducción

La proporción de pacientes oncológicos que requieren tratamientos radioterápicos y que disponen de algún tipo de prótesis, es pequeña pero creciente. La planificación 3D y el tratamiento radioterápico de la zona pélvica de un paciente con prótesis de cadera, posee diversas dificultades que se inician en el proceso de adquisición de imágenes de TAC. Estas imágenes poseen artefactos que básicamente adoptan dos formas distintas. Por un lado aparecen unas líneas brillantes de densidad superior a la real, y al mismo tiempo se generan unas re-

giones de sombra, donde el haz intercepta la prótesis alterando las estructuras existentes en dicha zona. La figura 1 muestra algunos de estos artefactos en un corte transversal de uno de nuestros pacientes tratado de cáncer de próstata.

Estos artefactos conducen a dos tipos de problemas que afectan a la definición de la prótesis y volúmenes de interés, y a la determinación de la densidad electrónica o física correcta (Ding, 2001, Roberts, 2001, Carolan, 2000, Alecu, 1999). Adicionalmente puede ocurrir que no se dispongan de los datos precisos del tipo de prótesis que permita conocer su forma,

material y densidad. Varios procedimientos se han diseñado en los últimos 10 años, para reducir los artefactos generados en las tomografías de pacientes con objetos metálicos. Un primer método ha consistido en utilizar materiales poco atenuantes (Robertson, 1988, Seitz, 1985). Un método alternativo utiliza un incremento de la energía efectiva del haz de rayos X, pero presenta mayores riesgos desde un punto de vista técnico.



Figura 1. Artefactos prótesis Cr-Co-Mo

Existen algoritmos matemáticos para la obtención de los datos faltantes que permiten la reconstrucción de la imagen, (Fishman, 1986). Pero ninguna de estas soluciones se han puesto en la práctica clínica de forma rutinaria.

La única excepción a este problema es el uso del rango extendido de la escala de números CT, (Coolens, 2003). Este método puede usarse en algunos tomógrafos actuales. Consiste en un algoritmo (Klotz, 1990), que expande el rango de números Hounsfield (HU), por un factor 10. El rango está comprendido entre -10240 hasta 30710, en el TAC Siemens Somatom Sensation 16. En el tomógrafo de General Electric, CT LightSpeed RT, desde -31743 hasta +31743, y en el de Toshiba, Aquilion Multi, desde -32768 hasta 32767. Con estos rangos de números Hounsfield, los objetos metálicos que producen números CT entre 20000 a 30000 HU, pueden ser diferenciados de su entorno y no causar problemas de saturación, como ocurriría en el caso de que el TAC opere en el rango usual, que en la mayoría de los scanners adopta un valor máximo de alrededor de 4000 HU. Este valor máximo permite discriminar las estructuras de mayor densidad en el organismo, tales como los tejidos óseos, pero impide la observación de objetos de mayor densidad, como es el caso de los implantes metálicos.

Existen diversos autores que han estudiado los efectos de las prótesis en los tratamientos radioterápicos. Coolens 2003, ha estudiado los materiales más comunes en las pró-

tesis de cadera, titanio, acero inoxidable y aleación de cobalto-cromo-molibdeno, calculando teórica (Henson, 1984; Schneider, 1996) y experimentalmente sus números CT. Las medidas experimentales las ha realizado escaneando las prótesis mediante un TAC Siemens Somatom 4Plus trabajando en modo extendido. La medida de los números CT las han efectuado mediante un Sistema de Planificación ADAC Pinnacle, V5.2g-6.2b (Milpitas USA), sobre las regiones centrales de las mismas. La elección de los parámetros de ventana (ventana y nivel) los escogieron de forma que las dimensiones de las prótesis en la imagen coincidieran con las reales. De esta forma, efectúan la calibración del Sistema de Planificación, asignando las densidades a cada uno de los materiales estudiados.

Ding et al, 2001, aplica Monte Carlo para comparar la distribución de dosis obtenida tras aplicar factores de corrección basados en razones de TPR's. Las distancias son escaladas mediante densidades electrónicas. Los resultados obtenidos permiten utilizar estos factores de forma rutinaria en la clínica. No obstante, este método requiere el conocimiento del espesor de prótesis que ha de atravesar el haz de radiación, pero suministra información sobre la dosis existente en las interfases metal-tejido con espesores de unas 200 micras.

Otros procedimientos (Alecu et al, 1999), utilizan compensadores para la compensación del efecto de la prótesis sobre la distribución de dosis en el volumen blanco. Este método aplica campos de superimpresión con formas asociadas a la prótesis, para pensar la disminución de dosis de los haces que la interceptan.

2. Material y métodos

Los pacientes son estudiados en nuestro hospital mediante un TAC Philips con un rango de Unidades Hounsfield comprendido entre -1000 y 4000.

La medida de los números CT se ha realizado en un sistema de planificación ADAC Pinnacle, V5.2g-6.2b (Milpitas USA), que utiliza números CT obtenidos sumando 1000 a las unidades Hounsfield. Este planificador puede trabajar con un CT máximo de 32767.

La resolución del problema conlleva la asignación de densidades a los diferentes tipos de prótesis, para delinear su contorno y efectuar los cálculos de forma adecuada. Inicialmente se amplió la tabla de calibración del sistema de planificación añadiendo tres puntos para los tres tipos de prótesis, tomado los valores de números CT según datos teóricos de Coolens, 2001.

Posteriormente se solicitaron a nuestro hospital prótesis similares a las empleadas en nuestros pacientes y se realizaron TAC's a cada una de ellas para ajustar en el sistema de pla-

nificación, los valores de ventana que permitieran una medida precisa del tamaño de estas prótesis y por tanto coincidentes con el tamaño real. La figura 2 muestra una imagen de un corte transversal de la región esférica de una prótesis de Cr-Mo-Co.

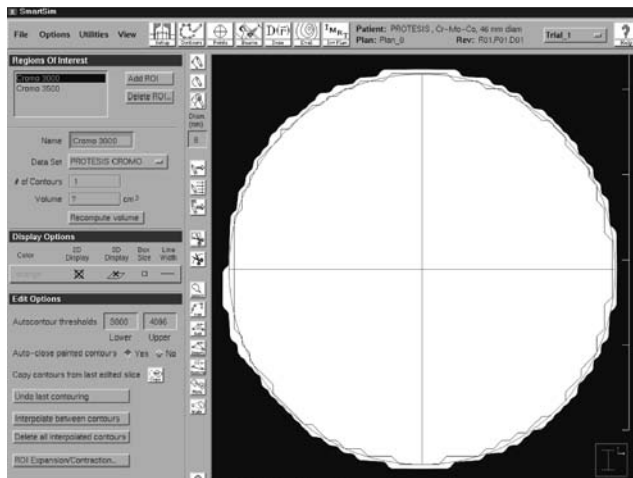


Figura 2. Determinación de los valores de ventana para la prótesis de Cr-Mo-Co.

3. Resultados

En la figura 2 se ha dibujado una circunferencia de 46 mm de diámetro y un contorno automático con valores de ventana y nivel de 400 y 3500 respectivamente. Con estos parámetros se obtiene una aceptable reproducción del tamaño real de la prótesis. Una vez determinados estos valores se procede a la asignación de densidades de la región de interés, en función de la prótesis empleada. De la misma forma se realizó con las prótesis de acero y titanio resultando para los valores de ventana y nivel 180/3300 y 300/3000 respectivamente. La figura 3 muestra la disposición de los haces de tratamiento utilizada y la prótesis de cadera contorneada mediante el procedimiento descrito.

4. Conclusiones

La presencia de implantes en los campos de tratamientos determina artefactos en las imágenes de TAC de planificación y una infradosificación del volumen blanco que oscila entre un 12% y un 30% dependiendo del material y la energía empleada. Es por tanto imprescindible aplicar métodos de corrección para evaluar la dosis adecuadamente, si no es posible emplear técnicas alternativas que eviten la incidencia de los haces de tratamiento sobre la prótesis.

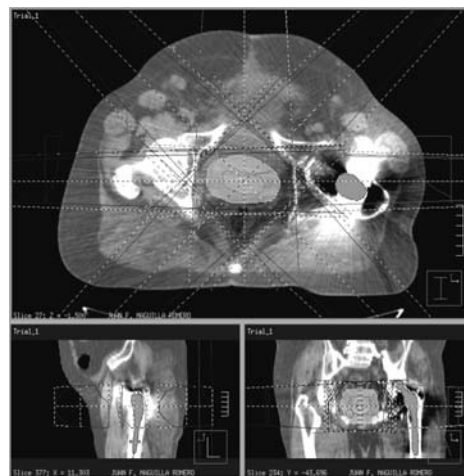


Figura 3. Haces de tratamiento y prótesis de titanio en paciente con Ca. de próstata

5. Referencias

- [1] Alecu R., Alecu M., Loomis T., Ochran T., He T. "Traditional and MLC based dose compensator design for patient with hip prostheses undergoing pelvic radiation therapy". *Medical Dosimetry*. Vol 24, Nº 1, 33-37. (1999).
- [2] Carolan M., Dao P., Fox C., Metcalfe P. "Effects of hip prostheses on radiotherapy dose". *Australasian Radiology*. Vol 44, Nº 3, 290. (2000).
- [3] Coolens C., Childs P. "Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT scale". *Physics in Medicine and Biology*. Vol 48, 1591-1603. (2003).
- [4] Ding G.X., Yu Christine W. "A study on beams passing through hip prostheses for pelvic radiation treatment". *International Journal of radiation Oncology*. Vol 51, Nº 4, 1167-1175. (2001).
- [5] Roberts R. "How accurate is a CT based dose calculation on a pencil beam TPS for a patient with a metallic prostheses". *Physics in Medicine and Biology*. Vol 46, N227-34. (2001).
- [6] Robertson D., Weiss P., Fishman E., Magid D., Walker P. "Evaluation of CT techniques for reducing artifacts in the presence of metallic implants". *Journal on Computed Assisted Tomography*. Vol 12, 231-241. (1988).
- [7] Seitz P., Ruegsegger P. "CT bone densitometry of the anchorage of artificial knee joints". *Journal on Computed Assisted Tomography*. Vol 9, 621-2. (1985).
- [8] Fishman E., Magid D., Robertson D. "Metallic hip implants: CT with multiplanar reconstruction". *Radiology*. Vol 160, 675-81. (1986).

DESCRIPCIÓN DEL PROCEDIMIENTO Y EVALUACIÓN DE DATOS DE ESTIMACIÓN DE DOSIS ABSORBIDAS EN FETO PARA PACIENTES GESTANTES COMO CONSECUENCIA DE LA REALIZACIÓN DE PRUEBAS RADIODIAGNÓSTICAS

J.A. CALAMA SANTIAGO, C. GONZÁLEZ RUIZ, M. P. OLIVARES MUÑOZ

Servicio de Dosimetría y Radioprotección.
Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid

This paper details the procedure followed in our hospital to evaluate fetal absorbed dose in clinical radiated (X-ray) pregnant women. The description covers data request, calculations and report generation, and show the estimated dose since year 2000, comparing the results with the published data in the literature.

1. INTRODUCCIÓN

En las exploraciones diagnósticas de pacientes embarazadas, confluyen circunstancias especiales desde el punto de vista de la protección radiológica (PR). En estos casos, el feto se ve sometido a un riesgo como consecuencia de la irradiación, no siendo el beneficiario directo de la misma, y siendo además más vulnerable a la radiación ionizante (RI) que el adulto debido a la rápida proliferación celular que experimenta.

Existen publicaciones [1, 2] en las que se describen los posibles efectos de la dosis absorbida sobre el feto, su probabilidad de ocurrencia en función de su magnitud y del momento gestacional en que tenga lugar, y tablas detalladas de dosis típicas en exploraciones tipo. En estas guías se establece como límite de dosis que conlleva una consideración especial irradiaciones que proporcionen 10 mGy de dosis absorbida en feto, especialmente si se produce en la parte inicial del embarazo.

Para la realización de pruebas con uso de RI es indispensable la justificación clínica [3], con mayor cuidado si cabe en las pacientes gestantes. En estos estudios, la paciente tiene derecho a conocer la magnitud y el tipo de los potenciales efectos de la radiación que pueden resultar de una exposición del útero y el facultativo responsable suele realizar la petición de la estimación de dosis al Servicio de Dosimetría y Radioprotección.

La realización de dichas estimaciones e informes de acuerdo con la bibliografía pertinente y su envío al Centro de

Radiopatología así como la revisión de las dosis recibidas por el feto en las diferentes exploraciones realizadas se exponen a continuación. También se realiza un repaso de las incidencias más frecuentes en la solicitud y estimación de dichas dosis.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

Este estudio se ha realizado en el HGUGM donde actualmente se dispone de 78 equipos de RX, de los cuales 5 son CT. Estos equipos son periódicamente controlados de acuerdo con el programa de garantía de calidad, verificando el cumplimiento de la legislación vigente [3, 4] y su adaptación a las especificaciones técnicas propuestas por el fabricante.

Las medidas de capa hemirreductora y rendimiento del tubo de RX (mGy/mAs), se realizan anualmente (o en caso de incidencia corregida con posible afectación de estos parámetros), para lo que se emplea de manera habitual un multímetro modelo 4000M+ (NERO), de la firma comercial VICTOREEN o una cámara de ionización modelo 10X5-60E asociada a un electrómetro de Rad-Cal (modelos 9010 y 9015) calibrados en el Centro Nacional de Dosimetría. En los equipos CT, la medida del índice de dosis CTDI (mGy/mAs) en maniquí de PMMA se realiza con una cámara tipo lápiz modelo 10X5-CT de Rad-Cal asociada a estos mismos electrómetros.

Existen dos tipos de hojas (una para exploraciones CT y otra para el resto) disponibles para que los facultativos prescripto-

res de la exploración las cumplimenten con los datos, relativos a paciente y exploración, significativos a la hora de realizar la estimación.

El protocolo establecido en el Servicio para la estimación de la dosis, consiste en una hoja de cálculo basada en los datos de las tablas y el método que se establece en la publicación número 34 de ICRP (Internacional Commission on Radiological Protection) [5] para el cálculo de dosis en útero (asumiendo la misma para el feto) en función del rendimiento del equipo y de su capa hemirreductora, y en las exploraciones de CT se utiliza la hoja de cálculo CT Patient Dosimetry Calculador desarrollada por el grupo IMPACT [6], cuya base son los cálculos realizados mediante el método de Montecarlo para los distintos modelos de equipos CT existentes en el mercado.

Además de realizar una estimación de cálculo conservadora, se sabe que en todos los casos de conocimiento de gestación de la paciente por indagación previa, se está sobreestimando la dosis ya que es práctica habitual proteger el abdomen con material plomado durante la exploración, si esto no interfiere en la calidad de la imagen.

3. DESCRIPCIÓN DEL CIRCUITO

1. **Realización estudio radiológico.** El facultativo, de acuerdo a criterios clínicos, justifica y realiza la exploración una vez informada la paciente del riesgo que supone para el feto y contando con el visto bueno de ésta (consentimiento informado).

2. **Petición de estimación.** El facultativo responsable de la exploración recoge los datos necesarios en las hojas tipificadas para ello (CT/RX general), disponibles en el Servicio y remite la petición al Servicio de Dosimetría y Radioprotección del Hospital para el cálculo de la estimación de dosis.

3. **Estimación de acuerdo a petición.** El Servicio de Dosimetría realiza la estimación con los datos proporcionados, utilizando las hojas de cálculo de las que dispone.

4. **Emisión de informe.** Los destinatarios son: el facultativo responsable de la exploración, como peticionario, y el responsable del Centro de Radiopatología, en el caso de que los valores de dosis estimados superen las dosis establecidas como fondo radiactivo natural. El resto se considerarán no significativas. En estos informes tan solo se expresa la dosis estimada para el feto, sin aportar ninguna información sobre el riesgo. Se pone en conocimiento de ambos facultativos la emisión del informe por duplicado y su otro destinatario, para facilitar su contacto en caso necesario.

5. **Información a la paciente.** La información relativa al riesgo debido a la irradiación es responsabilidad de un clínico, y estará en consonancia con la magnitud del mismo. La afirmación de que el riesgo debido a la exploración no supone un incremento con respecto al riesgo inherente a la gestación de la paciente se

puede realizar en caso de dosis muy bajas (dosis absorbida por el feto < 1 mGy). Los facultativos, en función de los resultados de la estimación, informan a la paciente. Si la dosis es mayor a 10 mGy se proporcionará una información más detallada, si bien no se propone ninguna actuación con dosis inferiores a 100 mGy [1].

4. RESULTADOS

Se han revisado 114 exploraciones radiológicas, 16 de ellas realizadas con CT, y los datos se han clasificado por región explorada, incluyendo en la categoría "Otras" aquellas exploraciones en las que se considera que la dosis absorbida por el feto es < 0.01mGy/1Gy de kerma de entrada [5], lo que implica que la dosis absorbida por el feto como consecuencia de estas exploraciones es insignificante respecto a las dosis originadas por el fondo radiactivo natural.

En la tabla I se recoge el valor promedio de estimación de la dosis absorbida por el feto por exploración para las diferentes proyecciones y regiones examinadas y se compara con las dosis medias y máximas mostradas en el documento 84 de ICRP [1] para la misma exploración.

Las exploraciones más frecuentes se muestran en las figuras 1 y 2.

| | Dosis estimada (mGy) | Dosis media (mGy) | Dosis máxima (mGy) |
|----------------|----------------------|---------------------|---------------------|
| Tórax | $0.3 \cdot 10^{-3}$ | $<10 \cdot 10^{-3}$ | $<10 \cdot 10^{-3}$ |
| Abdomen AP | 0.72 | 1.4 | 4.2 |
| Pelvis | 0.04 | 1.1 | 4 |
| Fémur | $3.5 \cdot 10^{-3}$ | $<10 \cdot 10^{-3}$ | $<10 \cdot 10^{-3}$ |
| Columna Lumbar | 0.05 | 1.7 | 10 |
| Otras | $2 \cdot 10^{-6}$ | $<10 \cdot 10^{-3}$ | $<10 \cdot 10^{-3}$ |

Tabla I. Dosis promedio por exploración absorbida en feto para equipos de rayos X, exceptuando CT

| | Dosis estimada (mSv) | Dosis media (mSv) | Dosis máxima (mSv) |
|---------|----------------------|--------------------|--------------------|
| Cabeza | $0.15 \cdot 10^{-3}$ | $<5 \cdot 10^{-3}$ | $<5 \cdot 10^{-3}$ |
| Cuello | 0 | - | - |
| Tórax | 0.01 | 0.06 | 0.96 |
| Abdomen | 11 | 8 | 49 |

Tabla II. Dosis estimadas en feto para exploraciones CT

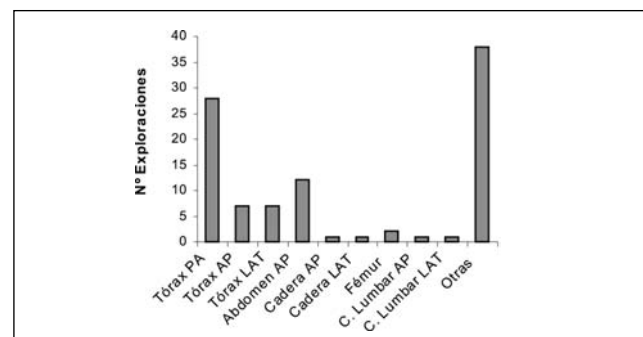


Fig. 1. Número de exploraciones por región y proyección para equipo de rayos X

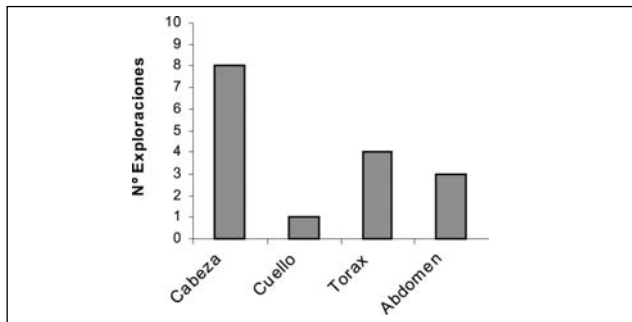


Fig. 2. Número de exploraciones por región explorada para equipos de TC

5. DISCUSIÓN

De la experiencia acumulada, y de los datos revisados se han analizado los siguientes aspectos:

- *Inconvenientes circuito*

El principal inconveniente es la frecuente recepción de solicitudes de estimación incompletas. En estos casos se devuelve la petición registrada al solicitante (si figura) o al jefe del Servicio de Radiodiagnóstico como responsable último de la justificación de la exploración. Si los datos se reciben de nuevo completos y correctamente cumplimentados, se procede a realizar la estimación. En caso contrario, se trata de recurrir a una solución que nos permita realizar un cálculo estimativo empleando: dimensiones del hombre patrón, forma habitual de trabajo en la sala, programación anatómica en el equipo, tamaño de campo habitualmente empleado en la exploración, si bien el desconocimiento de algunos de estos datos: facultativo responsable, equipo de RX empleado, tamaño de campo/magnificación/tiempo en escopia, número de placas, exploración realizada, técnica o longitud de la exploración en CT, no nos permitiría realizar el cálculo o remitir oportunamente el informe.

- *Exploraciones equipos de TC*

Los valores de dosis estimados para las exploraciones con CT son del mismo orden que los valores medios que aparecen en la bibliografía [1, 2]. Es tan solo en las exploraciones de abdomen donde se superan los 10 mGy establecidos como límite para desarrollar un comportamiento especial, ya que la irradiación puede suponer un incremento del riesgo inherente a la gestación.

Las estimaciones de dosis en exploraciones CT muestran una cierta variabilidad, sobre todo debido a la imprecisión de su clasificación, puesto que se realizan en zonas extensas y los objetivos de las mismas pueden ser muy diferentes, modificando sustancialmente técnica radiológica, longitud explorada y pitch.

- *Exploraciones resto de equipos de rayos X*

En la comparación de las técnicas estándar, se observa que

todos los valores estimados están por debajo de las dosis medias propuestas por el ICRP-84 [1], siendo los más altos para las exploraciones abdominales. En ciertos estudios (fémur y columna lumbar) el número de datos es muy pequeño, por lo que no podemos desarrollar ningún tipo de estudio estadístico.

