



COMITÉ DE REDACCIÓN

Director

Bartolomé Ballester Moll

Editora

Natividad Ferrer García

Comité de Redacción

Calzado Cantera, Alfonso
Fernández Letón, Juan Pedro
García Vicente, Feliciano
Guibelalde del Castillo, Eduardo

Pombar Cameán, Miguel
Melchor Iñiguez, Miguel
Sastre Aguado, José María

ASESORES CIENTÍFICOS

Alonso Díaz, Manuel (Santander)
Barquero Sanz, Raquel (Valladolid)
Brosed Serreta, Antonio (Madrid)
Calzado Cantera, Alfonso (Madrid)
Delgado Rodríguez, José Miguel (Madrid)
Fernandez Bordes, Manuel (Salamanca)
Fernández González, Belén (Oviedo)
Fernández Letón, Juan Pedro (Madrid)
Geleijns, Jacob (Leiden) Holanda
Hernández Armas, José (Santa Cruz de Tenerife)
Hernando González, Ignacio (Valladolid)
Lizuain Arroyo, M. Cruz (Barcelona)
Luis Simón, Florencio J. (Sevilla)

Marti Climent, Jose M^a (Navarra)
Millán Cebrian, Ester (Zaragoza)
Morán Penco, Pilar (Madrid)
Nuñez Martín, Luis (Madrid)
Pombar Camean, Miguel (La Coruña)
Puchal Añe, Rafael (Barcelona)
Rodríguez Rodríguez, Cesar (Madrid)
Sánchez-Reyes Fernández, Alberto (Barcelona)
Sena Espinel, Enrique de (Salamanca)
Torres Escobar, Juan José (Madrid)
Vaño Carruana, Eliseo (Madrid)
Vivanco Perellada, Javier (Asturias)

saned
SANIDAD EDICIONES

Sanidad y Ediciones (SANED, S.L.). Capitán Haya, 60. 28020 Madrid. Telf.: 91 749 95 06. saned@medynet.com
Ramon Turró 91. Barcelona. Telf.: 93 320 93 30. Suscripciones: SANED, S.L. Capitán Haya, 60. 28020 Madrid.
Publicación de 2 números al año. Composición: DGB, S.L. Resina, 13-15 - Plta. 3.ª Nave 9.
Suscripción individual (2 números) Año 2003: 24,04 €. Suscripción instituciones (2 números) Año 2003: 60,10 €.
D. Legal: M-28926-2000. ISSN 1576-6632

Copyright de los textos originales 2003. Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación puede ser reproducida, transmitida en ninguna forma o medio alguno, electrónico o mecánico, incluyendo fotocopias, grabaciones o cualquier sistema de recuperación de almacenaje de información, sin la autorización por escrito de los titulares del Copyright.

El pasado mes de junio tuvo lugar en Vigo nuestro XIV Congreso Nacional y con motivo del mismo se celebró la Asamblea General. En dicha Asamblea se procedió a la renovación parcial de la Junta Directiva. Desde aquí queremos reconocer y agradecer la extraordinaria labor llevada a cabo por los miembros salientes, Manuel Fernández Bordes, Juan Carlos Mateos Pérez, Félix Peinado González y Juan Gultresa Colomer, quienes, además de volcarse en las actividades propias de sus cargos, gestaron y apoyaron incondicionalmente el nacimiento y posterior desarrollo de nuestra Revista.

Igualmente damos la bienvenida a los colegas entrantes, Pedro Galán Montenegro, María Amparo Iborra Oquendo, Miguel Pombar Camean y Anastasio Rubio Arróniz de los que esperamos el mismo o superior entusiasmo para que la Revista de Física Médica se vaya haciendo mayor y sirva de referente no sólo a nuestro colectivo nacional, sino que pueda, a través de nuestro querido idioma, llegar a todo el mundo. Al hilo de esto último el Comité de Redacción desea dar a conocer a los socios el hecho de que se ha iniciado el proceso de indexación de nuestra Revista; todos somos conscientes que esta pretensión puede ser lenta y costosa pero había que empezar. Si se lograra, supondría un espaldarazo para la Física Médica española y colmaría un deseo de los más "añosos" en esta profesión.

Ya sabéis que la publicación del libro de resúmenes del pasado Congreso venía acompañada de la intención de que los trabajos que se presentaban, si los autores observaban que eran merecedores del interés de nuestro colectivo, podían acabar siendo trabajos dignos de ser publicados una vez pulidos, completados o matizados. El Comité de Redacción desea agradecer públicamente su participación a los autores que han iniciado este camino ya que, como se puede comprobar, algunos de esos trabajos aparecen en este número. Sólo nos queda seguir animando e insistiendo para que lo que era excepción acabe siendo la regla. Gracias a todos.

Queremos felicitar a nuestro compañero Pedro Andreo por su reciente nombramiento de Director de