Dentro de un mismo tipo de exploración se ve cierta variabilidad en las dosis, aunque siempre son del mismo orden de magnitud. Estas variaciones resultan de la elección de la técnica radiográfica utilizada, dependiente tanto a las características de la paciente (espesor, constitución anatómica), como de las particularidades de trabajo de los profesionales (forma de trabajar de los operadores, preferencias de presentación de la imagen).

- *Limitaciones del estudio*

La principal limitación del estudio es el reducido número de exploraciones, existiendo en determinadas clasificaciones establecidas un único dato.

En las estimaciones realizadas, no se recomendó ninguna actuación y al no realizar seguimiento, se desconoce el resultado de dichas gestaciones.

6. CONCLUSIONES

Como resultado del escaso número de estudios de radiodiagnóstico en comparación con el número de pacientes gestantes que puedan ser atendidas en un centro de estas características, se puede concluir que la protección radiológica es un factor que se tiene en cuenta durante el proceso diagnóstico habitual. Se observa una limitación de exploraciones con RI a gestantes al área de Urgencias, con predominio de regiones exploradas alejadas del feto (protegiendo éste con material plomado si no interfiere a la imagen), y sustituyendo la irradiación de la zona abdominal con técnicas diagnósticas alternativas propuestas por la OMS, o restringiéndola a casos imprescindibles.

Se siguen todas las recomendaciones nacionales e internacionales en cuanto a justificación de la exploración, cálculo de dosis en feto e información a la paciente (consentimiento informado y explicación del riesgo debido a la dosis recibida).

El diseño del circuito informativo, refrendado por el Sº de Radiodiagnóstico y por el responsable de Radiopatología, evita demoras y extravíos y parece adecuado debido a la observación de mejoras desde su inicio, incluida la agilidad en los trámites y la seguridad en la recepción de la información.

Especialmente importante es la formación de residentes debido a que todos rotan por urgencias, servicio que realiza el mayor número de exploraciones radiológicas a gestantes, si bien, de la gran diversidad de peticionarios se puede extrapolar que los facultativos prescriptores están informados de la conveniencia de realizar estas estimaciones.

De los datos analizados, se verifica que las dosis estimadas como absorbidas por el feto en las exploraciones de regiones alejadas de éste, son inapreciables con respecto a las dosis absorbidas como consecuencia del fondo radiactivo natural, como adelantaba el ICRP-84, por lo que se podría prescindir de la solicitud de estimación en estos casos.

Se observa que la etapa embrionaria no es un factor influyente a la hora de descartar un estudio con RI, puesto que el número de exploraciones realizadas y estimaciones pedidas no parece depender de esta, sin embargo debido a las bajas dosis recibidas no supone un mayor riesgo.

Sólo en las exploraciones abdominales con CT o con largos tiempos de escopia, se deberían de determinar actuaciones especiales debido a la dosis absorbida.

REFERENCIAS

- [1] ICRP-84 2001. ICRP Publication 84. Pregnancy and Medical Radiation. Annals of the ICRP, Volume 30/1. Edited by International Commission on Radiological Protection. 2001.
- [2] NRPB, Board Statement on Diagnostic Medical Exposures to Ionising Radiation During Pregnancy and Estimates of Late Radiation Risks to the UK Population, vol.4, 1993.
- [3] RD 783/2001 del 6 de Julio, por el que se aprueba el reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes. BOE 178/2001. p 27284.
- [4] RD 1976/1999 del 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, BOE 311/1999. p 45891.
- [5] ICRP-34 1982. ICRP Publication 34. Protection of the Patient in Diagnostic Radiology. Annals of the ICRP, 9 (2-3) Edited by International Commission on Radiological Protection .1982.

ESTIMACIÓN DE LA DOSIS EQUIVALENTE EN FETO DURANTE LA EXPOSICIÓN OCUPACIONAL DE TRABAJADORAS GESTANTES EN RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA

P.CASTRO, M.L. ESPAÑA, D. SEVILLANO, C. MÍNGUEZ, C. FERRER, P. LÓPEZ FRANCO

Sº de Radiofísica y Protección Radiológica. H.U. La Princesa. Madrid

A female employee working in diagnostic radiology should take additional controls to protect the unborn child from ionizing radiations. The fetus is particularly sensitive to the effects of x-rays and, so, the determination of the equivalent dose to the unborn child is of interest for risk estimates from occupational exposures of the pregnant worker. The aim of this study is to develop a method for fetus dose estimate of a pregnant worker who participates in interventional radiology procedures. Factors for converting dosimeter readings to equivalent dose to the fetus have been measured using thermoluminescence dosimetry. Equivalent dose to the uterus is used to simulate the equivalent dose to the fetus during the first two months of pregnancy. Measurements at different depths are made to consider the variations in the position of the uterus between pregnant women. The normalized doses obtained are dependent on the beam quality. Accurate estimation of fetus doses due to occupational exposures can be made using the data provided in the current study.

1. INTRODUCCIÓN

La exposición ocupacional a radiaciones ionizantes de una mujer gestante es particularmente crítica debido al riesgo de efectos radioinducidos para el ser en desarrollo, al que en adelante nos referiremos como feto. Dichos riesgos dependen de la etapa del embarazo y de la dosis absorbida por el feto, así como de su distribución en el tiempo [i,ii]. Por encima de cierto umbral de dosis, la exposición a las radiaciones ionizantes puede conllevar daños fetales específicos, tales como muerte prenatal, malformaciones o deterioro del desarrollo mental. Un límite conservador para la aparición de estos efectos puede situarse en 100 mSv [1,2,iii,iv], para cualquier etapa del embarazo. Esto es, dosis inferiores a 100 mSv recibidas por el feto no suponen un aumento de probabilidad de incidencia de efectos deterministas en el futuro niño. Por otra parte, han de tenerse en cuenta los efectos estocásticos para los que no existe umbral de dosis y que conllevan un aumento en la probabilidad de aparición de cáncer en la infancia o enfermedades hereditarias en el ser en desarrollo.

Según la publicación 60 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) [3], la Directiva 96/29 de EU-

RATOM [v] y el Reglamento de Protección sanitaria contra radiaciones ionizantes [vi], y a pesar de los altos valores de umbral de dosis, la protección del feto, una vez declarado el embarazo deberá ser comparable a la de miembros del público. Este criterio se basa en el hecho de que el feto no tiene capacidad de elegir de manera voluntaria exponerse a las radiaciones. Por consiguiente, las condiciones de trabajo deberían ser tales que resulte improbable que la dosis recibida por el feto supere 1mSv desde la comunicación de su estado por parte de la trabajadora hasta la finalización del embarazo [6,vii]. La etapa previa a la declaración del embarazo queda cubierta por la protección habitual de los trabajadores.

Para cumplir dicho límite, ICRP [3] recomienda que la dosis equivalente en la superficie del abdomen sea menor de 2 mSv desde que se declara el embarazo hasta el final del mismo, criterio más conservador que el establecido por NCRP en su publicación número 116 [viii], que propone un límite de dosis equivalente en feto de 0,5 mSv al mes durante el embarazo.

Una vez que se tenga conocimiento del estado de la trabajadora, se establecerán las medidas oportunas para el cumplimiento de los límites propuestos. Una de estas medidas debe

ser la asignación de un dosímetro personal para determinar la dosis en la superficie del abdomen de la trabajadora, de manera que a partir de la información suministrada por éste se pueda garantizar la no superación del límite propuesto, que en nuestro caso es de 2 mSv.

Aún con el control de la dosis en la superficie del abdomen de la trabajadora gestante, la estimación de la dosis en el feto es de gran interés a la hora de estimar los posibles riesgos de aparición de efectos radioinducidos. En general, se asume como dosis en feto la dosis recibida en útero, aunque a medida que avanza el embarazo, la disposición del feto, en cuanto a peso, longitud y anchura, varía, e igualmente cambia el espesor AP de la trabajadora [ix], lo que hace que la dosis media en útero no sea una buena estimación de la dosis fetal pasados los dos primeros meses de embarazo.

Dentro del ámbito sanitario y más en concreto en el área del radiodiagnóstico, las salas donde se registran los mayores valores de dosis ocupacionales, debido a exposición externa a rayos X es en radiología intervencionista. Esto se debe principalmente a dos hechos: primeramente, a que el trabajador va a permanecer dentro de la sala durante la intervención, y en segundo lugar, a los largos tiempos de exposición empleados. Es en este caso en el que es más crítico garantizar el límite de dosis para el ser en desarrollo. Diversos autores han establecido diferentes métodos para evaluar la dosis fetal en trabajadoras gestantes en radiología intervencionista [x,xi].

El objetivo del presente trabajo es establecer, para procedimientos intervencionistas, la razón de la dosis absorbida por el feto y la lectura del dosímetro situado en la superficie abdominal de la trabajadora, con el fin de determinar experimentalmente un factor de conversión que transforme directamente la lectura proporcionada por el dosímetro en dosis equivalente en feto, valorando la influencia de la calidad de haz y de la utilización de delantales plomados sobre dichos factores.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio se ha realizado en un arco de radiología intervencionista PHILIPS Integris Allura, manteniendo la configuración habitual en este tipo de exploraciones en todas las medidas realizadas.

Para simular a la trabajadora se ha utilizado un maniquí antropomórfico Alderson-Rando compuesto de secciones transversales de material equivalente a tejido. La profundidad fetal se ha tenido en cuenta midiendo en puntos situados a diferentes distancias de la superficie anterior del maniquí, que abarcan todo el posible rango de profundidades fetales medias durante los dos primeros meses de embarazo, valores proporcionados por Osei y Faulkner [9]. Dado que la profundidad media del feto a partir de la superficie del abdomen dentro de los dos primeros meses de gestación, puede variar en un

rango entre 4 y 14 cm, dependiendo de la fisonomía de la mujer (siendo 8 cm el valor medio), se ha insertado a la altura de útero una lámina de metacrilato de 3 mm de espesor, de contorno idéntico al del maniquí, y en la cual se han realizado 3 orificios a las distancias de 4, 8 y 14 cm con respecto a la superficie anterior del mismo. En cada orificio se han colocado 3 dosímetros termoluminiscentes (TLD) de fluoruro de litio TLD-100 (Harshaw, USA), y en la superficie abdominal y a la altura de útero, se han colocado dos grupos de 3 TLD, en la parte izquierda y derecha del maniquí cuyas lecturas fueron promediadas a la hora de obtener la dosis en superficie, y el valor obtenido puede representar la lectura de un dosímetro colocado a una trabajadora embarazada en el abdomen. La superficie anterior del maniquí se colocó a una distancia de 50 cm desde el punto central de la superficie irradiada.

Para simular el paciente, se utilizó un maniquí formado por 18 láminas de metacrilato de 30 cm x 30 cm y 1cm de espesor cada una. Las medidas se han realizado con un campo de 38 cm de diámetro con una distancia foco paciente de 21,5 cm, inferior a la utilizada en la práctica clínica, a distintos potenciales, 65, 85 y 101 kVp, para valorar la influencia de la calidad del haz, en lo que a potencial acelerador se refiere, sobre la dosis equivalente en feto. Los tiempos de exposición fueron lo suficientemente largos como para obtener una lectura en el TLD superior a su límite inferior de detección, que es de aproximadamente 0,015 mGy.

La utilización de delantales plomados representa la situación común en la práctica, pero las medidas se han realizado sin delantal plomado ya que en tal caso hubieran sido necesarios unos tiempos exposición extremadamente largos. Para tener en cuenta este hecho, a los resultados obtenidos en las medidas en profundidad, se aplicó un factor de transmisión que caracteriza la atenuación de la radiación dispersa a través del delantal. Dicho factor fue evaluado de manera experimental, en los potenciales mencionados anteriormente, para un delantal plomado de 0,25 mm de espesor equivalente de plomo, mediante medidas con una cámara de ionización Nardeux Babyline 81 (Système CEA, Nardeux-Loches, Francia).

Por tanto, se presenta un método simple para el cálculo de la dosis equivalente en feto una vez conocida la lectura del dosímetro colocado en la superficie abdominal de la trabajadora y la profundidad a la que se encuentra el feto.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Tabla 1 se presentan los datos de dosis equivalente en útero normalizados a la dosis absorbida en la superficie del abdomen con y sin delantal plomado. En este último caso los valores se han obtenido a partir de las lecturas directas de los dosímetros TLD en las condiciones expuestas anteriormente.

Los valores obtenidos con delantal plomado, de 0,25 mm de espesor equivalente de plomo, se han calculado a partir de los obtenidos sin delantal multiplicados por un factor que representa la transmisión del delantal plomado en las calidades de haz señaladas. Estos factores se han medido experimentalmente con cámara de ionización obteniéndose valores de 4,44%, 7,33% y 8,40% para haces dispersos de 68, 85 y 101 kV respectivamente.

En la tabla se ha incluido la incertidumbre típica relativa correspondiente a los distintos factores F_{conv} . Todos los valores de incertidumbre se dan con un factor de cobertura $k=1$, es decir, un nivel de confianza de 68,3%, y se ha tenido en cuenta para su estimación las incertidumbres de tipo A así como las de tipo B.

La dosis equivalente al feto de una trabajadora gestante se puede obtener a partir de la lectura de un dosímetro colocado en la superficie del abdomen, y conociendo la profundidad a la que se encuentra el feto. Una estimación razonable de la profundidad fetal, en caso de no conocerse, puede ser 8 cm [9]. Hay que tener en cuenta que en este tipo de exposiciones ocupacionales, esto es, intervencionistas, la radiación ionizante no proviene de una única calidad de haz. Por lo que la dosis equivalente al feto puede estimarse a partir del promedio de los co-

$$D_{feto} = \bar{F}_{conv} \cdot D_{TLD}$$

cientos para las tres energías, esto es,

donde el factor F_{conv} es el factor de conversión de lectura del TLD a dosis equivalente en útero que se ha promediado para el rango de potenciales en los que se ha medido, en mSv/mGy, y D_{TLD} es la lectura del TLD en mGy.

Si no es posible conocer la profundidad a la que se encuentra el feto, puede utilizarse 8 cm como estimación razonable para este valor. Teniendo en cuenta el rango de profundidades consideradas, la dosis fetal se puede subestimar hasta en un 50%, en el caso de tener una profundidad real de 4 cm pero considerar 8 cm, y un 66% de sobreestimación, si tomáramos

8 cm de profundidad fetal en lugar de 14 cm.

Los resultados muestran que la limitación de 2 mSv en la dosis absorbida en la entrada del abdomen, para no superar 1 mSv de dosis equivalente en feto es algo conservadora en el caso de radiología intervencionista, siempre y cuando se haga uso del delantal plomado, ya que los cocientes obtenidos están muy lejos de superar el mencionado límite. El valor de F_{conv} para una profundidad típica de 8 cm y suponiendo la utilización de delantal plomado, es de 0,022. A partir de este dato, para obtener 1 mSv en feto a lo largo del embarazo deberíamos tener una dosis superficie a la entrada del abdomen de 3,33 mGy, lo que implicaría una dosis superficie encima del delantal de 45 mGy.

Teniendo en cuenta que los haces utilizados en radiología intervencionista tienen una capa hemirreductora (CHR), por lo general, mayor que el resto de equipos utilizados en radiodiagnóstico es posible generalizar la aplicación de estos datos, no sólo en procedimientos de radiología intervencionista, sino en cualquier otro tipo de exposición diagnóstica. Es de esperar que en estos últimos casos el haz sea menos penetrante, o al menos igual (menor o igual CHR), y, por tanto, la relación dosis equivalente en feto y dosis absorbida en la entrada del abdomen tenga valores más pequeños. De hecho, la variación de estos factores de conversión al cambiar la filtración entre 2,5 y 4,5 mm de Al, es menor del 15% [xii] en el caso de haz directo. Por tanto, es posible generalizar los valores obtenidos a cualquier tipo de exposición diagnóstica, presentando en el caso más desfavorable una subestimación del 15%.

4. CONCLUSIONES

A partir de los valores obtenidos es posible estimar la dosis absorbida en feto, siempre y cuando, sea conocida la lectura del dosímetro colocado a la entrada del abdomen de la trabajadora, así como la profundidad del feto, y aún desconociendo este último parámetro y se considere el valor medio establecido.

La limitación de 2 mSv para la dosis absorbida en la entra-

| Profundidad | Potencial del tubo (kVp) | | | | | | Promedio | |
|-------------|--------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | 68 | | 86 | | 101 | | | |
| | Sin delantal | Con delantal | Sin delantal | Con delantal | Sin delantal | Con delantal | Sin delantal | Con delantal |
| 4cm | 0,582 ± 12% | 0,026 ± 13% | 0,597 ± 11% | 0,044 ± 12% | 0,704 ± 11% | 0,059 ± 12% | 0,628 | 0,043 |
| 8cm | 0,270 ± 13% | 0,012 ± 14% | 0,307 ± 12% | 0,022 ± 13% | 0,374 ± 11% | 0,031 ± 12% | 0,317 | 0,022 |
| 14cm | 0,082 ± 18% | 0,004 ± 19% | 0,106 ± 19% | 0,008 ± 20% | 0,133 ± 13% | 0,011 ± 14% | 0,107 | 0,008 |

Tabla 1. Dosis equivalente al útero normalizada a la dosis absorbida en el TLD situado a la entrada del abdomen de la trabajadora embarazada, F_{conv} en mSv/mGy, para el caso de exposición a radiación dispersa.

da del abdomen, para no superar 1mSv de dosis equivalente en feto es algo conservadora en el caso de radiología intervencionista, siempre y cuando se haga uso del delantal plomado, ya que los cocientes obtenidos están muy lejos de superar el mencionado límite, por lo que se debe extremar el buen uso de este material de protección. Aún cuando el estudio se ha realizado en procedimientos intervencionistas es posible, siguiendo un criterio conservador, generalizar los resultados obtenidos a otros procedimientos de radiodiagnóstico disponiendo de un método rápido de estimación de dosis en feto en exposiciones ocupacionales en radiodiagnóstico.

5. REFERENCIAS

- [i] FORO SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN EL MEDIO HOSPITALARIO, La protección radiológica de las trabajadoras gestantes expuestas a radiaciones ionizantes en el ámbito hospitalario, Junio 2002, CSN, SEPR y SEFM
- [ii] NATIONAL RADIOLOGICAL PROTECTION BOARD, Board Statement on Diagnostic Medical Exposures to Ionising Radiation During Pregnancy, Volumen 4, Nº 4, Chilton, 1993
- [iii] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1990 Recommendations of the ICRP, Publicación 60, Oxford, 1991
- [iv] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Pregnancy and Medical Radiation, Publicación 84, Oxford, 2000
- [v] Directiva 96/29/EURATOM por la que se establecen las normas básicas relativas a la protección radiológica de los trabajadores y de la población contra los riesgos que resultan de las radiaciones ionizantes
- [vi] Real Decreto 783/2001 de 6 de Julio por el que se aprueba el Reglamento sobre Protección sanitaria contra radiaciones ionizantes
- [vii] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Principios generales de la protección radiológica de los trabajadores, Publicación 75, Oxford, 1997
“General Principles for the Radiation Protection of Workers”
- [viii] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Limitation of Exposure to Ionizing Radiation, Número 116, Bethesda, 1991
- [ix] OSEI, E.K., FAULKNER, K., Fetal position and size data for dose estimation, The British Journal of Radiology, 72 (1999), 363-37
- [x] E.K., KOTRE, C.J., Equivalent dose to the fetus from occupational exposure of pregnant staff in diagnostic radiology, The British Journal of Radiology, 74 (2001), 629-637
- [xi] DAMILAKIS, J., PERISINAKIS, K., THEOCHAROPOULOS, N., TZEDAKIS, A., MANIOS, E., VARDAS, P., GOURTISOYIANNIS, N., Anticipation of Radiation Dose to the Conceptus from Occupational Exposure of Pregnant Staff During Fluoroscopically Guided Electrophysiological Procedures, Journal of Cardiovascular Electrophysiology, Volumen 16, número 7, Julio 2005
- [xii] DAMILAKIS, J., TZEDAKIS, A., SIDERI, L., PERISINAKIS, K., STAMATELATOS, I.O., GOURTISOYIANNIS, N., Normalized conceptus doses for abdominal radiographic examinations calculated using a Monte Carlo technique, Medical Physics, 29 (11), Noviembre 2002

Agradecimientos

Agradecemos al Prof. Luciano González su ayuda técnica y sugerencias en la dosimetría por termoluminiscencia, realizada con equipamiento parcialmente subvencionado por el Fondo Europeo para el Desarrollo Regional (proyecto UCOM 03-33-022)Agradecimientos

*Área 9 Normativa y Formación en PR (PR)***EXPERIENCIA EN LA FORMACIÓN
EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
DEL PERSONAL DEL ÁREA MÉDICA**

MEDINA GIRONZINI, EDUARDO

Instituto Peruano de Energía Nuclear

Uno de los aspectos contemplados en la Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente (Málaga, 2001) y en el Plan de Acción del OIEA (2002-2006) sobre el mismo tema, es el relacionado con la capacitación en protección radiológica de las personas que trabajan en el área médica, lo cual inducirá a mejorar la protección del paciente.

Tomando en cuenta estos aspectos, el Centro Superior de Estudios Nucleares (CSEN) del Instituto Peruano de Energía Nuclear (IPEN) ha incrementado significativamente el dictado de cursos de protección radiológica considerando también las normas legales que exigen la autorización o licencia individual luego de que el postulante demuestra que puede trabajar en forma segura con radiaciones ionizantes.

Desde su creación en 1972, el CSEN ha llevado a cabo diversos cursos de capacitación sobre seguridad y protección radiológica, tal es así que hasta el año 2005 ha organizado 458 cursos en donde se han capacitado 5872 personas del campo médico, industrial e investigación. El 70,08% se capacitó en el período 2002 – 2005 (4115 personas).

Los cursos se organizan de acuerdo al trabajo específico con radiaciones y en el caso de radiodiagnóstico médico, radiología dental, medicina nuclear y radioterapia se ha capacitado a 2215 personas (médicos, tecnólogos médicos y técnicos) mediante 164 cursos efectuados entre los años 2002 al 2005. Es decir, el 53,83% fue capacitado en protección radiológica en el campo médico.

Introducción

El Instituto Peruano de Energía Nuclear, creado en 1975, tiene como una de sus principales funciones planificar y ejecutar acciones de capacitación, desarrollando y coordinando programas de especialización y perfeccionamiento. Igualmente, emite regulaciones sobre protección radiológica y fiscaliza su cumplimiento en todo el país.

Desde su creación el Centro Superior de Estudios Nucleares es el principal centro de capacitación en diversos temas nucleares y especialmente en protección radiológica. La capacitación que brinda en protección radiológica permite que los participantes puedan cumplir con uno de los requisitos exigidos por las regulaciones a fin de que puedan contar con la respectiva autorización que los faculta a trabajar con radiaciones ionizantes.

Tomando en cuenta la evolución de las normas nacionales y las recomendaciones internacionales, los cursos se han mejorado continuamente y en los últimos años se ha incrementado

significativamente la capacitación de los profesionales y técnicos que trabajan en el campo médico. Igualmente se han publicado libros para complementar la capacitación.

El Centro Superior de Estudios Nucleares

El 23 de noviembre de 1972 se crea el Centro Superior de Estudios Nucleares (CSEN) como parte de la Junta de Control de Energía Atómica, que antecedió al IPEN, en reemplazo del Instituto Superior de Estudios Nucleares, con el objetivo de capacitar personal en los campos relacionados con las ciencias nucleares mediante el dictado de cursos, seminarios y conferencias a fin de especializar al personal que el país requiere para el desarrollo de la energía nuclear en el vasto campo de sus aplicaciones.

Desde su creación el CSEN ha desarrollado numerosas actividades académicas resaltando las Maestrías en Energía

Nuclear (6) y Física Médica (4) con la Universidad Nacional de Ingeniería, una Maestría en Física Nuclear con la Universidad Nacional Mayor de San Marcos y una Maestría en Química Nuclear con la Pontificia Universidad Católica del Perú. Se efectuaron 2 Diplomados Medicina Nuclear y una Segunda Especialización Profesional en Protección Radiológica, además de otros cursos para Técnicos en Energía Nuclear, para profesores de educación secundaria, etc.

Igualmente se han efectuado numerosos cursos sobre aplicaciones de las radiaciones ionizantes en la industria, medicina e investigación y cursos sobre seguridad y protección radiológica.

Programas de capacitación en protección radiológica para el área médica

Los programas de los cursos de protección radiológica han ido evolucionando en cuanto a los temas a tratar y en lo que se refiere a la orientación respecto a quienes estaba dirigido.

Si se toma en cuenta las regulaciones, se pueden distinguir las siguientes etapas de desarrollo de la enseñanza de la protección radiológica en el CSEN:

Etapa 1: 1972 – 1980

Los primeros cursos de protección radiológica están dirigidos al personal del IPEN y son dictados en su mayor parte por profesores extranjeros. La duración de los cursos fue variable, desde unos pocos días (20 horas totales de clases) hasta unas 3 semanas con más de 30 horas de clases. No hubo cursos específicos para el área médica ya que fueron de carácter general. Se capacitó a 143 personas en los 8 realizados.

Etapa 2: 1981 – 1989

Se pone en plena vigencia el “Reglamento de Protección Radiológica” y el “Reglamento de Instalaciones de Fuentes de Radiaciones Ionizantes” aprobados por Resolución del IPEN (27 Octubre 1980). Se exige que en algunas instalaciones relevantes, el personal cuente con una Licencia Individual, para lo cual debe capacitarse en protección radiológica.

Los primeros cursos fueron para Supervisores o personas capacitadas para dirigir las actividades en una instalación específica. Por ello se organizan los cursos de Radioprotección para Supervisores con duración de 2 semanas, es decir 54 horas de clases: 33 horas de teoría, 15 horas de prácticas y 6 horas para los 2 exámenes parciales. Los temas eran: Conceptos generales, radiactividad, interacción de la radiación con la materia, medida de las radiaciones, dosimetría, riesgos de las radiaciones, blindajes, efectos biológicos de las radiaciones, contaminación interna, gestión de residuos y transporte, legislación y reglamentación. Se dictan 4 cursos de estas características.

A partir del año 1985 estos cursos estuvieron dirigidos a la aplicación de las radiaciones en la industria y medicina y por eso se dictan 2 tipos de cursos: Radioprotección en la aplicación médica y Radioprotección en la aplicación industrial, los cuales tiene una duración de 20 horas aproximadamente. Además de los temas mencionados en los cursos para Supervisores, se incluyen los temas: usos de las radiaciones ionizantes, producción, características y usos de los rayos X y medidas de protección radiológica. Se dictan 7 cursos bajo esta modalidad.

Posteriormente se modifica el contenido de los cursos ya que los programas se hacen en relación al tipo de radiación que se esta usando. Los cursos son denominados: Radioprotección en el uso de fuentes radiactivas y Radioprotección en el uso de rayos X. El campo médico estaba incluido en ambos cursos. Todos con una duración de 20 horas aproximadamente. Solamente se efectuaron 3 cursos sobre fuentes radiactivas debido a que los asistentes, aunque eran mayoritariamente del campo industrial, tenían que recibir clases sobre usos de las radiaciones y aspectos de protección radiológica en la industria y medicina. Por esa razón estos cursos tienen una modificación en esta etapa y se orientan únicamente al campo industrial, mientras que los cursos sobre rayos X estaban más orientados al campo médico, pero se mantiene así hasta el final de este período. Bajos estas modalidades se efectúan 13 cursos.

En toda esta etapa se desarrollaron 24 cursos que y se capacitó a 443 personas. En el campo médico se capacitó a 122 personas que participaron en los 5 cursos sobre protección radiológica en la aplicación médica y protección radiológica en el uso de rayos X en medicina.

Etapa 3: 1990 – 1997

Se pone en vigencia el “Reglamento de Protección Radiológica” aprobado el 29 de septiembre de 1989 mediante un Decreto Supremo donde se dispone que la manipulación de fuentes de radiaciones ionizantes se permita exclusivamente a personas que posean Licencia Individual. Para ello será necesario aprobar un examen de protección radiológica en el campo específico donde se trabaje.

Se inicia esta etapa con el dictado de algunos cursos de Radioprotección en el uso de fuentes radiactivas y de rayos X hasta que se decide cambiar el contenido de los mismos y hacerlos más específicos de acuerdo a la aplicación específica de las radiaciones, por ejemplo se dictan cursos sobre protección radiológica en el uso médico de rayos X.

En esta etapa se dictan 17 cursos y se capacita a 354 personas. De este total, 12 cursos están dirigidos al campo médico: 8 sobre protección radiológica en el uso de rayos X en medicina (205 participantes), 3 sobre protección radiológica en el uso de rayos X y fuentes radiactivas (51 participantes) y 1 sobre protección radiológica en el uso de fuentes radiactivas (31 participantes). Se capacitaron 287 personas del área médica.

Etapa 4: 1998 - 2005

Se inicia con el "Reglamento de Seguridad Radiológica" que fue aprobado el 20 de mayo de 1997 mediante un Decreto Supremo donde se menciona que todo trabajo con fuentes de radiaciones ionizantes será permitido solo a personas autorizadas mediante una Licencia Individual, siempre que cumpla con los requisitos exigidos. Esta vez la exigencia es para todas las prácticas. Se concedió el plazo de un año para que todas las personas se adecuen a esta norma. A esto se adiciona que desde el año 2003 se han aprobado otros dispositivos legales en donde es obligatorio llevar a cabo un curso de protección radiológica y aprobar un examen de la Oficina Técnica de la Autoridad Nacional (OTAN) del IPEN para obtener la Licencia Individual. En esta etapa los cursos son más específicos.

Los temas comunes de todos los cursos de protección radiológica son:

Conceptos Generales. Estructura atómica. Nomenclatura. Radiactividad y Radioisótopos. Actividad. Radiación electromagnética Radiaciones Ionizantes. Interacción de la radiación con la materia. Atenuación. Magnitudes y unidades de radiación. Exposición. Dosis absorbida. Dosis equivalente. Dosis efectiva. Detección de las radiaciones. Detectores. Dosímetros personales. Efectos biológicos de las radiaciones.

Fundamentos de Seguridad y Protección Radiológica. Principios básicos. Justificación, limitación de dosis y optimización. Métodos para controlar la exposición: tiempo, distancia y blindaje. Cálculo de distancias seguras.

Normativa. Autoridad Nacional. Sistema de control de las radiaciones. Reglamento de Seguridad Radiológica. Normas específicas. Licencia de instalación. Licencia Individual. Inspecciones. Sanciones.

De acuerdo al tipo de curso se incorporan los temas específicos, por ejemplo: Rayos X. Producción y características. Equipos, características, Protección Radiológica en el uso de rayos X, etc.

La mayor parte de los cursos tienen una duración promedio de una semana en donde se incluyen las clases prácticas que en su mayor parte se llevan a cabo en instalaciones radiactivas o de rayos X. Las prácticas de todos los cursos del área médica se realizan en hospitales y clínicas.

Adicionalmente se organizaron cursos de actualización sobre protección radiológica con una duración de 5 horas y dirigidos a las personas que deben renovar la Licencia Individual en una práctica determinada.

La evolución de los cursos en estos últimos años ha sido:

- 1998: 19 cursos (350 personas)
- 1999: 14 cursos (163 personas)
- 2000: 9 cursos (104 personas)
- 2001: 13 cursos (200 personas)
- 2002: 41 cursos (522 personas)
- 2003: 82 cursos (653 personas)

2004: 93 cursos (1136 personas)

2005: 138 cursos (1804 personas)

En esta etapa se capacitó a 4932 personas en 409 cursos. El 56,59% fue personal del área médica (Fig 1)

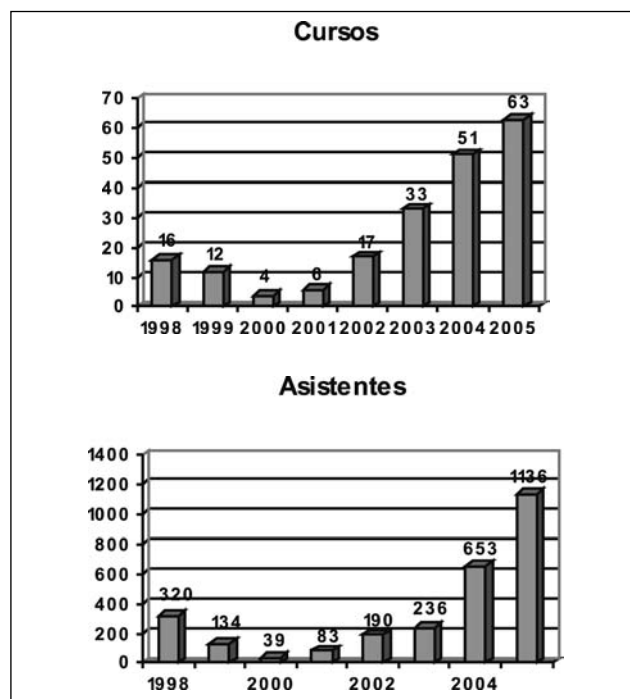


Fig. 1. Cursos de Protección Radiológica en el área médica

Tomando en cuenta las recomendaciones internacionales sobre la necesidad de incidir en la capacitación del personal que trabaja en el campo médico, desde el año 2002 se definieron claramente los contenidos de los cursos, se hicieron específicos y con duración variable:

- Radiodiagnóstico Médico (20 horas)
- Medicina Nuclear (20 horas)
- Radiología Dental (10 horas)
- Radioterapia (55 horas)

Los cursos que se dictaron a partir del año 2002 a los médicos, tecnólogos médicos (formación profesional), físicos y técnicos en el campo médico fueron:

- 92 cursos sobre Protección Radiológica en Radiodiagnóstico Médico con 1527 participantes
- 18 cursos sobre Protección Radiológica en Medicina Nuclear con 131 participantes
- 10 cursos sobre Protección Radiológica en Radioterapia con 69 participantes
- 44 cursos sobre Protección Radiológica en Radiología Dental con 488 participantes

Conclusiones

Desde la creación del CSEN en 1972, se han realizado 458 cursos sobre protección radiológica lo cual ha permitido la capacitación de 5872 personas. El 70,08% se capacitó en el período 2002 – 2005 (4115 personas).

Los cursos han evolucionado positivamente en cuanto a contenido y en lo que se refiere a ser específicos de acuerdo a cada práctica, tomando en cuenta las recomendaciones internacionales.

La mayor parte de los profesores de los cursos que imparte el CSEN son profesionales del IPEN que cuentan con estudios de Postgrado y amplia experiencia profesional en diversos temas. Esto se complementa con el uso de equipos e infraestructura del IPEN.

En el campo médico se ha evolucionado en el desarrollo de los programas de enseñanza desde el año 2002 contemplándose además la realización de prácticas en los mismos hospitales y clínicas de Lima y del interior del país.

En la etapa 2 (1981-1989) se inicia el dictado de cursos para el área médica capacitándose a 122 personas en 5 cursos. En la etapa 3 (1990-1997) se dictaron 12 cursos para 287 personas y en la última etapa (1998-2005) fueron 202 los cursos que permitieron la capacitación de 2791 personas.

El mayor impulso a la capacitación en protección radiológica para el campo médico se da a partir del año 2002. En los 33 años del CSEN (1972-2005) se capacitó a 3200 personas en 219 cursos de protección radiológica en radiodiagnóstico médico, radiología dental, medicina nuclear y radioterapia. El 69,22% fue capacitado en el período 2002- 2005 mediante 164 cursos debido a que se tomaron en cuenta los aspectos con-

plados en la Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente (Málaga, 2001) y en el Plan de Acción del OIEA (2002-2006) en lo relacionado con la capacitación en protección radiológica de las personas que trabajan en el área médica, lo cual inducirá a mejorar la protección del paciente.

Bibliografía

- [1] Medina Gironzini, Eduardo. “Reglamentación y normativa sobre protección radiológica en el Perú”. Primer Congreso Regional sobre Seguridad Radiológica y Nuclear, Buenos Aires, 21-25 octubre 1991.
- [2] Medina Gironzini, Eduardo. “Training on Radiological Protection in Peru”. 11th International Congress of the International Radiation Protection Association. IRPA – 11. Madrid, 23 – 28 mayo 2004.
- [3] Ramírez Q., R. y Medina G., E.. “Desarrollo histórico y tendencias de las actividades regulatorias del Instituto Peruano de Energía Nuclear-Autoridad Nacional”. Tercer Congreso Regional sobre Seguridad Radiológica y Nuclear, Cusco, 23-27 octubre 1995.
- [4] Centro Superior de Estudios Nucleares. Actas de cursos (1972-2005). Lima.
- [5] Ley 28028. Ley de Regulación del uso de fuentes de radiación ionizante”. Publicada el 18 de julio de 2003 en el diario oficial El Peruano.
- [6] Decreto Supremo Nro. 041-2003-EM. Reglamento de la Ley 28028. Publicado el 12 de diciembre del 2003 en el diario oficial El Peruano.

*Área 9 Normativa y Formación en PR (PR)***EL “AULA VIRTUAL” COMO HERRAMIENTA PARA LA FORMACIÓN EN PR DEL PACIENTE; CASO PRÁCTICO EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA**

R.MEDINA CAMPOS, J.FERNÁNDEZ TALLÓN, J. BUSCÀ SUAU, J. BARÓ CASANOVAS

Asesoría y Control en Protección Radiológica, ACPRO S.L, Barcelona, Spain.

The rise in ionizing radiation applications within the field of diagnostics, with the corresponding increase in both number and doses received by patients, requires adequate resources for education and training in radiological protection.

In is quite difficult to assemble professionals at a specific place to carry out training. However, the use of Information and Communitation Technologies (IT) makes it possible to carry out training through Internet in an effective, easy and amusing way (“e-learning”).

An on-line course of patient radiological protection and quality control in computer tomography has been developed aimed at professionals that use these diagnostic techniques. The course has been run twice in the period 2005-2006. The course is found on an Internet-accessible Virtual Campus, which allows access to multimedia contents, communication between students and instructors and follow-up of students’ performance. Final evaluation is done on-line and successfully passing the course counts for 8.9 credits in the Continuous Education Programme of Spanish Health System.

1. Necesidades y problemática de la formación continuada

La continuada y rápida evolución tecnológica de los equipos de diagnóstico que utilizan radiaciones ionizantes implica la aparición y el desarrollo de nuevas prácticas diagnósticas con el correspondiente aumento en el número de exploraciones realizadas y en algunos casos de las dosis asociadas, derivando en un aumento de la dosis colectiva.

Este aumento significativo de la dosis precisa de una optimización adecuada en la protección radiológica de aquellas personas que son sometidas a exploraciones diagnósticas. La Directiva 97/43/EURATOM[1] relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas y en su transposición a la legislación nacional a través del Real Decreto 1976/1999[2] y el Real Decreto 815/2001[3], tratan la necesidad de formación continuada en la protección radiológica del paciente.

Los conocimientos de los expertos en protección radiológica y las técnicas de optimización de dosis han de progresar paralelamente a la aparición de nuevas prácticas. Para poder apli-

car estos conocimientos es importante disponer de un sistema de formación continuada destinado a aquellos profesionales que utilizan las exploraciones diagnósticas y terapéuticas con radiaciones ionizantes.

En muchos casos, la presión asistencial de los profesionales, así como la dificultad para viajar y ausentarse del trabajo durante días o incluso semanas hacen que las técnicas tradicionales de formación presencial sean inaccesibles para un amplio número de profesionales.

2. Formación no presencial vía “e-learning”: Aula Virtual

Lo expuesto anteriormente ha motivado el interés en organizar una formación a distancia que utilice las nuevas Tecnologías de la Información y Comunicación (TIC) denominadas “e-learning” y que utilizan principalmente Internet para que los alumnos puedan acceder a la denominada Aula Virtual.

El acceso al curso se realiza desde cualquier ubicación geográfica con acceso a Internet y está disponible 24 horas al día,

los 7 días de la semana. De esta forma, el alumno gestiona su tiempo para dedicarlo a su formación en función de sus posibilidades. Por otro lado, el Aula Virtual dispone de herramientas que permiten al profesorado realizar un seguimiento continuado de la acción formativa y del nivel de asimilación de conceptos por parte del alumno, como son los registros de acceso a los contenidos, los resultados de las autoevaluaciones y las tutorías.

La metodología está orientada a la formación tutorizada y a la interacción de las diferentes personas que intervienen en el curso con el objetivo de dinamizar y animar al alumno a que regule su aprendizaje y obtenga un buen nivel de asimilación de los contenidos.

El Aula Virtual dispone de un sistema de acceso controlado, de forma que el alumno pueda acceder a los cursos en los que se encuentra inscrito. Los contenidos de los cursos se han adaptado especialmente para la formación vía “e-learning”, utilizando tanto imágenes como animaciones interactivas que ayudan a la comprensión y asimilación de los conceptos (figura 1). El alumno dispone de un sistema de comunicación interna del Aula que le hace posible comunicarse con sus profesores, así como con el resto de alumnos de su curso. Otra herramienta a disposición del alumno es el sistema de autoevaluaciones que le permite tomar conciencia de su nivel de asimilación de conceptos y emprender las medidas correctoras oportunas. Las autoevaluaciones constan de preguntas tipo test (verdadero/falso y multiopción) que se escogen de forma aleatoria de una base de preguntas, haciendo que los cuestionarios varíen cada vez que se realizan. Desde el Aula, se puede acceder a las “salas de estudio” donde los alumnos pueden comunicarse e intercambiar sus experiencias prácticas.



Figura 1. Contenido multimedia del curso

Asimismo los profesores disponen de otro grupo de instrumentos para el seguimiento continuo de la formación del alumno: un sistema de seguimiento de los accesos de los alum-

nos a los contenidos; un sistema de consulta de los resultados de las autoevaluaciones y un sistema de comunicación para contactar con sus alumnos para resolver dudas e impulsar la participación.

3. Experiencia en un caso práctico

Para evaluar la validez, idoneidad y eficacia de la utilización del “e-learning” para la formación en protección radiológica del paciente, se ha desarrollado un curso multimedia de formación continuada: Protección Radiológica del Paciente y Control de Calidad en Tomografía Computerizada. El curso ha sido impartido durante el periodo 2005-2006 en 2 ediciones con la participación de 28 alumnos entre los que se encontraban médicos especialistas en medicina nuclear, técnicos especialistas en radioterapia, técnicos expertos en protección radiológica, ingenieros biomédicos y técnicos expertos en radiodiagnóstico y diplomados universitarios en enfermería. El alumno de este curso muestra características comunes: dispone de una alta carga asistencial y su participación es absolutamente voluntaria. El curso está acreditado por la Comisión de Formación Continuada del Sistema Nacional de Salud con 8.9 créditos y cuenta con el reconocimiento de interés sanitario por parte del Institut d’Estudis de la Salut (Generalitat de Catalunya), lo cual supone un incentivo adicional para el alumno.

El curso se planteó con el objetivo de presentar y actualizar los conocimientos sobre la tecnología y la protección radiológica del paciente en tomografía computerizada, siendo una herramienta útil en la formación continuada de los profesionales del ámbito sanitario. Con ello se pretende que los conocimientos adquiridos se apliquen en el trabajo diario para minimizar las dosis de radiación que reciben los pacientes tanto en equipos monocorte como en los modernos equipos multicorte. Adicionalmente, el curso también trata los aspectos del control de calidad en TC tanto de las magnitudes dosimétricas como de los parámetros que definen la calidad de la imagen diagnóstica. Un ejemplo del contenido de uno de los capítulos está disponible en: http://www.acpro.es/fr_demo.html

El curso consta de las siguientes áreas temáticas: Tecnología de la Tomografía Computerizada, Magnitudes dosimétricas en TC, Efectos biológicos, Control de calidad, Protección radiológica del paciente, Optimización de dosis en pediatría y Estimaciones de dosis. La duración del curso se estima en 50 horas. Los alumnos disponen de 35 días para cursarlo siguiendo un calendario orientativo. Al finalizar cada área temática, el alumno debe completar una prueba de autoevaluación (figura 2) que se puede repetir un número indefinido de veces, ya que el cuestionario se genera de forma aleatoria. A lo largo del curso, los alumnos pueden comunicarse con los profesores para resolver las diferentes dudas

que vayan surgiendo. Al finalizar se realiza una prueba on-line para certificar el aprovechamiento del curso y se acompaña con una encuesta de satisfacción puntuable de 1 a 5 (1 poco satisfactorio- 5 muy satisfactorio) que permite medir el grado de satisfacción y utilizar los resultados para mejorar la calidad de futuras ediciones y/o cursos.

| Herramientas | |
|---|--|
| Administrador de Exámenes y Encuestas | |
| Vista Previa de Evaluación Control de Calidad V2 | |
| 1) En radiodiagnóstico la única consideración válida para la obtención de la imagen médica es la de obtener una imagen que tenga la máxima calidad posible. | <input type="radio"/> Verdadero <input type="radio"/> Falso <input checked="" type="radio"/> Deje en blanco |
| 2) La obtención de una imagen médica tiene como única finalidad poder establecer un diagnóstico médico sólido y fiable. | <input type="radio"/> Sí, y por eso será necesario que la imagen tenga la máxima calidad posible. <input type="radio"/> Sí, y a tal efecto se proporcionará siempre la menor dosis a paciente posible. <input type="radio"/> Sí, y puesto que la calidad de imagen está relacionada con la dosis aplicada a paciente será necesario establecer un compromiso de optimización de la dosis con el objetivo de obtener la mejor imagen diagnóstica a la menor dosis posible. <input checked="" type="radio"/> Deje en blanco |
| 3) El ruido en la imagen es debido a fluctuaciones aleatorias del número TC que no corresponden a la propia atenuación que debería sufrir el haz al atravesar el material. | <input type="radio"/> Verdadero <input type="radio"/> Falso <input checked="" type="radio"/> Deje en blanco |
| 4) El ruido limita la visualización de detalles a bajo contraste ya que el valor de la señal a bajo contraste es comparable al de las fluctuaciones aleatorias. | <input type="radio"/> Verdadero <input type="radio"/> Falso <input checked="" type="radio"/> Deje en blanco |
| 5) El contraste se define como la diferencia relativa de señal de dos regiones contiguas y la magnitud utilizada para evaluarlo es la diferencia relativa de números TC entre dos regiones de diferente densidad. | <input type="radio"/> Verdadero <input type="radio"/> Falso <input checked="" type="radio"/> Deje en blanco |

Figura 2. Cuestionario de autoevaluación

4. Resultados del caso práctico

La formación vía “e-learning” es un sistema relativamente incipiente, sobretodo en el ámbito de la protección radiológica del paciente. Prueba de ello es que ninguno de los alumnos había realizado previamente ningún curso utilizando esta modalidad. Las herramientas del Aula Virtual permiten realizar un seguimiento exhaustivo del acceso de los alumnos. Inicialmente se detectó que algunos alumnos se conectaban con poca frecuencia. Para corregir la situación los profesores contactaron con dichos alumnos para conocer las causas y motivarlos.

Todos los alumnos realizaron las autoevaluaciones, siendo la puntuación media global de 8.7/10 y la específica de las diferentes áreas temáticas: Tecnología de la Tomografía Computadorizada (9.0/10), Magnitudes dosimétricas en TC(8.5/10), Efectos biológicos (9.0/10), Control de calidad (8.5/10), Protección radiológica del paciente, Optimización de dosis en pediatria y Estimaciones de dosis (8.7/10).

La prueba final fue superada por todos los alumnos con una nota media de 8.3/10, demostrando el alto grado de asimilación de los conocimientos del curso.

En cuanto a los contenidos, la opinión general es que se adecuan a los objetivos (4.3/5), siendo el tema de control de calidad el de menor interés. Los contenidos multimedia, especialmente las animaciones, son considerados de gran utilidad (4.4/5). Todos los alumnos coinciden en que las autoevaluaciones permiten conocer el nivel de conocimiento adquirido (4.3/5). Respecto al sistema de comunicación con el profesor, se considera que es muy útil, aunque se reconoce que no se explota suficientemente (4.1/5). La duración del curso se considera correcta, permitiendo compaginar la actividad profesional con la realización del curso (4.4/5).

La mayoría de los alumnos (91 %) considera que este sistema es mejor que el presencial, ya que permite la posibilidad de autogestionar el tiempo dedicado a la formación y el tipo de contenidos facilita el aprendizaje. Entre los partidarios de la formación presencial se reconoce que el formato “e-learning” de los contenidos facilita la comprensión y asimilación de los conceptos.

5. Conclusiones

Se constata que la continua evolución tecnológica de las técnicas que emplean la Tomografía Computerizada deben estar acompañadas por la correspondiente formación continuada en protección radiológica de los profesionales que la emplean.

La formación “e-learning” facilita la adaptación a los horarios disponibles, evita desplazamientos, y adapta el ritmo de aprendizaje a la capacidad del alumno, lo que conlleva una optimización de los esfuerzos y recursos destinados a la formación.

A través de una evaluación continuada del alumnado se dispone de información objetiva sobre el grado de aprovechamiento. Aún pudiendo parecer un contrasentido, la percepción de los alumnos ha sido de un mayor “contacto” con los profesores que en un curso presencial, gracias a la facilidad de comunicación con los mismos que permite las herramientas del Aula Virtual.

La principal desventaja es que se requiere una mayor motivación por parte del alumno, ya que la asistencia virtual al curso no está fijada por un horario determinado. El profesor puede contrarrestar este inconveniente utilizando las herramientas de comunicación de las que dispone e incentivando la participación y comunicación entre alumnos, utilizando las “Salas de Estudio”.

La evolución tecnológica de los equipos está dando lugar al desarrollo de equipos que aúnan equipos de diferentes técnicas diagnósticas (PET/CT, SPECT/CT, RM/PET). Esto implica que los especialistas precisen de una formación en protección radiológica del paciente en las especialidades en las que tienen poca o ninguna experiencia. Ello se ve reflejado en que varios alumnos del curso pertenezcan a la especialidad de medicina

nuclear por su interés en el conocimiento de los nuevos equipos PET/TC y SPECT/TC.

Referencias

[1] Directiva 97/43/Euratom del Consejo de 30 de junio de 1997 relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposicio-

nes médicas. Diario Oficial de las Comunidades Europeas n° L 180 de 9 de julio de 1997.

[2] Real Decreto 1976/1999, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico. BOE de 29 de diciembre de 1999.

[3] Real Decreto 815/2001, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. BOE de 14 de julio de 2001.

Área 9 Normativa y Formación en PR (PR)

CURSO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO (4ª ED): TELEENSEÑANZA A TRAVÉS DE INTERNET EN CIENCIAS DE LA SALUD

¹ALCARAZ, M.; ¹CHICO, P.; ²ARMERO, D.Y ¹SAURA INIESTA, A. M.;
¹FERNÁNDEZ, H.Y ³VICENTE, V.

¹Área de Radiología y Medicina Física, ²Área de Enfermería y ³Área de Anatomía Patológica, Facultad de Medicina/Odontología, Universidad de Murcia, 30100-Espinardo. España.

The creation of an interdepartmental project subsidised by the Spanish Ministry of Education has made possible the elaboration of a series of specific didactic material on Radiological Protection and Quality Assurance in Medical Radiodiagnostic Practices, which has led to the publication of a specific manual and practical notebook. As a consequence, this material now constitutes the working base for those professionals exposed to ionising radiation who are following the first Teleducational continuous formation course in Spanish via the Internet on this subject.

INTRODUCCIÓN

Como consecuencia de la obtención de una ayuda a un Proyecto de Cooperación Interdepartamental de la Secretaría General de Educación y Formación Profesional española (BOE de 23 de Octubre de 1997); se procedió a la Elaboración de material didáctico de Protección Radiológica y Control de Calidad en Radiodiagnóstico para el alumnado de Técnico Superior en Imagen para el Diagnóstico. En ese momento se pretendía poner de manifiesto que la carencia en el aula de material didáctico adecuado a los requerimientos formativos del Técnico Superior en Imagen para el Diagnóstico, influye significativamente en su capacidad de aprendizaje y en su calidad profesional. Para ello, se determinó actuar sobre el módulo de Protección Radiológica, perteneciente al segundo curso del currículo del dicho ciclo de estudios.

OBJETIVO

El objetivo fundamental era dotar al alumno de un material científicamente actualizado y didácticamente ameno; facilitando el aprendizaje mediante el uso del ordenador a través

de Internet de los contenidos básicos que constituyen un Curso de Capacitación para Operadores de Radiodiagnóstico General.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio comprende tres fases diferentes: 1) Elaboración de un material didáctico científicamente actualizado y ameno tras haber detectado las lagunas en nuestros propios alumnos; 2) Determinación de la utilidad de dicho material en el mismo tipo de alumnos. 3) La realización cursos específicos de teleenseñanza, a través de Internet.

La muestra total de alumnos analizados comprende un total de 60 estudiantes (30 alumnos por año, de cada una de las dos promociones consecutivas estudiadas) de 2º Curso de Técnico Superior de Imagen para el Diagnóstico, procedentes de un centro público de Murcia (España). Realizándose la selección mediante un muestreo intencional, estando representado el 100% del total de la población de procedencia. En todos los casos se realizaron test de evaluación del aprendizaje del alumnado, autoevaluación del alumnado y profesorado y una coevaluación conjunta profesorado-grupo de alumnos.

El primer grupo realizó los test para determinar cuantitativamente los parámetros básicos y los niveles de conocimientos de partida. El segundo grupo (segundo año), utilizó los medios ya confeccionados para la determinación de las modificaciones de las variables estudiadas. Para la elaboración de material específico y científicamente actualizado, se fueron realizando sesiones conjuntas de elaboración de materiales originales, partiendo de los contenidos descritos por el programa VALUE y ERPET de la Unión Europea.

La incorporación del curso de Telenseñanza, a través de Internet, y la ampliación a otros profesionales que también utilizan las radiaciones desde la perspectiva de la imagen diagnóstica médica han sido las últimas actividades realizadas: para el acceso a Internet, se utilizó como servidor un ordenador de la serie Veriton proporcionado por la empresa Acer (Acer Computer Ibérica, España), equipado con un procesador Pentium IV (Intel, Cupertino, California), con 256 MB de RAM, y 40 GB de disco duro. Dotado de sistema operativo Windows XP (Microsoft Corporation, Redmond, Washington). Monitor en color 800x600 (Acer Computer Ibérica, España).

El equipo está conectado a la Red LAN de la Universidad de Murcia, dependiente de REDIRIS, la Red Española de I+D que provee de acceso a Internet a los centros oficiales, a través de la cual el servidor tiene salida a Internet. ATICA, el Servicio de Informática de la Universidad de Murcia, nos proporciona el DNS ó nombre de dominio <http://radiologia.um.es> que redirigía todas las peticiones de red de esa dirección directamente a nuestro servidor. De esta forma se consigue fácil acceso desde cualquier ordenador conectado a Internet y dota de suficiente independencia para permitirnos trabajar de forma completamente autónoma.

Como Software que sirviera las páginas web, se utiliza la distribución Apache (Apache Software Foundation) en su versión 2.0, ubicando dentro del servidor los contenidos en formato html que hemos diseñado. Los contenidos del portal de acceso se han desarrollado de acuerdo a los estándares para el lenguaje HTML propuestos por la W3C (World Wide Web Consortium) en su versión HTML 4.01

RESULTADOS

Los resultados han puesto de manifiesto una muy escasa bibliografía en español, carente de iconografía específica, y ausencia de material didáctico de las materias prácticas incluidas en dicho ciclo formativo en la primera evaluación realizada en 1997. Tras la elaboración de los materiales didácticos adecuados, actualizados y específicamente diseñados para ese ciclo formativo, los resultados obtenidos muestran diferencias significativas en todos los parámetros objetivos utilizados, adecuando al alumno al trabajo profesional real en donde se va a incorporar. Obteniéndose también valoraciones positivas de

los profesores que han ayudado al proceso del aprendizaje con mayor motivación y conocimiento, al aproximar también al profesor hacia el medio asistencial.

Como consecuencia del trabajo de elaboración realizado se ha publicado un libro con el conjunto de dicho material (Alcaraz, 2003) que constituye el texto base de dichos alumnos en ese ciclo formativo. Recientemente, tras las actualizaciones de los planes de estudio, se han ido incorporado dichos contenidos a otras enseñanzas de la Universidad de Murcia siendo texto guía de diferentes asignaturas (Medicina, Odontología y Enfermería).

En estos momentos se han realizado cuatro ediciones anuales del **Curso de Protección Radiológica y Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico. Curso de Telenseñanza**,^(*) como curso de Promoción Educativa y declarado de Interés Sanitario Regional por la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia (<http://radiologia.um.es>); en donde se pretende realizar la difusión de dichos contenidos de Protección Radiológica en dos diferentes áreas de interés: a) en los profesionales que utilizan las radiaciones ionizantes para la obtención de imágenes diagnósticas (médicos radiólogos, radiofísicos, Técnicos Especialistas en Radiodiagnóstico, Diplomados Universitarios en Enfermería e Higienistas Dentales); b) en profesionales que tienen obligación de conocer el riesgo de las radiaciones ionizantes, aún cuando no sean directamente quienes obtienen las imágenes diagnósticas (médicos, auxiliares de enfermería, administrativos y celadores de los servicios de radiología).

Este curso lo han realizado 966 alumnos en las 4 ediciones que se han realizado con carácter anual que corresponden a alumnos de 6 países europeos y 5 países latinoamericanos. Mientras que en España lo han realizado alumnos de 9 Comunidades Autónomas diferentes.



Figura 1: Portal de entrada al Curso en la Universidad de Murcia

En la última edición celebrada en el año 2005, éste curso lo han realizado 266 alumnos. Durante la realización de esta última edición se han contabilizado 19.875 entradas al curso de teleenseñanza con una duración media de 16 minutos por entrada para la revisión y descarga de materiales y evaluaciones, siendo los martes y miércoles los días de máximo acceso (16,5% respectivamente) y el horario de 18h-19h el más utilizado. Las evaluaciones realizadas virtual y presencialmente, muestran una mejor aceptación de los contenidos teóricos de la materia de Protección radiológica (19%). Los cuestionarios docentes reflejan la aceptación y disponibilidad del procedimiento entre los estudiantes. Sólo 8-9 alumnos/edición del curso no superan las evaluaciones periódicas, habitualmente por problemas de acceso o manejo de Internet y de los materiales y recursos informáticos ofertados durante el desarrollo del curso.



Figura 2: Distribución de contenidos y Diploma Oficial de Promoción Educativa de la Universidad de Murcia

CONCLUSIÓN

La necesidad de creación de materiales y recursos originales y específicos multimedia para la realización de estos cursos de teleenseñanza favorece la asimilación de los conceptos teóricos y prácticos por parte del alumno y puede ayudar a nuestra adaptación al Espacio Europeo de Enseñanza Superior.

BIBLIOGRAFÍA

[1] Alcaraz, M. (2003).- **Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico**. (2ª ed)(ISBN.:84-8371-258-X) Servicio de Publicaciones de la Universidad de Murcia. Murcia.

- [2] Alcaraz, M y Genovés, J.L (1996).- **Protección Radiológica en Radiodiagnóstico**. Editorial: Diego Marín (ICE-Universidad de Murcia), (ISBN: 84-89585-52-0) Colección Texto-Guía), Barcelona.
- [3] Alcaraz, M.; Chico, P ;Armero, D. y Saura Iniesta, A. M. (2002).- Protección radiológica médica: Curso de Teleenseñanza para la educación médica continuada. **Informática 2002: preparando el camino para la e-Salud Global. II Congreso Virtual iberoamericano de informática médica**. Nov 4-30 en Internet.
- [4] Alcaraz, M.;Chico, P ;Saura Iniesta, AM y Cabero,J. (2002).- Elaboración de material didáctico de Protección Radiológica y Control de Calidad en Radiodiagnóstico para el alumnado de Técnico Superior en Imagen para el Diagnóstico.1ª **Jornada Universitaria sobre Multimedia y Teleenseñanza en Radiología, APURF**. Malaga, 31-Mayo, Libro de Resúmenes pp.: 65-66.
- [5] Alcaraz, M.; Chico, P.; Armero, D.; Saura Iniesta, A. M. and Vicente V.(2003)- Radiological Protection and quality assurance in Health sciences: Tele-education for continued postgraduate training. **II International Conference on Radiation Protection training. Futures Strategies**, (CIEMAT), Madrid, 19-23 September, pp.: 263-269.
- [6] Alcaraz, M.; Chico,P.; Armero,D., Saura,A.M. y Vicente,V. (2003) - Protección Radiológica y Garantía de Calidad en Ciencias de la Salud: La teleenseñanza para cursos de formación continuada. **XVI Congreso de la Sociedad Española de Educación Médica**. Madrid: 22-25 Octubre, **Educación Médica 5 (3): 47**.
- [7] Alcaraz, M.; Chico, P.; Saura Iniesta, AM.; Armero, D. yVicente, V.. (2004)- Course on radiological protection and Quality assurance in radiology. Tele-education course: a possible solution to continued Postgraduate training. **XI International Congress of The International Radiation Protection Association (IRPA XI)**, Madrid, 23-28 May. pp: (2j1):83-84 , 2004.
- [8] Alcaraz, M.; Chico, P.; Armero, D.; Saura-Iniesta, AM. y Vicente V. (2005) - Curso de Protección Radiológica y Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico: Teleenseñanza a través de Internet integrada en el Pregrado de la Licenciatura de Medicina. **XVII Congreso Nacional de la Sociedad Española de Educación Médica**, Albacete 26-28 Octubre., **Educación Médica 2005; 8 (3) 171**.

PROGRAMA PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE (ARGENTINA)

¹RODOLFO TOUZET, ²MARÍA DEL ROSARIO PÉREZ, ³ALFREDO BUZZI,
⁴DANIEL ANDISCO

¹Com Nac. de E. Atómica, ²Autoridad Regulatoria Nuclear, ³Sociedad Argentina de Radiología,
⁴Universidad de Buenos Aires

Abstract: After an initial period of conviction for installing an active discussion on Radiation Protection of Patients inside the medical community, there were organized "working groups" in Radiodiagnosis, Radiotherapy, Nuclear Medicine and on radiation protection of pregnant women. These groups began systematic activities, which received a strong institutional support of the Argentine Society of Radiology, toward the implementation of a "Program of RPP" that is being put nowadays into practice.

This program has three aims and a series of targets to be fulfilled in successive stages:

Basic aims and short term targets:

- 1) To guarantee the Justification. First goal: Development of the "Prescription Guide" (achieved)
- 2) To optimize the radioprotection: First goal: Development of a "Manual of Procedures" (achieved)
- 3) To prevent potential exposures. First goal: Design of a "Basic Quality System" in Health (achieved)

The effective participation of the professional's and technician's associations in the development of the program of radiological protection of the patient is a key aspect for the success.

Antecedentes

Las irradiaciones médicas son indudablemente la contribución más importante a la exposición humana a las radiaciones ionizantes de carácter artificial. Las estadísticas indican una tendencia creciente en el número de prácticas así como la cantidad de instalaciones. La calidad de las prácticas, su justificación y optimización son hoy un tema relevante para las sociedades científicas y los organismos reguladores.

A partir de la adopción de la Directiva 97/43/EURATOM, y la realización de la Conferencia de Málaga la mayoría de los países europeos han implementado planes de acción para la protección radiológica del paciente, incluyendo la búsqueda de consenso en relación con la optimización de dosis y los criterios de justificación. Un ejemplo de ello es la guía PR/118 para la solicitud de estudios de diagnóstico.

En este marco, y convocada por los Dres. Pablo Gisone y María del Rosario Pérez se llevó a cabo en nuestro país, el

10 de diciembre de 2004, la primera Jornada sobre Protección Radiológica del Paciente (PRP) con el objeto de instalar en la comunidad médica una discusión activa sobre este tema. A la misma asistieron médicos del campo del Radiodiagnóstico, la Medicina Nuclear y la Radioterapia y hubo representantes del Ministerio de Salud, organismos regulatorios y distintas Asociaciones Profesionales. Durante la Jornada se presentó la Guía PR/118 y el Dr. Michel Bourguignon, Director Adjunto de la Autoridad de Seguridad Nuclear de Francia, presentó en forma de teleconferencia la experiencia llevada a cabo en Francia para la adaptación y adopción de estas guías.

Luego de esta primera jornada se organizaron "grupos de trabajo" en Radiodiagnóstico, Radioterapia, Medicina Nuclear y Radioprotección de la mujer gestante y se iniciaron actividades sistemáticas, que recibieron un fuerte apoyo institucional de la Sociedad Argentina de Radiología y concluyeron con la elaboración de un "*Programa de Protección Radiológica del Paciente*" que está siendo implementando.

Programa para la Protección Radiológica del Paciente

El análisis de la situación existente determinó que el logro de algunos objetivos establecidos podría superar la voluntad y/o el monto de los recursos económicos reales disponibles y por esa razón se decidió fijar metas realistas para el corto plazo que pudieran ser logradas rápidamente con los recursos disponibles a fin de lograr un avance modesto pero continuo sin despertar falsas expectativas.

Objetivos tales como la implementación de sistemas de calidad en todos los servicios de salud, lograr una capacitación de excelencia de los profesionales y técnicos de todo el país, determinar los Niveles de Referencia y lograr el uso de protocolos en todos los estudios de diagnóstico por imágenes requieren un esfuerzo importante y no pueden ser alcanzados en forma inmediata.

La adaptación a la innovación tecnológica: Los avances vertiginosos que experimenta hoy en día la Medicina, en equipamiento y protocolos de trabajo, determina que *“las normas y regulaciones nunca llegan a tiempo”* por lo que es imperioso que los propios servicios de salud cuenten con *“sistemas de calidad dinámicos y de mejora continua”* que se puedan adaptar rápidamente a todos los cambios.

Objetivos básicos y metas a corto plazo:

- 1) **Garantizar la Justificabilidad.** Meta inicial: Desarrollo de la “Guía de criterios de prescripción”
- 2) **Optimizar la Radioprotección:** Meta inicial: Desarrollo de un “Manual de Protocolos de Estudio”
- 3) **Prevenir las exposiciones potenciales.** Meta inicial: Diseño de un “Sistema Básico de Calidad”

Detalle de las Actividades realizadas y estado del proyecto:

1) Garantizar la Justificabilidad

El objetivo es mejorar la práctica clínica apoyando la tarea del médico prescriptor desarrollando una “Guía de criterios de prescripción” para mejorar la interfase con el profesional responsable del estudio. La justificación de la práctica tiene por objetivo que “el beneficio obtenido sea más importante que el perjuicio ocasionado” y evitar irradiaciones innecesarias de los pacientes.

Se tomó como base la Guía PR/118 de la comunidad europea en su versión en español y la Guía equivalente francesa preparado por la Sociedad Francesa de Radiología (SFR) con el apoyo de la Dirección Nacional de Seg. Nuclear (DGSNR) y la Agencia Nac. de Acreditación en Salud (ANAES).

Con el fin de poder adaptarla a las particularidades de la prácticas desarrolladas en el país, a través de la Sociedad Argentina de Radiología, se convocó a 11 comisiones de expertos:

Cabeza y Cuello: Dr. José Luis Sanromá y Dr. Ezequiel Salas; **Columna Vertebral y Aparato Locomotor:** Dr. Guillermo Azulay y Dr. Marcos Hjelt; **Circulatorio:** Dra. Patricia Carrascosa y Dr. Pérez Arenasa; **Tórax:** Dr. Juan Carlos Spina y Dr. Eduardo Diez; **Digestivo:** Dr. Salvador Merola y Dr. Alberto Seehaus; **Suprarrenal y Urinario:** Dr. Gustavo Saubidet y Dr. Alejandro Beresniak; **Ginecología y Obstetricia:** Dr. Diego Elías y Dra. Fernanda Dovasio; **Mama:** Dr. Roberto Rojas y Dr. Gustavo Mysler; **Traumatismos:** Dr. Osvaldo Velán y Dr. Rubén Gonzáles Villaveirán; **Cáncer:** Dr. Juan Mazzucco y Dra. Adriana Dieguez; **Pediatría:** Dr. Fernando Gentile y Dr. Roberto Pittaluga.

La Guía ya ha sido evaluada y adaptada a las prácticas locales y está siendo sometida al juicio de las Sociedades de las especialidades que prescriben los estudios tales como pediatría, traumatología, terapia intensiva, nefrología, reumatología, etc., a fin de lograr el aval de las mismas.

Dada la importancia de disponer de algún sistema para poder medir el efecto de la nueva Guía sobre las prescripciones de estudios radiológicos, se eligieron 10 síndromes frecuentes que requieran estudios por imágenes (pediátricos y en adultos), para evaluar el tipo de exámenes que son prescritos antes y después de la aplicación de la Guía en hospitales públicos, de comunidad y privados, así como en pre-pagas y obras sociales.

Este primer objetivo de “garantizar la justificabilidad” se realiza en cuatro etapas:

- La emisión de la Guía validada y consensuada por las sociedades profesionales; (etapa cumplida)
- una segunda etapa de difusión, información, promoción y capacitación en el uso de la Guía de todos los profesionales usuarios de la misma; (etapa en desarrollo)
- una tercera etapa de evaluación de los resultados obtenidos y presentación de un informe a las autoridades de salud justificando su emisión como requisito legal;
- una cuarta etapa consistente en la emisión por las autoridades competentes de requisitos que aseguren el uso extendido de la Guía en todos los ámbitos de la salud y para que aquellos médicos que no sigan las recomendaciones deban fundamentarlo (sería obligatorio su uso pero no su aplicación estricta pues el juicio queda siempre librado a la decisión médica en base al análisis de cada caso particular).

El uso racional de las técnicas de diagnóstico por imágenes contribuirá a la supresión de exámenes injustificados constituyendo así una medida simple y eficaz de radioprotección. La jerarquización del principio de justificación parece plantear un cambio de paradigma en el enfoque actual de la protección radiológica del paciente. En este contexto adquiere una nueva relevancia la figura del médico que prescribe una dada práctica quien, junto al especialista en diagnóstico por imágenes, radioterapia o medicina nuclear, será co-responsable de la aplicación del principio de justificación.

2) Optimizar la Radioprotección:

La optimización de las prácticas tiene por objetivo que los estudios se realicen de acuerdo a técnicas que aseguren una mínima irradiación del paciente sin afectar la calidad necesaria de la imagen.

Se identificaron varias dificultades, que tienen que ver con la gran cantidad de equipos con información dispersa y desactualizada. En base a un trabajo estadístico que se acaba de realizar en 6 provincias ya se han contabilizado 15.000 equipos (Rx y TC) y aproximadamente 350 centros de medicina nuclear y se estima que el total de los equipos en todo el país llegará a los 25.000.

Lograr que todos estos servicios de salud cuenten con personal calificado en la PRP y que los equipos operen en condiciones adecuadas es una tarea difícil que requiere de estrategias adecuadas.

Si bien en el país es obligatorio el registro de los parámetros utilizados en cada estudio, en la realidad no siempre se cumple y la autoridad sanitaria no tiene siempre los recursos para controlar todos los servicios en forma eficaz. Esta situación dificulta la realización de un estudio estadístico sobre las verdaderas prácticas y técnicas que se están utilizando en el país.

Los parámetros radiológicos son establecidos por los técnicos de acuerdo a protocolos de la bibliografía tradicional o de acuerdo a lo enseñado por sus docentes o de acuerdo a las técnicas establecidas por los fabricantes de los equipos utilizados.

Estas técnicas no están necesariamente optimizadas de manera de que puedan obtenerse imágenes con calidad diagnóstica con la menor dosis de radiación al paciente.

Puede verificarse que uno de los factores que más afecta en la dosis recibida por el paciente, es la repetición de estudios. En la Argentina no existe actualmente un registro de los parámetros radiológicos utilizados con cada paciente en estudios con radiaciones ionizantes aunque generalmente sí existen registros que permiten analizar la cantidad de placas o de estudios repetidos por alguna razón: mala postura del paciente, falta de controles de calidad en los equipos, parámetros fijados que no coinciden con los parámetros reales, etc.

Este segundo objetivo "Optimizar la Radioprotección" se realiza en cuatro etapas:

- el acopio de la información utilizada localmente y en otros países para el desarrollo de los diferentes estudios, tales como parámetros operativos, niveles de referencia, protocolos de tareas, controles de calidad, registros, etc.; (etapa ya cumplida)
- una segunda etapa consistente en el análisis por grupos de especialistas de la información existente a fin de producir un "Manual de protocolos de trabajo" para minimizar las dosis involucradas tanto en el paciente como en los operadores y el público; (etapa en desarrollo)
- una tercera etapa de evaluación cuantitativa de los resultados obtenidos a fin de presentar un informe a las autoridades de salud y

- una cuarta etapa consistente en la emisión de recomendaciones por parte de las asociaciones médicas y/o autoridades competentes para el uso extensivo del Manual de protocolos de trabajo.

Pero es inconducente establecer protocolos de trabajo si no hay un mínimo control de calidad de los equipos que asegure que, al menos, los parámetros operativos reales se corresponden con las indicaciones de los instrumentos. Por esta razón se debe realizar en forma paralela una tarea de capacitación y acreditación de los responsables del mantenimiento de los equipos. En tal sentido se está realizando un trabajo de concientización a través de las cámaras que los agrupan.

3) Prevenir las exposiciones potenciales:

En las "conclusiones generales" de la Conferencia de Málaga se señalan dos elementos básicos para lograr la PRP: la capacitación y el entrenamiento y *la implementación de los sistemas de calidad* y esto último es particularmente importante para prevenir las exposiciones potenciales, en particular en aquellas instalaciones donde los riesgos radiológicos potenciales son importantes..

La mayoría de los Servicios de salud no disponen de los medios necesarios para acreditarse en forma rápida de acuerdo a standards internacionales por lo que se debe diseñar un standard que asegure la existencia de los elementos esenciales de un sistema de calidad para lograr luego un mecanismo de acreditación automático y accesible a la totalidad de los servicios de salud. No se puede exigir algo que solamente puedan cumplir unos pocos y probablemente un 90 % de los Servicios de Salud (en la Argentina y en el mundo), no disponen aun de un sistema de calidad formal.

Por otra parte los servicios de salud no cuentan con personal calificado ni entrenado para poder llevar adelante un proyecto de certificación o acreditación y la gran mayoría no dispone de los recursos para contratar un asesoramiento externo, en particular en los Hospitales públicos.

El escenario descrito representa un desafío para las Autoridades Regulatorias que deben determinar:

¿cómo lograr que las instalaciones cumplan con un standard aceptable de calidad sin que demande un esfuerzo presupuestario fuera de sus posibilidades?

Las metodologías usadas en el diseño de sistemas de calidad se pueden agrupar en dos categorías: el Enfoque Reglamentario y el Enfoque Analítico.

El Enfoque Reglamentario es la aplicación de los requisitos de un standard dado sin proceder necesariamente a un análisis previo de los procesos operativos propios.

Cada requisito está vinculado a un elemento o actividad que se desarrolla en la organización productiva y a cada actividad se le asigna un "criterio de control". El razonamiento es el siguiente: "si cada actividad puede ser fuente de falla o error, entonces debo controlar cada actividad en forma indi-

vidual a fin de controlar el conjunto de actividades de la organización”.

De esta forma aparecen los “**criterios de control**”: control del diseño, control de los suministros, control de los documentos, control de los registros, control de los materiales, etc., etc.

El Enfoque Analítico se fundamenta, en cambio, en el “**análisis detallado de los procesos específicos**” para identificar las causas de las fallas y desviaciones a fin de proceder a prevenirlas, para lo cual se utilizan diversas herramientas y metodologías de trabajo de mayor o menor complejidad.

Dentro de este enfoque están las metodologías que usan **herramientas de evaluación sistemática de los procesos**, tales como HazOp, FMEA, DMAIC, APS, HACCP, 8D, ANOVA y otras.

La nueva versión de la ISO-9001:2000 es un standard híbrido que contiene los dos enfoques: en sus Criterios Generales (4.1) requiere hacer la identificación y análisis de los procesos y en el resto de su contenido incluye los requisitos para controlar el sistema siguiendo “criterios de control por actividad”.

En el diseño de la Guía Básica realizada se usaron los criterios generales (4.1) de la ISO 9001 : 2000

La aplicación del Enfoque Analítico requiere un conocimiento profundo de los procesos mientras que el Enfoque Reglamentario requiere mayor conocimiento y experiencia en el uso de los standards de calidad. Esta consideración es importante en lo que respecta a la utilización de asesores externos a la organización y tiene por lo tanto una gran incidencia en el costo del diseño de sistema.

En definitiva se considera que: *“Si se realiza el análisis detallado de los procesos y se toman las medidas preventivas de control necesarias y se documenta lo realizado, No es necesario cumplir con otros requisitos..!”*

Este tercer objetivo “Prevenir las exposiciones potenciales” se realiza en cuatro etapas:

- Diseño de una Guía para implementar un sistema básico de calidad (etapa ya cumplida)
- Una segunda etapa de difusión de la Guía a través de las asociaciones profesionales.
- Una tercera etapa de evaluación cuantitativa de los resultados obtenidos a fin de presentar un informe a las autoridades de salud y al organismo argentino de normalización (IRAM)
- Una cuarta etapa consistente en la emisión formal de la Guía por parte del organismo de normalización y las autoridades de salud.

Los sistemas de calidad son necesarios pero no suficientes para prevenir las fallas humanas derivadas de la falta de motivación y de las actitudes de las personas que derivan de una percepción equivocada de los riesgos, por lo que la implanta-

ción de la Cultura de Seguridad es absolutamente imprescindible. El uso del enfoque analítico en el diseño del sistema de calidad junto con la participación del personal permite estimular y desarrollar efectivamente la cultura de seguridad.

4) Algunas actividades complementarias previstas a realizarse dentro del programa de PRP:

- Promoción de actividades de formación de recursos humanos tendientes a introducir la noción de la cultura de seguridad y protección radiológica del paciente desde los cursos de grado.
- Divulgación de información para la protección del embrión y la mujer gestante
- Relevamiento del equipamiento médico generador de radiaciones ionizantes que está funcionando en el país, a fin de identificar los que no cumplan con algunos requisitos.
- Recomendación de restricciones de dosis para acompañantes de pacientes.
- Diseño de un poster destinado a ser expuesto en todos los centros radiológicos del país con información de utilidad práctica sobre la radioprotección del paciente (niveles de referencia y dosis esperadas) y herramientas técnicas disponibles para optimizar las dosis del paciente como recomendaciones para el uso de colimadores, filtros e intensificadores de imágenes.
- Diseño de un sistema de diagnóstico y control a distancia de los equipos de Rayos X
- Dictado de charlas sobre la PRP en los Hospitales municipales de la Ciudad de Buenos Aires.
- Recomendar a las autoridades competentes que se prohíban algunas prácticas tales como las abreugraffias y radioscopia sin intensificador de imágenes.
- Determinación de los niveles de referencia diagnósticos para exposiciones médicas pediátricas.
- Diseño de un sistema de acreditación de los que realizan tareas de mantenimiento de equipos.

La participación efectiva de las asociaciones de profesionales y de técnicos en el desarrollo del programa de protección radiológica del paciente es un aspecto clave para el éxito del mismo por lo que la tarea de inicial de concientización es muy importante.

Se debe señalar que la Guía de criterios de prescripción no cubre los cuadros clínicos de alta complejidad que deben ser necesariamente resueltos el médico prescriptor y el médico responsable del estudio.

Finalmente, los autores desean agradecer especialmente a la Sociedad Argentina de Radiología por su permanente apoyo y a la memoria del Dr. Pablo Gisone que impulsó este proyecto desde su inicio.

RADIATION PROTECTION IN HOSPITALS: THE EFOMP POSITION

¹J. HERNANDEZ-ARMAS, ²K. OLSEN AND ³T. EUDALDO

¹Officer of the EFOMP Committee on European Union Matters, ²Officer of the EFOMP Committee on Standing and Registration and ³Officer of the EFOMP Committee on Education and Training.

La Federación Europea de Organizaciones de Física Médica (EFOMP) tiene como uno de sus principales objetivos conseguir la homogeneización de la formación de los Físicos Médicos Europeos.

La Protección Radiológica en el ámbito hospitalario está considerada en las Directivas de la Unión Europea (UE) números 84/466 y 97/43. Estas disposiciones definen las figuras de Experto Cualificado en Protección y Experto en Física Médica. A este último se le asignan las actividades de Protección Radiológica relacionadas con los pacientes. EFOMP considera que en la mayoría de los países cuyas organizaciones son miembros (NMO's) de la federación, la formación recibida por los físicos médicos es la adecuada para hacerse cargo de todas las actividades de Protección Radiológica en los Hospitales.

En la práctica, esta situación se da ya en varios países de la UE.

En base a las anteriores consideraciones, la Junta de Comisionados de la EFOMP (Borrad of Officers), adoptó en Abril de 2005 la siguiente proposición:

“El Físico Médico debe ser el profesional que supervise y asuma las responsabilidades de las actividades de Protección Radiológica en los Hospitales incluyendo pacientes, personal sanitario, miembros del público y visitantes de los Hospitales”.

EFOMP considera que los físicos médicos son profesionales que pueden ser objeto de reconocimiento automático de su profesión entre los países de la UE conforme a la Directiva 2005/36. Un primer paso para ello será el reconocimiento generalizado de la proposición anterior.

1. Introduction

EFOMP is the European Federation of Organisations for Medical Physics. This federation was founded in London 25 years ago. Today the federation consists of 35 national organisations of Medical Physics, the National Member Organisations (NMOs).

When EFOMP was inaugurated in May 1980, its principal objective was, and still is, to harmonise and promote the best practice of Medical Physics in Europe. All the National Societies of Medical Physics of the EU member states belong to EFOMP (Austria, Belgium, Cyprus, Czech, Denmark, Estonia, Finland, France, Germany, Greece, Hungary, Ireland, Italy, Latvia, The Netherlands, Poland, Portugal, Spain,

Slovakia, Slovenia, Sweden and United Kingdom). In addition, the Medical Physics Societies from Algeria, Bulgaria, Croatia, FYRO Macedonia, Israel, Moldova, Norway, Romania, Russia, Serbia and Montenegro, Switzerland, Turkey and Ukraine are also members of EFOMP. Currently, most European “medical physicists” are affiliated to one of these Societies.

As a European wide Federation covering one specialised area of health care, EFOMP recognises the need for clear guidelines on the scientific knowledge and practical competencies expected of a practising medical physicist. EFOMP have adopted a clear position on Radiation Protection in Hospitals in order to improve the practice of this very important topic which is part of most medical physics activities. The

objective of this paper is to present EFOMP's views on Radiation Protection activity in Hospitals.

2. European Directives about Radiation Protection and Medical Physics

Radiation Protection in general and Radiation Protection in medical practice have been considered by the European Commission practically from the beginning of the European Union. The regulatory basis is the Euratom Treaty (1957).

Article 2 of this Treaty stipulates that *"in order to perform its task, the Community shall, as provided for in this Treaty... establish uniform safety standards to protect the health of workers and of the general public and ensure that they are applied"*.

The requirements for radiation protection are laid down in Title II Chapter 3 "Health and Safety", Articles 30 to 39 of the Euratom Treaty. Pursuant to the Treaty, a comprehensive set of directives, regulations, recommendations and decisions has been elaborated and adopted.

The consequent development of the Euratom Treaty has produced a series of documents about Radiation Protection, in the format of European Directives or Recommendations. The most important are:

- Directive 84/466/Euratom Council Directive of 3 September 1984 laying down basic measures for the radiation protection of persons undergoing medical examination or treatment.
- Directive 97/43/EURATOM of 30 June 1997, on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure. This Directive defines the Medical Physics Expert, MPE, as follows

"An expert in radiation physics or radiation technology applied to exposure, within the scope of this Directive, whose training and competence to act is recognized by the competent authorities; and who, as appropriate, acts or gives advice on patient dosimetry, on the development and use of complex techniques and equipment, on optimisation, on quality assurance, including quality control and on other matters relating to radiation protection of the patients, concerning exposure within the scope of this Directive".

This is, until now, the main EUROPEAN acknowledgement of "medical physicists" as members of a profession. It is important to highlight that this directive gives the responsibility of radiation protection of patients to the MPEs.

Radiation Protection is a major issue in the medical environment, mainly in large Hospitals, due to the wide use of ionising radiation in clinical practice, both for diagnostic and therapeutic procedures. Medical exposure is the main source of radiation dose to people. Furthermore, the increase of public awareness of the negative aspects of radiation is

obvious. Therefore Radiation Protection in Hospitals should be the responsibility of professionals who have received the education and training needed to take the decisions, both technical and administrative, to ensure the best protection against radiation for patients, workers and members of the public.

Directive 96/29/Euratom of 13 May 1996 lays down basic safety standards for the health protection of the general public and workers against the dangers of ionizing radiation. This directive defines one type of professionals concerned with Radiation Protection of individuals as follows:

Qualified experts: Persons having the knowledge and training needed to carry out physical, technical or radiochemical tests enabling doses to be assessed, and to give advice in order to ensure effective protection of individuals and the correct operation of protective equipment, whose capacity to act as a qualified expert is recognized by the competent authorities. A qualified expert may be assigned the technical responsibility for the tasks of radiation protection of workers and members of the public.

Simply applying both directives will introduce into hospitals two different people in charge of aspects of the same activity, Radiation Protection. However, taking into account the education and training required of the MPE, it is clear that it is these professionals who are in the best position to assume responsibility for the totality of Radiation Protection in the clinical environment. In fact, the responsibilities for the radiation protection of patients have clear implications for that of workers and public. It is, therefore, important that the same professional should be responsible for all these duties, thus improving efficiency.

3. EFOMP Policy Statement nº 9

After the publication of the Directives, EFOMP published the Policy Statement nº 9 which established the position of the Federation on the education of Medical Physicists in the Radiation Protection field. In fact, the title of this document anticipated the attitude of EFOMP: "Radiation Protection of the Patient in Europe: The Training of the Medical Physics Expert in Radiation Physics or Radiation Technology".

In this document it is established the involvement of the Medical Physics Expert in the hospital. It can be described as follows:

- to carry out the physical measurements related to evaluation of the dose delivered to the patient and to take responsibility for dosimetry;
- to improve any conditions that will lead to a reduction in unnecessary patient dose;
- to lay down tests in the field of quality assurance of the equipment;

- to ensure the surveillance of the installations with regard to radiological protection;
- to choose equipment required to perform radiation protection measurements and to give advice on medical equipment;
- to take part in the training of medical practitioners and other staff in relevant aspects of radiation protection;
- to provide the skills and responsibilities that complement those of medical practitioners.

In other words, the EFOMP position was in line with the concept that Radiation Protection in Hospitals can be provided completely (not only for patients) by Medical Physicists.

4.State of the art in Europe: Answers to one EFOMP Questionnaire

With time, EFOMP gave, again, some approaches in the line supported by our Federation in the previous Policy Statement. In summary, the main idea behind the successive declarations was that Radiation Protection in the medical environment can be best carried out by medical physicists. Thus, in successive meetings the position of EFOMP was clarified. Thus, in the Council meeting held in Limassol, Cyprus, in Spring 2004, it was stated that some of the reasons behind the position were:

- a) Medical Physicists have the education and training in Radiation Protection that is needed to apply it to medical activities.
- b) Medical Physicists have the necessary skills for the management of equipment used in hospital to produce and to detect radiations in hospitals.
- c) Medical Physicists have a relatively long practical training in a Hospital.
- d) All clinical professionals recognise medical physicists as being valuable specialists in the safe use of radiation in hospitals.
- e) For many European Hospitals, Radiation Protection both for patients as for staff and visitors is the responsibility of medical physicists.
- f) Quality Assurance and Quality Control in Radiotherapy, Nuclear Medicine and X-Ray diagnosis are done by medical physicists. This has clear implications in Radiation Protection.
- g) Radiation Protection of patients and the Radiation Protection of staff and hospital visitors are very closely related.

In order to understand the European situation, a questionnaire was sent to those national organisations of Medical Physics (NMO's) which are members of EFOMP. The questions sought to clarify the real relationship between Medical Physics and Radiation Protection in Hospitals.

The aim of the proposed questions was to understand the present situation. Thus, some of them asked about the training of medical physicists in Radiation Protection, who was re-

sponsible for radiation protection in Hospitals; the opinion of each NMO about the Radiation Protection in Hospitals, etc.

The answers (coming from 14 NMO's) can be summarised as showing that, at present, most of the medical physicists in Europe have a strong education and training in Radiation Protection and many of them carry the responsibility for Radiation Protection in hospitals in Europe.

5.Proposal about Radiation Protection in Hospitals made by the Board of Officers in April 2005, at a meeting held in York.

Taking into account all the previous considerations, the EFOMP Board of Officers at their Meeting held in York in April 2005, adopted the following position:

“The Medical Physics Expert must be the professional to supervise and assume the responsibilities of the Radiation Protection activities in Hospitals including patients, working staff, members of the public and visitors to the Hospitals”.

That expression can be called “Declaration of York”. The proposal was presented in the EFOMP Council Meeting held in Nuremberg at September 2005, where it was approved.

The Energy and Transport DG of the EC has recently set up an Internal Platform in order to clarify the position and role of the MPE from those of the Radiation Protection Adviser. The Platform follows the line recommended by EFOMP. This could reinforce the status of the Medical Physics profession in Europe.

The acknowledgement of the EFOMP position by other international organisations is in progress. It will be considered by EAN ALARA network during the meeting of this organization, held in Prague, September 2006.

6.Possible future implications

“Medical physicists” are working as professionals in all European countries. At present, they have an important responsibility for the calibration, safety, quality assurance and quality control of the equipment used on patients, especially when the equipment uses ionising radiation. They also have the responsibility for the introduction, adaptation and optimisation of new equipment and new methods of utilisation in hospitals and they carry out the dosimetry and planning duties for treatment on cancer patients.

The distribution of the professionals in the different fields shows that the services are mainly provided in radiotherapy (65%). Medical Physics services in nuclear medicine and radiology encompass about 20% of the activity of medical physicists in hospitals. Approximately 5% perform activities linked

to medical imaging. The rest perform radiation protection activities for patients, work staff, public and visitors to the hospitals.

The primary responsibility of the medical physicist is to the patient. The role of the medical physicist has become indispensable in the hospital environment. Besides the activity in hospitals, one can find “medical physicists” working at universities, research centres, and medical equipment manufacturers as well as consulting.

Of particular importance to the profession of medical physics is the rapid emergence of new technology in medicine. Often that implies new uses of radiation. The continuous professional enhancement of medical physicists is essential in ensuring high quality health care in this era of rapidly advancing technology. This means that, in order to remain competent, a medical physicist must keep abreast of new developments.

The recognition, at European level, of the Medical Physicist qualification and competence is strongly advisable. The recognition should be based on the principle of mutual trust: someone who is qualified in one of the countries to do the job of Medical Physics, should be entitled to do the same job in another EU country.

The present situation on the mutual recognition of foreign qualifications in the profession of Medical Physics, till the new Directive 2005/36/CE is adopted by national laws, is based in the application of the Directive 89/48/CEE and Directive 92/51/CEE.

The application of the rules established in the Directive 2005/36 to Medical Physics can be made considering:

- a) “Free provision of services” or
- b) “Freedom of establishment” for medical physicists.

EFOMP considers that “medical physicists” are professionals who meet the necessary requirements to be considered under the automatic system of recognition of qualifications on the basis of coordination of the minimum training conditions. This attitude could be adopted by the governments of the Member States and presents some advantages compared with the General System such as: 1) the homogenisation of the formation (initial and continuous) of professionals in Medical Physics will be easily achieved; 2) European research and development in the field of Medical Physics will be more effective than at present because these professionals will work with similar methods, tools and ideas; 3) the offer will provide to Medical Physics students better mobility to follow their learning activities in every European country. This is important considering the future application in 2010 of the principles established in the Bologna declaration.

One first step for achieving this aim could be the recognition of medical physicists as the professionals in charge of the activities of Radiation Protection in the medical environment. In fact, this will be one clear common point of departure in favour of the homogenisation of the formation of Medical Physicists and thus the freedom of establishment and services in all European countries. Thus one of the main objectives established by the “Founder Members” of EFOMP will be achieved. Last, but not least, if medical physicists are responsible of Radiation Protection in hospitals there is no need for hiring another person to do this job, which is economically more advantageous.

EFOMP is convinced that this will benefit patients, professionals, visitors to Hospitals, students of Medical Physics and ensure the best practise of the profession.

APLICACIÓN DE LA PLATAFORMA MOODLE EN LA DOCENCIA DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN MEDICINA

RAFAEL RUIZ-CRUCES, MANUEL PÉREZ, JOSÉ MANUEL PASTOR, LOURDES DE LA PEÑA Y ALMUDENA PÉREZ.

Grupo de Investigación en Protección Radiológica. Dpto. de Radiología y Medicina Física.
Facultad de Medicina de Málaga. Boulevard Louis Pasteur, 32. 29071. Málaga- España

A virtual campus, which web address is <http://campusvirtual.cv.uma.es/>, has been created at the University of Malaga. This web site is based on the Moodle Platform. It consists on a software system designed to help the teacher to create online teaching easily. The main aim of this work is to evaluate the acceptance of this tool by the students, and to compare its utilization with the grades obtained in the Final Exam of June by these students. The whole entrances in the site of the 145 participating students registered trough the course are 7671, which supposes an average of nearly 53 entrances per year per student. The 11.04% of the students have never entered in this site. The students who have obtained the best grades are the ones who have used more this teaching tool. These tools based on new technologies will be a very important support for radiological protection training, which is recommended by International Organizations (EC Report R116 and IAEA Action Plan 2002-2006).

Introducción

La importancia de la formación en Protección Radiológica durante la licenciatura de medicina queda recogida en el Real Decreto 815/2001 [1], donde se recomienda que para garantizar el cumplimiento de las exigencias establecidas en la Directiva 97/43/EURATOM [2] en materia de educación, en la formación del personal sanitario responsable de las exposiciones médicas, se incluya un curso de protección radiológica en los programas de formación de sus respectivas Facultades o Escuelas Universitarias Españolas.

En la actualidad existen herramientas que facilitan la docencia presencial y no presencial en diversas disciplinas médicas. El uso de estas herramientas permite un apoyo y mejora en la calidad de la enseñanza en Protección Radiológica del Paciente y del Profesionalmente Expuesto. En la Universidad de Málaga, se ha creado un campus virtual con dirección <http://campusvirtual.cv.uma.es/>. Este sitio web está basado en la Plataforma Moodle, que consiste en un sistema de software diseñado para ayudar al profesor a crear fácilmente docencia online. Estos sistemas de e-learning también se denominan Sistemas de Gestión de Aprendizaje (LMS) o Ambientes Virtuales de aprendizaje (VLE).

La Plataforma Moodle se distribuye gratuitamente como Software libre bajo la Licencia Pública GNU. Moodle puede funcionar en cualquier ordenador en el que pueda emplearse PHP, y soporta varios tipos de bases de datos (en especial MySQL).

La palabra Moodle es un acrónimo de Modular Object-Oriented Dynamic Learning Environment (Entorno de Aprendizaje Modular Dinámico Orientado a Objetos), lo que resulta útil para programadores y teóricos de la educación. Este acrónimo representa el proceso de explorar de forma pausada cursos de calidad online y poder adaptar su ritmo de aprendizaje a las dificultades personalmente encontradas, además de llevar a cabo determinadas actividades cuando el alumno o el profesor deseen, lo que a menudo lleva a la visión y a la creatividad. Esta descripción se aplica a la manera en que se desarrolló Moodle y a la manera en que un estudiante o profesor podría aproximarse al estudio o a la enseñanza de un curso en línea.

Objetivo

El principal objetivo de este trabajo es evaluar la aceptación por parte del alumnado de esta herramienta y comparar su uti-

lización con las calificaciones de junio obtenidas por los citados alumnos.

Material y Método

El material utilizado para este trabajo ha sido la Plataforma Moodle del Campus Virtual de la Universidad de Málaga. Esta plataforma permite obtener un exhaustivo registro por alumno y profesor del manejo de la citada aplicación metodológica. Ofrece una serie flexible de actividades para los cursos: foros, glosarios, cuestionarios, recursos, consultas, encuestas, tareas, chats y talleres.

El método para realizar este estudio se ha basado en el acceso y recopilación de toda la información registrada por el sistema al acceder los alumnos a esta zona virtual en la asignatura de Protección Radiológica en Medicina.

Se han obtenido los registros de entrada en 20 temas teóricos impartidos en 30 horas lectivas, en 3 prácticas del total de las realizadas (las demás no utilizaron esta herramienta), así como en anexos y complementos de ayuda al estudio, como glosario, documentos técnicos, etc.

Esta asignatura consta de un total de 3 créditos teóricos y 2 créditos prácticos. Esta situada en el 3^{er} curso de la Licenciatura de Medicina y es materia obligatoria de Facultad. Un total de 163 alumnos han participado en esta asignatura en el curso 2005-2006.

Los ficheros utilizados para que el alumno repase las diapositivas de las clases teóricas han sido de dos tipos. El formato pdf que puede ser impreso y también en formato flash, para ser visto en pantalla de forma dinámica similar a una película. Para ello, se ha utilizado el software freeware OpenOffice Org 2.0 para transformar el formato Microsoft Power Point en Flash.

Resultados

En la gráfica 1 se muestra el número de alumnos que han participado en el curso 2005-2006 en este campus virtual. Un 11,04% de los alumnos no han utilizado ninguna vez esta herramienta. En contraposición un 9,82 % lo han hecho en más de 100 ocasiones. La alumna que más ha utilizado esta herramienta docente lo ha hecho un total de 659 veces, si bien no se ha presentado al examen de junio. El total de entradas registradas durante todo el curso por parte de los 145 alumnos participantes han sido 7671, lo que supone un promedio de casi 53 entradas/año por alumno.

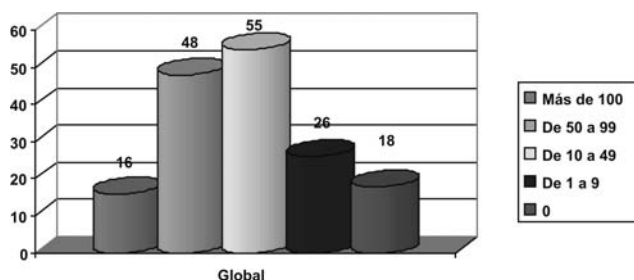
Los temas más visitados por los alumnos han sido el tema 1, de Introducción a la asignatura (386 accesos), el tema Protección Radiológica a Dosis Bajas (352 accesos) y el tema Radiación y Embarazo (259 accesos), seguidos de los temas de

física y magnitudes radiológicas. Por el contrario, el tema menos visitado fue el de Residuos Radiactivos con sólo 96 accesos.

Las practicas nº 2 (Justificación del uso de las radiaciones en exposiciones médicas) y nº 4 (Protección frente a Radiaciones No Ionizantes) fueron las más visitadas con un total de 325 y 326 accesos.

El foro de noticias y el glosario han sido visitados en un total de 29 y 80 veces respectivamente. El foro de dudas ha sido el más visitado con 344 accesos.

El anexo más visitado ha sido el referente al CSN con 178 visitas, seguido de las webs de interés con 92 accesos. El anexo sobre Manejo de los residuos en Medicina Nuclear ha sido el menos visitado con 54 accesos.



Gráfica 1.- Participación de alumnos según el número de accesos a la Plataforma Moodle.

| Calificación | Alumnos | | Número de Entradas | | |
|----------------------|---------|----------|--------------------|--------|----------------|
| | Número | Promedio | Máxima | Mínima | Desviación (±) |
| <i>M de Honor</i> | 4 | 67,0 | 101 | 52 | 22,8 |
| <i>Sobresaliente</i> | 13 | 66,5 | 152 | 23 | 37,6 |
| <i>Notable</i> | 39 | 63,1 | 247 | 0 | 57,3 |
| <i>Aprobado</i> | 33 | 44,7 | 101 | 0 | 31,6 |
| <i>Suspense</i> | 32 | 38,5 | 206 | 0 | 42,8 |
| <i>No Presentado</i> | 42 | 32,5 | 659 | 0 | 101,8 |

Tabla 1.- Promedio de entradas en la Plataforma Moodle versus calificación final del alumno.

En la tabla 1 se muestran los valores medios de entrada en comparación con las calificaciones finales obtenidas, tras un examen final tipo test de 100 preguntas unirse sin puntos negativos. Asimismo, el alumno debe entregar un cuaderno de prácticas manuscrito con cuestiones y casos prácticos.

Como se observa, los alumnos con mejores calificaciones utilizan más estas herramientas docentes que ayudan al aprendizaje mediante el uso del ordenador y que permiten su acceso a través de Internet desde su propia casa. A pesar de la gran desviación estándar, los promedios son directamente proporcionales a las calificaciones obtenidas por el alumnado.

Discusión y conclusiones

El desarrollo, la mejora y el avance de la tecnología en las últimas décadas y su empleo y adaptación a los diversos usos que posibilitan estos avances ha supuesto una revolución socioeconómica a nivel mundial, llegando a estimarse el nivel de desarrollo de un país en función de las personas que tienen acceso a internet en sus hogares. Centrándonos en el ámbito del apoyo a la docencia, se han desarrollado implementaciones de aplicaciones que soportan diversas funcionalidades, sobre todo en la línea de facilitar al docente el acceso al sistema de información de la organización de la asignatura mediante sistemas informáticos. La existencia de diversos formatos permite administrar los datos de diferente manera según el objetivo de los mismos.

La aplicación de los servicios que ofrecen las nuevas tecnologías en la docencia universitaria ha supuesto un cambio en el concepto del desarrollo de las asignaturas así como del aprendizaje por parte del alumno, más dependiente de su esfuerzo a nivel personal y con la posibilidad de progresar de manera individualizada en el estudio de la materia.

La plataforma virtual Moodle ofrece un amplio abanico de actividades y procedimientos que pueden emplearse tanto en la evaluación como en la docencia online de la asignatura; además la entrada con clave vía internet al sistema implica una cierta libertad de trabajo desde el propio hogar para el alumno y para el profesor.

La facilidad en el acceso a la información que supone el uso de esta herramienta permite una mayor asimilación por parte del alumno de los conceptos nuevos frente al uso de material docente con soporte tradicional, menos cómodo en su manejo y en el análisis de su contenido. Además la existencia de foros de dudas y de discusión sobre diversos temas fomenta la deliberación y la búsqueda de información complementaria, así como el trabajo en grupo y la posibilidad de resolver las cuestiones y problemas que surjan en el desarro-

llo del curso. El resultado de esto es una mejoría global en el aprendizaje.

El empleo de estas nuevas tecnologías a nivel educativo aún requiere una cierta adaptación por parte de sectores del profesorado y del alumnado que pueden mostrarse reticentes ante el cambio de la docencia meramente presencial a un tipo de pedagogía que combine la enseñanza tradicional con esta nueva forma de acceso a la información. Este cambio está llevándose a cabo en las universidades españolas de manera progresiva, lo que posibilita la adecuación y normalización en el uso de estas herramientas de forma gradual. En cualquier caso, el avance e implantación de las nuevas tecnologías en la docencia universitaria a largo plazo es inexorable dadas las ventajas que conlleva su utilización.

Como conclusión creemos que estas herramientas basadas en las nuevas tecnologías constituyen un soporte de ayuda a la docencia de la protección radiológica, recomendada por los organismos europeos e internacionales como la OIEA y PAHO [3-4].

Bibliografía

- [1] BOE. Real Decreto 815/2001, de 13 de julio, sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. *BOE* **2001**:13626-13631.
- [2] DOCE. Directiva 97/43 EURATOM relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas. *Diario Oficial de Comunidades Europeas* **1997**;180:22-27.
- [3] Commission E. Guidelines on education and training in radiation protection for medical exposures. In: *Radiation Protection 116*, **2000**:1-35.
- [4] Plan de Acción sobre Protección Radiológica del Paciente. IAEA Action Plan 2002-06.

LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE EN EL MARCO DEL FORO DE ORGANISMOS REGULADORES IBEROAMERICANOS

¹ANA M. LARCHER Y ²MARIA HELENA MARECHAL

¹Autoridad Regulatoria Nuclear (ARN) – Argentina y ²Comisión Nacional de Energía Nuclear (CNEN) - Brasil

The Iberoamerican Forum of Regulatory Authorities (hereafter, the Forum) was created in 1997 with the aim of “promoting in the region high safety standards in all practices utilizing radioactive or nuclear materials”. From its foundation, this multiparty Organism was integrated by Argentina, Brazil, Cuba, Mexico and Spain. Uruguay joined the group last year.

In recent years, regulatory aspects concerning Patient’s Radiation Protection became considered of major interest to the Forum, to such an extent that a specific area of study, currently coordinated by the Brazilian representative, was created within the Technical Executive Committee.

In this work, the general consideration of the Forum on Radiation Protection of Patients is explained and the contents of the first specific project in this area, proposed by Argentina, are presented. The project entitled “Continuous improvement in the regulatory framework for the control of medical exposure in Iberoamerica” starts this year and concurs with the IAEA priorities regarding the International Action Plan on the Radiation Protection of Patients.

1. Introducción

EL Foro de Organismos Reguladores Iberoamericanos (en adelante el FORO) fue creado en el año 1997 con el objetivo de “promover un alto nivel de seguridad en todas las prácticas que utilicen materiales radiactivos y/o nucleares en la región iberoamericana”. El organismo multilateral estuvo integrado desde sus comienzos por Argentina, Brasil, Cuba, España y México y en el presente año se ha sumado Uruguay a sus miembros permanentes.

El FORO impulsa proyectos de alcance nacional y regional que exploren y desarrollen los conceptos y métodos necesarios para la gestión del conocimiento y la mejora continua en las prácticas relacionadas con la seguridad radiológica y nuclear. Estas iniciativas deben aportar beneficios a los propios organismos reguladores que lo integran y contribuir a la gestión de programas ya existentes en los mismos. Los proyectos deben ser coordinados en todos los casos por los propios organismos reguladores y pueden contar con la colaboración de universidades y centros de investigación.

El programa técnico del FORO está inspirado en las necesidades y prioridades regionales y es apoyado técnicamente y dotado de recursos a través de un programa extra-presupuestario del OIEA. Su objetivo fundamental es la promoción y desarrollo de la Red Iberoamericana de Seguridad Radiológica y Nuclear además de la realización de actividades y proyectos técnicos en las siguientes áreas:

- Seguridad de instalaciones radiactivas,
- Protección radiológica del paciente,
- Gestión segura de fuentes radiactivas, (implementación de un sistema de control de importación/exportación de fuentes entre otros)
- Capacitación y entrenamiento,
- Seguridad Nuclear (en particular extensión de vida, aumento de potencia y Sistemas Integrados para la Supervisión de centrales nucleares)
- Seguridad Física.

La Protección Radiológica del Paciente cobró impulso en el seno del FORO a partir del lanzamiento del Plan de Acción Internacional del OIEA [1]. En particular hay actualmente en

desarrollo dos proyectos encuadrados en el campo de la seguridad de instalaciones radiactivas, pero que tienen importantes proyecciones sobre el área temática de la PRP. Los mismos se denominan: “Realización de un Análisis Probabilista de Seguridad (APS) al proceso de tratamiento de Radioterapia con un Acelerador Lineal de Electrones de Usos Médicos (LI-NAC)” y “Recomendaciones de Seguridad para Instalaciones Radiactivas de Radioterapia, basadas en la experiencia operacional (lecciones aprendidas) y los resultados de los estudios de APS”.

En Enero de 2006 fue aprobado por el plenario del FORO el apoyo al desarrollo del primer proyecto específico en el ámbito de la PRP. Se denomina “Mejora Continua del Marco Regulatorio para el Control de las Exposiciones Médicas en Iberoamérica” y se iniciará en el segundo semestre del corriente año.

2. El Proyecto

En agosto de 2006 tendrá lugar en Montevideo, Uruguay, la primera reunión técnica del proyecto “Mejora continua del marco regulatorio para el control de las exposiciones médicas en Iberoamérica”, presentado ante el FORO por la Autoridad Regulatoria Nuclear Argentina y cuya duración estimada es de 5 semestres.

Dicho proyecto intenta contribuir desde el FORO al Plan de Acción Internacional para la Protección Radiológica del Paciente del OIEA y se encamina, como su nombre lo indica, a la búsqueda de mecanismos tendientes a la mejora de la calidad de las regulaciones en temas vinculados al control de las exposiciones médicas, en el contexto regional iberoamericano.

El referido Plan de Acción del OIEA establece entre sus consideraciones que los requisitos de la norma Básica de Seguridad del OIEA (NBS) [2], referidos a exposiciones médicas “...son exhaustivos y... se han depositado responsabilidades sustanciales sobre los usuarios de radiaciones en medicina”, y luego agrega: “...se requiere asesoramiento acerca de la transición gradual desde los estadios básicos a los avanzados de implementación”.

El proyecto que se inicia intentará proporcionar elementos de juicio objetivos para una mejor caracterización del proceso “paso a paso” aludido. Dicha caracterización objetiva se basará en dos pilares:

a) Un adecuado diagnóstico del estado de situación de la regulación sobre PRP en los países americanos que integran el FORO, particularmente en lo referido a la transposición a dichas regulaciones de los criterios de la NBS, y

b) El desarrollo de un esquema multinivel de indicadores de desempeño [3] que permita elaborar una “matriz de gradualidad” asociada al proceso de incorporación del conjunto de las

recomendaciones de la NBS en las respectivas regulaciones de cada país.

El alcance del proyecto se limita en esta primera fase, a las prácticas de radioterapia y medicina nuclear [4,5] y la metodología de trabajo a emplear se basará en el desarrollo de talleres de discusión, el *networking* y la elaboración, ejecución y análisis de encuestas específicas.

La búsqueda de la mejora continua implica el empleo de la experiencia operativa como un elemento fundamental en la reorientación de la labor regulatoria. Este aspecto también estará muy presente en el desarrollo del proyecto y particularmente se reflejará en dos temáticas que serán abordadas en los talleres de discusión planeados, según se detalla a continuación:

1) Teniendo en cuenta que se han de analizar las regulaciones sobre control de exposiciones médicas de cada país, en un momento en que el OIEA se encuentra en un proceso de revisión de su Norma Básica [6], el proyecto se propone entregar al FORO, como uno de sus resultados parciales, las conclusiones de un análisis crítico del Apéndice II de la NBS, sustentado en la experiencia operativa de los países involucrados, a fin de que el propio FORO evalúe si de dicho análisis resultan propuestas de interés para aportar al proceso de revisión que lleva a cabo el OIEA.

2) Considerando además que la regulación de la PRP es normalmente una tarea compartida por la Autoridad Reguladora del área nuclear y la Autoridad de Salud, el proyecto contempla la realización de talleres de discusión entre reguladores de ambas áreas, para debatir sobre las posibilidades de una labor más armónica que construya una sinergia positiva en torno del objetivo de la PRP.

En Europa recién ha podido hablarse de la implementación generalizada de programas nacionales de protección radiológica del paciente, a partir de la transposición de la Directiva EURATOM 97/43 [7] a cada país de la comunidad. Antes de ello sólo existían iniciativas aisladas, más o menos organizadas, según la tradición local de desarrollo de la protección radiológica. En este sentido puede decirse que la citada Directiva constituyó un excelente mecanismo para disparar el Plan de Acción de PRP.

El proyecto busca abreviar en la experiencia española en la referida transposición [8,9,10,11,12] a fin de analizar las lecciones aprendidas e identificar los mecanismos que han permitido optimizar el proceso de coordinación entre las autoridades competentes para lograr una instrumentación exitosa de los planes nacionales de PRP.

3. Conclusiones preliminares

El proyecto fue concebido como una propuesta “de y para” reguladores pues plantea una mirada auto-reflexiva que nos

permita profundizar sobre la forma en que regulamos un tema de abordaje complejo como lo es la PRP.

Su concepción se inscribe en la búsqueda de una necesaria cultura de la auto-evaluación (“self-appraisal”) vista como un elemento clave en cualquier proceso de mejora continua.

Se espera que para fines del 2008, la tarea emprendida dé como resultado un documento, con el carácter de una guía para autoridades reguladoras, que ayude en el proceso de revisión y optimización de los marcos regulatorios de cada país sobre control de exposiciones médicas en las áreas de radioterapia y medicina nuclear. En ella se recogerán tanto los hallazgos referidos a la oportunidad (gradualidad) para la transposición de todas las recomendaciones de la NBS a dichas normativas, como aquellos referidos a los mecanismos explorados que permitan agilizar su proceso de implementación. La metodología desarrollada podrá extenderse en una segunda etapa al campo del radiodiagnóstico.

Referencias

- [1] **International Action Plan for the Radiological Protection of Patients.** Board of Governors. General Conference. IAEA. 31 July 2002.
- [2] **International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources,** Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).
- [3] **Performance Indicators for Assessing the Effectiveness of National Infrastructures for Radiation Safety.** K. Mrabit; P. O’Donnell; W. Krauss. National Infrastructures for Radiation Safety. Towards Effective and Sustainable Systems. Proceedings of an International Conference. Rabat, 1-5 September 2003.
- [4] **Applying Radiation Safety Standards in Radiotherapy.** *Safety Reports Series No. 38.* IAEA, Vienna, May 2006.
- [5] **Applying Radiation Safety Standards in Nuclear Medicine.** *Safety Reports Series No. 40.* IAEA, Vienna, October 2005.
- [6] **“Review and Revision of the Basic Safety Standards”.** Sigurdur Magnusson (Chair RASSC), IAEA, 2005. (www-ns.iaea.org/downloads/coordination/snr-reg-meeting-2005/magnusson.pdf).
- [7] **Council Directive 97/43/ EURATOM on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposure.** EURATOM, 30 June 1997.
- [8] **Implementation of the “Medical Exposure Directive” (97/43/EURATOM).** Proceedings of the international workshop held in Madrid, on 27 April 1998. Radiation Protection 102
- [9] **Criterios para el control de calidad en Medicina Nuclear.** R.D. 1841/1997. BOE N° 303/97. España, 19 de diciembre de 1997
- [10] **Criterios para el control de calidad en Radioterapia** R.D. 1566/1998. BOE N° 206/98. España, 28 de agosto de 1998.
- [11] **Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes.**

OPTIMIZING THE RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS: INTERNATIONAL DEVELOPMENTS

¹ABEL J. GONZÁLEZ AND ²RAFAEL RUIZ-CRUCES

¹Commissioner of the International Commission on Radiological Protection and member of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. ²Consultant of the IAEA and member of the Directive Group of the IAEA Action Plan on Radiation Protection of Patients 2002-2006.

El objetivo principal de este trabajo es revisar los recientes avances internacionales en la epistemología de los efectos sobre la salud atribuibles a las radiaciones ionizantes así como su influencia en el paradigma actual de la protección radiológica y en los estándares de seguridad radiológica internacional. La importancia de esta revisión es aun más necesaria si se tiene en cuenta su relación con el radiodiagnóstico, la medicina nuclear y la radioterapia. Este análisis parte desde lo realizado hasta la actualidad, considerando las nuevas perspectivas futuras paralelas a los avances tecnológicos de los equipamientos y siempre bajo el prisma de la optimización de la protección radiológica del paciente.

Background

The use of radiation in medicine can be extremely beneficial for people needing medical diagnosis and treatment; however, radiation exposure may also be detrimental to health. Thus, as for any other beneficial endeavour involving radiation, the practices of radiology, radiotherapy and nuclear medicine needs to be controlled. The aim of control should be to ascertain that the medical procedures are justified and to ensure that the radiological protection of patients is optimized. Optimization generally means to achieve the best protection under the prevailing circumstances. An optimum solution can be found through an adequate balance between the medical benefits expected from the procedures and the unavoidable expected detriments, which should ensure that, commensurate with the medical procedures, doses are kept as low as be reasonably achievable. Optimization involves objective and subjective judgments by the medical practitioners. Ideally, it should be made under certain constraints. Obviously, patients should not be administered doses that may be expected to be lethal. Furthermore, the likelihood of such doses occurring by accident should be minimized through suitable safety procedures. In addition, doses from conventional diagnostic procedures, for which there are long standing standardized proto-

cols, should not exceed pre-agreed guidance levels. A number of scientific developments have taken place internationally during 2006 and they are expected to influence the optimization of the radiological protection of patients.

Current Developments in the Epistemology of Radiation Health Effects

In May 1996, the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) concluded its latest report to the United Nations General Assembly [1]. The report is mainly focused on biological effects of radiation. In addition to reassessing its epidemiological studies of radiation and cancer, UNSCEAR completed an epidemiological evaluation and dose response of diseases other than cancer, and notably new assessments on non-targeted and delayed effects of exposure to ionizing radiation and effects of ionizing radiation on the immune system. While UNSCEAR has underlined that these new revelations do not affect the Committee's previous estimates of radiation risk, they will provide a new insight on the biological mechanisms of radiation effects and therefore influence our view on the epistemology of radiation health effects.

Since its creation by the General Assembly of the United Nations (UNGA) in 1955, the UNSCEAR mandate has been to undertake broad reviews of the sources of ionizing radiation and its effects on the health of humans and the environment. Most significant sources are medical screening, diagnostic and therapeutic procedures. UNSCEAR thoroughly reviews and evaluates global and regional exposures to these sources and the resulting radiation doses. It evaluates the evidence for radiation-induced health effects from studies of the health of survivors of the Japanese atomic bombs and other exposed groups. It also reviews advances in scientific understanding of the mechanisms by which radiation-induced health effects can occur. These assessments provide the scientific foundation used *inter alia* by the International Commission on Radiological Protection (ICRP) in developing its recommendations on radiation protection and by the relevant agencies within the UN system in formulating international Basic Safety Standards for the Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources (Basic Safety Standards). UNSCEAR held its fifty-fourth session in Vienna from 29 May to 2 June 2006. UNSCEAR approved five scientific annexes for submission to UNGA, as follows: "Epidemiological studies of radiation and cancer", "Epidemiological evaluation of cardiovascular disease and other non-cancer diseases following radiation exposure", "Non-targeted and delayed effects of exposure to ionizing radiation", "Effects of ionizing radiation on the immune system", and "Sources-to-effects assessment for radon in homes and workplaces".

Epidemiological studies of radiation and cancer: UNSCEAR concluded that the lifetime risk of death from all solid cancers combined following an acute dose of 1 Sv is estimated to be about 4.0–7.5%, and for leukaemia 0.7–1.0%. The calculations show that these values can vary among different populations and with different risk models; the variation is most substantial for solid cancers. These cancer risks are somewhat lower, although not by much, than those previously estimated in the UNSCEAR 2000 Report [2]. Some of the reduction in cancer risk may be due to the new atomic bomb dosimetry and follow-up, although a larger part is probably due to the different risk projection and transport models used, particularly for solid cancers. Lifetime cancer risk estimates for those exposed as children might be a factor of 2–3 times higher than the estimates for a population exposed at all ages. However, continued follow-up of existing irradiated cohorts will be important in determining lifetime risks. The experience of the Japanese atomic bomb survivors is consistent with a linear dose-response for the risk of all solid cancers combined, and with a linear-quadratic dose response for leukaemia.

Epidemiological evaluation of cardiovascular disease and other non-cancer diseases following radiation exposure: There is an increased risk of cardiovascular disease associated

with high doses to the heart that may be incurred with radiotherapy, although newer treatment techniques resulting in lower cardiac doses have reduced the risk substantially. To date, the evidence for an association between fatal cardiovascular disease and radiation at doses in the range of less than about 1–2 Gy comes only from the analysis of the Japanese atomic bomb survivor data. Other studies provide no clear or consistent evidence of a risk of cardiovascular diseases at radiation doses of less than about 1–2 Gy. UNSCEAR judges that, overall, the data are not sufficient to determine appropriate risk models relative to these end points. The present scientific data are also not sufficient to conclude that there is a causal relationship between ionizing radiation and cardiovascular disease at doses less than about 1–2 Gy. Due to the high occurrence of cardiovascular disease in non-exposed populations, its multifactorial nature and heterogeneity, as well as the need to account for major confounding factors (such as tobacco use, genetics and cholesterol level), it is uncertain whether epidemiological studies alone will be able to add significant understanding to the potential and nature of any possible causal relationship concerning cardiovascular disease and radiation. For mortality from the group of all diseases other than cardiovascular disease and cancer, the evidence for an association with radiation at doses in the range of less than about 1–2 Gy is also only derived from the analysis of the atomic bomb survivor data. Scientific evidence from other studies for inferring a causal relationship with radiation at doses less than about 1–2 Gy is even less sufficient than that for cardiovascular disease in these populations. This is in part due to limited data, the large heterogeneity of diseases, the various pathological mechanisms and aetiologies as well as a multitude of confounding factors.

Non-targeted and delayed effects of exposure to ionizing radiation: The effects considered by UNSCEAR include radiation-induced genomic instability, bystander effects, abscopal effects; induced clastogenic factors; and hereditary effects, as follows: if a single cell is irradiated and survives, it may produce daughter cells that over generations have increasing numbers of alterations in their genomes, even though the daughter cells themselves were not irradiated, this effect is termed 'induced genomic instability'; the so-called 'bystander' effect is the ability of irradiated cells to convey manifestations of damage to neighbouring cells not directly irradiated; an abscopal effect is said to occur if there is a significant response in a tissue that is physically separate from the region of the body exposed to radiation; there is a large body of evidence that blood plasma from irradiated animals and humans can contain so-called 'clastogenic factors' capable of inducing chromosomal damage in unexposed cells; heritable effects are those effects observed in offspring born after one or both parents had been irradiated prior to conception (transgenerational effects are those that are expressed beyond the first generation; finally,

some of the non-targeted and delayed effects noted above can arise spontaneously and after exposure to other agents. In spite of the large body of new information, there continues to be considerable debate regarding the causal relationship between these non-targeted effects and the observed health effects attributable to radiation. UNSCEAR concluded that at present the available data provide some support for disease associations but not causation. UNSCEAR stressed that the estimation of the health effects of radiation are based on epidemiological and experimental observations where there is a statistically significant dose-related increase in disease incidence. These direct observations of adverse health outcomes will take account of mechanistic elements, relating to not only the targeted (direct) effects of irradiation but also to the non-targeted and delayed effects described.

Effects of ionizing radiation on the immune system: The effects of ionizing radiation on the immune system can be assessed by changes in cell numbers or by using a variety of functional assays. The impact of such alterations in immune response depends on factors such as dose of radiation, its temporal relation to immunisation and genetic disposition. High-doses of radiation produce immunosuppression mainly by destruction of cells. Lymphocytes are very radiosensitive, and their reduction is currently used as an early indicator of the level of an accidental acute exposure. Radiation-induced changes in immune parameters seem to be more dependent on total dose than on dose rate. Persisting effects on the immune system have been observed after exposure to ionizing radiation. At low doses and dose rates the effects of ionizing radiation on the immune system may be stimulatory or suppressive. The long-term impact of low-dose on the immune functions in relation to human health needs to be evaluated. While suppressive effects of high dose ionizing radiation are well documented, UNSCEAR concluded that uncertainty exists regarding the effects of low doses on the immune system; both stimulatory and suppressive effects have been reported.

In summary, the overall view of UNSCEAR is that the new information **does not necessitate changes in the current risk estimates for cancer and the hereditary effects of radiation.**

UNSCEAR also scrutinized the wide variability globally in medical radiation exposures, but it not yet reached any conclusion on this important subject for patient protection.

Developments in the Radiation Protection Paradigm

Following the above described developments in the epistemology of radiation health effects, in June 2006, the International Commission on Radiological Protection (ICRP) has made available in its web-site (www.icrp.org) for comments a new draft of its standing radiation protection recom-

mendations [3]. Once approved, these recommendations will replace the current recommendations issued as ICRP Publication 60 [4].

The new ICRP draft proposes nominal risk coefficients for detriment adjusted cancer risk as $5.5 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ for the whole population and $4.1 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ for adult workers. For hereditary effects, the detriment-adjusted nominal risk in the whole population is estimated as $0.2 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ and in adult workers as $0.1 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$. These estimates are shown in the Table, where they are compared with the estimate of detriment used in the recommendations in *Publication 60* [4]. The most significant change from *Publication 60* is a 6-8 fold reduction in the nominal risk coefficient for hereditary effects.

Detriment adjusted nominal risk coefficients for cancer and hereditary effects (10^{-2} Sv^{-1})

| Exposed population | Cancer | | Heritable effects | | Total | |
|--------------------|---------|----------|-------------------|----------|---------|----------|
| | Present | Publ. 60 | Present | Publ. 60 | Present | Publ. 60 |
| Whole | 5.5 | 6.0 | 0.2 | 1.3 | 6 | 7.3 |
| Adult | 4.1 | 4.8 | 0.1 | 0.8 | 4 | 5.6 |

Thus, the new ICRP draft makes clear that the new recommendations should not introduce changes in the way radiation protection is regulated at the present time. However, a much improved radiation protection paradigm is being recommended that may influence future radiation protection standards, particularly in relation to the protection of patients.

The new draft has been posted just after a new report on optimization of protection has been issued by the ICRP [5]. This new report reminds us that the Commission recommendations specifically related to the optimization principle previously published (ICRP *Publications 37 and 55*) [6,7] as well as the provisions about this principle in *Publication 60* [4] remain valid. The optimization must be implemented through an on-going, cyclical process that involves the evaluation of the exposure situation to identify the need for action (the framing of the process), the identification of the possible protection options to keep the exposure as low as reasonably achievable, the selection of the best option under the prevailing circumstances, the implementation of the selected option through an effective optimization programme and subsequently a regular review of the exposure situation to evaluate if the prevailing circumstances call for the implementation of corrective protection actions. However, the way it should be implemented is now viewed as a broader process reflecting the increasing role of individual equity, safety culture and stakeholder involvement in our modern societies (ICRP *Publications 77 and 82*) [8,9]. The optimization of protection is a forward-looking iterative process aimed at preventing expo-

tures before they occur. It is continuous, taking into account both technical and socio-economic developments and requires both qualitative and quantitative judgments. The process should be systematic and carefully structured to ensure that all relevant aspects are taken into account. Optimization is a frame of mind, always questioning whether the best has been done in the prevailing circumstances. It also requires the commitment at all levels in all concerned organizations as well as adequate procedures and resources. The process for assessing protection options, and for judging that no further dose reduction is reasonable, should involve the comparison of a number of feasible protection options to reduce the planned or potential doses to individuals and groups. A graded approach is needed to take into account both the level of exposure and the complexity involved. Because of its judgmental nature there is a strong need for transparency of the optimization process. This transparency assumes that all relevant information is provided to the involved parties, and that the traceability of the decision-making process is properly documented, aiming for an informed decision.

The draft recognizes the special characteristics of patient's exposure. The exposure of patients is deliberate. Except in radiotherapy, it is not the aim to deliver a dose of radiation, but rather to use the radiation to provide diagnostic information or to conduct an interventional procedure. Nevertheless, the dose is given deliberately and cannot be reduced indefinitely without prejudicing the intended outcome. Medical uses of radiation are also voluntary in nature, combined with the expectation of direct individual health benefit to the patient. The decision is made with varying degrees of informed consent that includes not only the expected benefit but also the potential risks (including radiation). The degree of informed consent varies based on the exposure level and the possible emergent medical circumstances. Therefore, the draft clearly indicates that the limitation of the dose to the individual patient is not recommended because it may, by reducing the effectiveness of the patient's diagnosis or treatment, do more harm than good. The emphasis is then on the justification of the medical procedures and optimization of protection. The dose constraints recommended by ICRP should apply to the workers and members of the public, and recognize that some exposures have to be incurred in the care and support of patients and those members of the public may also be exposed in the course of caring for patients at home.

The draft therefore emphasizes that the medical procedures causing patient exposures have to be justified and are usually for the direct benefit of the exposed individual and consequently somewhat less attention has been given to optimisation of protection in medical exposure of patients than in other applications of radiation sources. The optimisation of protection in patient exposures does not necessarily mean the reduction of doses to the patient. It is difficult to make a quantitative balance between loss of diagnostic information and reduction in dose to the patient. Moreover, it notes that it now

uses the same conceptual approach in the source-related protection, irrespective of the type of source. This means that optimisation of protection is always constrained by a level of dose where action is almost always warranted. This level of dose, or constraint, is aimed at not selecting from the process of optimisation any protection options that would involve individual doses above the appropriate constraint. In the case of exposure from diagnostic medical procedures, the *diagnostic reference level* has as its objective the optimisation of protection, but it is not implemented by constraints on individual patient doses. It is a mechanism to manage patient dose to be commensurate with the medical purpose. The important message from the draft is that the goal of optimisation of protection is applicable, regardless of the type of source or the terminology used. It is finally underlined that diagnostic reference levels apply to medical exposure of patients, not to occupational and public exposure. They have no direct linkage to the numerical values of the ICRP dose limits or constraints. Ideally, they should be the result of a generic optimisation of protection. In practice, this is unrealistically difficult and it is simpler to choose the initial values as a percentile point on the observed distribution of doses to patients. The values should be selected by professional medical bodies and reviewed at intervals that represent a compromise between the necessary stability and the long-term changes in the observed dose distributions. The selected values will be specific to a country or region. The levels are not intended to be used in a precise manner and a multiplicity of levels will reduce their usefulness. Reference levels for therapeutic procedures are not appropriate. The doses to the target tissues are chosen for each individual patient as part of the dose-planning procedures and must be large enough to be effective.

In addition to these new draft recommendations, extensive information on the management of patient dose in interventional procedures, computed tomography and digital radiology, etc, is provided in other recent ICRP publications [10-14] including ICRP *Publications 85, 87 and 93*.

Outlook: International Standards for the Radiological Protection of Patients

The International Atomic Energy Agency (IAEA), which is the organization within the UN family charged to establish international standards of radiological protection. The current standing international standards are the International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and the Safety of Radiation Sources (BSS) [15]. The BSS, which were set up in the 90's under the aegis of the UN family's relevant international organizations, established for the first time requirements for the radiological protection of patients. The BSS require that in relation to exposures from any particular

source within the medical practice, except for therapeutic medical exposures, protection and safety shall be optimized in order that the magnitude of individual doses, the number of people exposed and the likelihood of incurring exposures all be kept as low as reasonably achievable, economic and social factors being taken into account, within the restriction that the doses to individuals delivered by the source be subject to dose constraints. The process of optimization of protection and safety measures may range from intuitive qualitative analyses to quantitative analyses using decision aiding techniques, but shall be sufficient to take all relevant factors into account in a coherent way so as to contribute to achieving the following objectives: (a) to determine optimized protection and safety measures for the prevailing circumstances, with account taken of the available protection and safety options as well as the nature, magnitude and likelihood of exposures; and (b) to establish criteria, on the basis of the results of the optimization, for the restriction of the magnitudes of exposures and of their probabilities by means of measures for preventing accidents and mitigating their consequences.

The IAEA Secretariat has just announced its intentions to review the BSS. This review follows not only the developments on the UNSCEAR estimates and the ICRP recommendations discussed above but also an international action plan on the subject that is being executed by the IAEA. The action plan is the result of the International Conference on the Radiological Protection of Patients that took place in Torremolinos, Malaga, Spain, from 26 to 30 March 2001 [16]. Moreover, the IAEA Commission on Safety Standards (an authoritative body of senior regulators that recommend the standards to the IAEA policy making organs for establishment) has recently approved new radiation safety 'fundamentals' that establish a common protection policy.

It is expected that a possible revision of the BSS will not depart from the current fundamental principles of optimization of protection. Moreover, it is expected that it would be tailored to the new international developments on the epistemology of radiation health effects and on the paradigm of radiation protection described in this report. Any revision of the BSS should reemphasize the international requirements for the optimization of the radiological protection of patients.

References

- [1] UNSCEAR 2006. Report of the Committee to the 61st General Assembly. Fifty-fourth session of United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Vienna, 29 May – 2 June 2006 and Vienna, 9 June 2006.
- [2] UNSCEAR 2000. Sources and effects of ionizing radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2000 Report, 2001.
- [3] ICRP 2006. 2005 Recommendations of the ICRP. New Draft. (www.icrp.org)
- [4] ICRP 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York, 1991.
- [5] ICRP 2006. The Optimisation of Radiological Protection. New Draft. (<http://www.icrp.org/optimisation.pdf>)
- [6] ICRP 1983. Cost-Benefit Analysis in the Optimization of Radiation Protection, ICRP Publication 37, Pergamon Press, Oxford and New York, 1983.
- [7] ICRP 1989. Optimization and Decision-Making in Radiological Protection", ICRP Publication 55, Pergamon Press, Oxford and New York, 1989.
- [8] ICRP 2000. Protection of the public in situations of prolonged radiation exposure, ICRP Publication 82, Pergamon Press, Oxford and New York, 2000.
- [9] ICRP 1998. Protection of the Public in Situations of Prolonged radiation Exposure, ICRP Publication 82, Pergamon Press, Oxford and New York, 1999.
- [10] ICRP 2000. Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy. ICRP Publication 86. Pergamon Press, Oxford and New York, 2000.
- [11] ICRP 2001. Radiation and your patient: A guide for medical practitioners. ICRP Supporting Guidance 2. Pergamon Press, Oxford and New York, 2001.
- [12] ICRP 2004. Release of patients after therapy with unsealed sources. ICRP Publication 94. Pergamon Press, Oxford and New York, 2004.
- [13] ICRP 2005. Prevention of high-dose-rate brachytherapy accidents. ICRP Publication 97. Pergamon Press, Oxford and New York, 2005.
- [14] ICRP 2005. Radiation safety aspects of brachytherapy for prostate cancer using permanently implanted sources. ICRP Publication 98. Pergamon Press, Oxford and New York, 2005.
- [15] IAEA 1996. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety Standards. Safety Series 115. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1996.
- [16] IAEA-TECDOC. Radiological Protection of the Patients. IAEA-CSP-7/P, ISSN 1563-0153, 2001.

OPTIMIZING THE RADIOLOGICAL PROTECTION OF PATIENTS: INTERNATIONAL DEVELOPMENTS

¹ABEL J. GONZÁLEZ AND ²RAFAEL RUIZ-CRUCES

¹Commissioner of the International Commission on Radiological Protection and member of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. ²Consultant of the IAEA and member of the Directive Group of the IAEA Action Plan on Radiation Protection of Patients 2002-2006.

El objetivo principal de este trabajo es revisar los recientes avances internacionales en la epistemología de los efectos sobre la salud atribuibles a las radiaciones ionizantes así como su influencia en el paradigma actual de la protección radiológica y en los estándares de seguridad radiológica internacional. La importancia de esta revisión es aun más necesaria si se tiene en cuenta su relación con el radiodiagnóstico, la medicina nuclear y la radioterapia. Este análisis parte desde lo realizado hasta la actualidad, considerando las nuevas perspectivas futuras paralelas a los avances tecnológicos de los equipamientos y siempre bajo el prisma de la optimización de la protección radiológica del paciente.

Background

The use of radiation in medicine can be extremely beneficial for people needing medical diagnosis and treatment; however, radiation exposure may also be detrimental to health. Thus, as for any other beneficial endeavour involving radiation, the practices of radiology, radiotherapy and nuclear medicine needs to be controlled. The aim of control should be to ascertain that the medical procedures are justified and to ensure that the radiological protection of patients is optimized. Optimization generally means to achieve the best protection under the prevailing circumstances. An optimum solution can be found through an adequate balance between the medical benefits expected from the procedures and the unavoidable expected detriments, which should ensure that, commensurate with the medical procedures, doses are kept as low as be reasonably achievable. Optimization involves objective and subjective judgments by the medical practitioners. Ideally, it should be made under certain constraints. Obviously, patients should not be administered doses that may be expected to be lethal. Furthermore, the likelihood of such doses occurring by accident should be minimized through suitable safety procedures. In addition, doses from conventional diagnostic procedures, for which there are long standing standardized proto-

cols, should not exceed pre-agreed guidance levels. A number of scientific developments have taken place internationally during 2006 and they are expected to influence the optimization of the radiological protection of patients.

Current Developments in the Epistemology of Radiation Health Effects

In May 1996, the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) concluded its latest report to the United Nations General Assembly [1]. The report is mainly focused on biological effects of radiation. In addition to reassessing its epidemiological studies of radiation and cancer, UNSCEAR completed an epidemiological evaluation and dose response of diseases other than cancer, and notably new assessments on non-targeted and delayed effects of exposure to ionizing radiation and effects of ionizing radiation on the immune system. While UNSCEAR has underlined that these new revelations do not affect the Committee's previous estimates of radiation risk, they will provide a new insight on the biological mechanisms of radiation effects and therefore influence our view on the epistemology of radiation health effects.

Since its creation by the General Assembly of the United Nations (UNGA) in 1955, the UNSCEAR mandate has been to undertake broad reviews of the sources of ionizing radiation and its effects on the health of humans and the environment. Most significant sources are medical screening, diagnostic and therapeutic procedures. UNSCEAR thoroughly reviews and evaluates global and regional exposures to these sources and the resulting radiation doses. It evaluates the evidence for radiation-induced health effects from studies of the health of survivors of the Japanese atomic bombs and other exposed groups. It also reviews advances in scientific understanding of the mechanisms by which radiation-induced health effects can occur. These assessments provide the scientific foundation used *inter alia* by the International Commission on Radiological Protection (ICRP) in developing its recommendations on radiation protection and by the relevant agencies within the UN system in formulating international Basic Safety Standards for the Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources (Basic Safety Standards). UNSCEAR held its fifty-fourth session in Vienna from 29 May to 2 June 2006. UNSCEAR approved five scientific annexes for submission to UNGA, as follows: "Epidemiological studies of radiation and cancer", "Epidemiological evaluation of cardiovascular disease and other non-cancer diseases following radiation exposure", "Non-targeted and delayed effects of exposure to ionizing radiation", "Effects of ionizing radiation on the immune system", and "Sources-to-effects assessment for radon in homes and workplaces".

Epidemiological studies of radiation and cancer: UNSCEAR concluded that the lifetime risk of death from all solid cancers combined following an acute dose of 1 Sv is estimated to be about 4.0–7.5%, and for leukaemia 0.7–1.0%. The calculations show that these values can vary among different populations and with different risk models; the variation is most substantial for solid cancers. These cancer risks are somewhat lower, although not by much, than those previously estimated in the UNSCEAR 2000 Report [2]. Some of the reduction in cancer risk may be due to the new atomic bomb dosimetry and follow-up, although a larger part is probably due to the different risk projection and transport models used, particularly for solid cancers. Lifetime cancer risk estimates for those exposed as children might be a factor of 2–3 times higher than the estimates for a population exposed at all ages. However, continued follow-up of existing irradiated cohorts will be important in determining lifetime risks. The experience of the Japanese atomic bomb survivors is consistent with a linear dose-response for the risk of all solid cancers combined, and with a linear-quadratic dose response for leukaemia.

Epidemiological evaluation of cardiovascular disease and other non-cancer diseases following radiation exposure: There is an increased risk of cardiovascular disease associated

with high doses to the heart that may be incurred with radiotherapy, although newer treatment techniques resulting in lower cardiac doses have reduced the risk substantially. To date, the evidence for an association between fatal cardiovascular disease and radiation at doses in the range of less than about 1–2 Gy comes only from the analysis of the Japanese atomic bomb survivor data. Other studies provide no clear or consistent evidence of a risk of cardiovascular diseases at radiation doses of less than about 1–2 Gy. UNSCEAR judges that, overall, the data are not sufficient to determine appropriate risk models relative to these end points. The present scientific data are also not sufficient to conclude that there is a causal relationship between ionizing radiation and cardiovascular disease at doses less than about 1–2 Gy. Due to the high occurrence of cardiovascular disease in non-exposed populations, its multifactorial nature and heterogeneity, as well as the need to account for major confounding factors (such as tobacco use, genetics and cholesterol level), it is uncertain whether epidemiological studies alone will be able to add significant understanding to the potential and nature of any possible causal relationship concerning cardiovascular disease and radiation. For mortality from the group of all diseases other than cardiovascular disease and cancer, the evidence for an association with radiation at doses in the range of less than about 1–2 Gy is also only derived from the analysis of the atomic bomb survivor data. Scientific evidence from other studies for inferring a causal relationship with radiation at doses less than about 1–2 Gy is even less sufficient than that for cardiovascular disease in these populations. This is in part due to limited data, the large heterogeneity of diseases, the various pathological mechanisms and aetiologies as well as a multitude of confounding factors.

Non-targeted and delayed effects of exposure to ionizing radiation: The effects considered by UNSCEAR include radiation-induced genomic instability, bystander effects, abscopal effects; induced clastogenic factors; and hereditary effects, as follows: if a single cell is irradiated and survives, it may produce daughter cells that over generations have increasing numbers of alterations in their genomes, even though the daughter cells themselves were not irradiated, this effect is termed 'induced genomic instability'; the so-called 'bystander' effect is the ability of irradiated cells to convey manifestations of damage to neighbouring cells not directly irradiated; an abscopal effect is said to occur if there is a significant response in a tissue that is physically separate from the region of the body exposed to radiation; there is a large body of evidence that blood plasma from irradiated animals and humans can contain so-called 'clastogenic factors' capable of inducing chromosomal damage in unexposed cells; heritable effects are those effects observed in offspring born after one or both parents had been irradiated prior to conception (transgenerational effects are those that are expressed beyond the first generation; finally,

some of the non-targeted and delayed effects noted above can arise spontaneously and after exposure to other agents. In spite of the large body of new information, there continues to be considerable debate regarding the causal relationship between these non-targeted effects and the observed health effects attributable to radiation. UNSCEAR concluded that at present the available data provide some support for disease associations but not causation. UNSCEAR stressed that the estimation of the health effects of radiation are based on epidemiological and experimental observations where there is a statistically significant dose-related increase in disease incidence. These direct observations of adverse health outcomes will take account of mechanistic elements, relating to not only the targeted (direct) effects of irradiation but also to the non-targeted and delayed effects described.

Effects of ionizing radiation on the immune system: The effects of ionizing radiation on the immune system can be assessed by changes in cell numbers or by using a variety of functional assays. The impact of such alterations in immune response depends on factors such as dose of radiation, its temporal relation to immunisation and genetic disposition. High-doses of radiation produce immunosuppression mainly by destruction of cells. Lymphocytes are very radiosensitive, and their reduction is currently used as an early indicator of the level of an accidental acute exposure. Radiation-induced changes in immune parameters seem to be more dependent on total dose than on dose rate. Persisting effects on the immune system have been observed after exposure to ionizing radiation. At low doses and dose rates the effects of ionizing radiation on the immune system may be stimulatory or suppressive. The long-term impact of low-dose on the immune functions in relation to human health needs to be evaluated. While suppressive effects of high dose ionizing radiation are well documented, UNSCEAR concluded that uncertainty exists regarding the effects of low doses on the immune system; both stimulatory and suppressive effects have been reported.

In summary, the overall view of UNSCEAR is that the new information **does not necessitate changes in the current risk estimates for cancer and the hereditary effects of radiation.**

UNSCEAR also scrutinized the wide variability globally in medical radiation exposures, but it not yet reached any conclusion on this important subject for patient protection.

Developments in the Radiation Protection Paradigm

Following the above described developments in the epistemology of radiation health effects, in June 2006, the International Commission on Radiological Protection (ICRP) has made available in its web-site (www.icrp.org) for comments a new draft of its standing radiation protection recom-

mendations [3]. Once approved, these recommendations will replace the current recommendations issued as ICRP Publication 60 [4].

The new ICRP draft proposes nominal risk coefficients for detriment adjusted cancer risk as $5.5 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ for the whole population and $4.1 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ for adult workers. For hereditary effects, the detriment-adjusted nominal risk in the whole population is estimated as $0.2 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ and in adult workers as $0.1 \cdot 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$. These estimates are shown in the Table, where they are compared with the estimate of detriment used in the recommendations in *Publication 60* [4]. The most significant change from *Publication 60* is a 6-8 fold reduction in the nominal risk coefficient for hereditary effects.

Detriment adjusted nominal risk coefficients for cancer and hereditary effects (10^{-2} Sv^{-1})

| Exposed population | Cancer | | Heritable effects | | Total | |
|--------------------|---------|----------|-------------------|----------|---------|----------|
| | Present | Publ. 60 | Present | Publ. 60 | Present | Publ. 60 |
| Whole | 5.5 | 6.0 | 0.2 | 1.3 | 6 | 7.3 |
| Adult | 4.1 | 4.8 | 0.1 | 0.8 | 4 | 5.6 |

Thus, the new ICRP draft makes clear that the new recommendations should not introduce changes in the way radiation protection is regulated at the present time. However, a much improved radiation protection paradigm is being recommended that may influence future radiation protection standards, particularly in relation to the protection of patients.

The new draft has been posted just after a new report on optimization of protection has been issued by the ICRP [5]. This new report reminds us that the Commission recommendations specifically related to the optimization principle previously published (ICRP *Publications 37 and 55*) [6,7] as well as the provisions about this principle in *Publication 60* [4] remain valid. The optimization must be implemented through an on-going, cyclical process that involves the evaluation of the exposure situation to identify the need for action (the framing of the process), the identification of the possible protection options to keep the exposure as low as reasonably achievable, the selection of the best option under the prevailing circumstances, the implementation of the selected option through an effective optimization programme and subsequently a regular review of the exposure situation to evaluate if the prevailing circumstances call for the implementation of corrective protection actions. However, the way it should be implemented is now viewed as a broader process reflecting the increasing role of individual equity, safety culture and stakeholder involvement in our modern societies (ICRP *Publications 77 and 82*) [8,9]. The optimization of protection is a forward-looking iterative process aimed at preventing expo-

tures before they occur. It is continuous, taking into account both technical and socio-economic developments and requires both qualitative and quantitative judgments. The process should be systematic and carefully structured to ensure that all relevant aspects are taken into account. Optimization is a frame of mind, always questioning whether the best has been done in the prevailing circumstances. It also requires the commitment at all levels in all concerned organizations as well as adequate procedures and resources. The process for assessing protection options, and for judging that no further dose reduction is reasonable, should involve the comparison of a number of feasible protection options to reduce the planned or potential doses to individuals and groups. A graded approach is needed to take into account both the level of exposure and the complexity involved. Because of its judgmental nature there is a strong need for transparency of the optimization process. This transparency assumes that all relevant information is provided to the involved parties, and that the traceability of the decision-making process is properly documented, aiming for an informed decision.

The draft recognizes the special characteristics of patient's exposure. The exposure of patients is deliberate. Except in radiotherapy, it is not the aim to deliver a dose of radiation, but rather to use the radiation to provide diagnostic information or to conduct an interventional procedure. Nevertheless, the dose is given deliberately and cannot be reduced indefinitely without prejudicing the intended outcome. Medical uses of radiation are also voluntary in nature, combined with the expectation of direct individual health benefit to the patient. The decision is made with varying degrees of informed consent that includes not only the expected benefit but also the potential risks (including radiation). The degree of informed consent varies based on the exposure level and the possible emergent medical circumstances. Therefore, the draft clearly indicates that the limitation of the dose to the individual patient is not recommended because it may, by reducing the effectiveness of the patient's diagnosis or treatment, do more harm than good. The emphasis is then on the justification of the medical procedures and optimization of protection. The dose constraints recommended by ICRP should apply to the workers and members of the public, and recognize that some exposures have to be incurred in the care and support of patients and those members of the public may also be exposed in the course of caring for patients at home.

The draft therefore emphasizes that the medical procedures causing patient exposures have to be justified and are usually for the direct benefit of the exposed individual and consequently somewhat less attention has been given to optimisation of protection in medical exposure of patients than in other applications of radiation sources. The optimisation of protection in patient exposures does not necessarily mean the reduction of doses to the patient. It is difficult to make a quantitative balance between loss of diagnostic information and reduction in dose to the patient. Moreover, it notes that it now

uses the same conceptual approach in the source-related protection, irrespective of the type of source. This means that optimisation of protection is always constrained by a level of dose where action is almost always warranted. This level of dose, or constraint, is aimed at not selecting from the process of optimisation any protection options that would involve individual doses above the appropriate constraint. In the case of exposure from diagnostic medical procedures, the *diagnostic reference level* has as its objective the optimisation of protection, but it is not implemented by constraints on individual patient doses. It is a mechanism to manage patient dose to be commensurate with the medical purpose. The important message from the draft is that the goal of optimisation of protection is applicable, regardless of the type of source or the terminology used. It is finally underlined that diagnostic reference levels apply to medical exposure of patients, not to occupational and public exposure. They have no direct linkage to the numerical values of the ICRP dose limits or constraints. Ideally, they should be the result of a generic optimisation of protection. In practice, this is unrealistically difficult and it is simpler to choose the initial values as a percentile point on the observed distribution of doses to patients. The values should be selected by professional medical bodies and reviewed at intervals that represent a compromise between the necessary stability and the long-term changes in the observed dose distributions. The selected values will be specific to a country or region. The levels are not intended to be used in a precise manner and a multiplicity of levels will reduce their usefulness. Reference levels for therapeutic procedures are not appropriate. The doses to the target tissues are chosen for each individual patient as part of the dose-planning procedures and must be large enough to be effective.

In addition to these new draft recommendations, extensive information on the management of patient dose in interventional procedures, computed tomography and digital radiology, etc, is provided in other recent ICRP publications [10-14] including ICRP *Publications 85, 87 and 93*.

Outlook: International Standards for the Radiological Protection of Patients

The International Atomic Energy Agency (IAEA), which is the organization within the UN family charged to establish international standards of radiological protection. The current standing international standards are the International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and the Safety of Radiation Sources (BSS) [15]. The BSS, which were set up in the 90's under the aegis of the UN family's relevant international organizations, established for the first time requirements for the radiological protection of patients. The BSS require that in relation to exposures from any particular

source within the medical practice, except for therapeutic medical exposures, protection and safety shall be optimized in order that the magnitude of individual doses, the number of people exposed and the likelihood of incurring exposures all be kept as low as reasonably achievable, economic and social factors being taken into account, within the restriction that the doses to individuals delivered by the source be subject to dose constraints. The process of optimization of protection and safety measures may range from intuitive qualitative analyses to quantitative analyses using decision aiding techniques, but shall be sufficient to take all relevant factors into account in a coherent way so as to contribute to achieving the following objectives: (a) to determine optimized protection and safety measures for the prevailing circumstances, with account taken of the available protection and safety options as well as the nature, magnitude and likelihood of exposures; and (b) to establish criteria, on the basis of the results of the optimization, for the restriction of the magnitudes of exposures and of their probabilities by means of measures for preventing accidents and mitigating their consequences.

The IAEA Secretariat has just announced its intentions to review the BSS. This review follows not only the developments on the UNSCEAR estimates and the ICRP recommendations discussed above but also an international action plan on the subject that is being executed by the IAEA. The action plan is the result of the International Conference on the Radiological Protection of Patients that took place in Torremolinos, Malaga, Spain, from 26 to 30 March 2001 [16]. Moreover, the IAEA Commission on Safety Standards (an authoritative body of senior regulators that recommend the standards to the IAEA policy making organs for establishment) has recently approved new radiation safety 'fundamentals' that establish a common protection policy.

It is expected that a possible revision of the BSS will not depart from the current fundamental principles of optimization of protection. Moreover, it is expected that it would be tailored to the new international developments on the epistemology of radiation health effects and on the paradigm of radiation protection described in this report. Any revision of the BSS should reemphasize the international requirements for the optimization of the radiological protection of patients.

References

- [1] UNSCEAR 2006. Report of the Committee to the 61st General Assembly. Fifty-fourth session of United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Vienna, 29 May – 2 June 2006 and Vienna, 9 June 2006.
- [2] UNSCEAR 2000. Sources and effects of ionizing radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. UNSCEAR 2000 Report, 2001.
- [3] ICRP 2006. 2005 Recommendations of the ICRP. New Draft. (www.icrp.org)
- [4] ICRP 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York, 1991.
- [5] ICRP 2006. The Optimisation of Radiological Protection. New Draft. (<http://www.icrp.org/optimisation.pdf>)
- [6] ICRP 1983. Cost-Benefit Analysis in the Optimization of Radiation Protection, ICRP Publication 37, Pergamon Press, Oxford and New York, 1983.
- [7] ICRP 1989. Optimization and Decision-Making in Radiological Protection", ICRP Publication 55, Pergamon Press, Oxford and New York, 1989.
- [8] ICRP 2000. Protection of the public in situations of prolonged radiation exposure, ICRP Publication 82, Pergamon Press, Oxford and New York, 2000.
- [9] ICRP 1998. Protection of the Public in Situations of Prolonged radiation Exposure, ICRP Publication 82, Pergamon Press, Oxford and New York, 1999.
- [10] ICRP 2000. Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy. ICRP Publication 86. Pergamon Press, Oxford and New York, 2000.
- [11] ICRP 2001. Radiation and your patient: A guide for medical practitioners. ICRP Supporting Guidance 2. Pergamon Press, Oxford and New York, 2001.
- [12] ICRP 2004. Release of patients after therapy with unsealed sources. ICRP Publication 94. Pergamon Press, Oxford and New York, 2004.
- [13] ICRP 2005. Prevention of high-dose-rate brachytherapy accidents. ICRP Publication 97. Pergamon Press, Oxford and New York, 2005.
- [14] ICRP 2005. Radiation safety aspects of brachytherapy for prostate cancer using permanently implanted sources. ICRP Publication 98. Pergamon Press, Oxford and New York, 2005.
- [15] IAEA 1996. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. Safety Standards. Safety Series 115. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1996.
- [16] IAEA-TECDOC. Radiological Protection of the Patients. IAEA-CSP-7/P, ISSN 1563-0153, 2001.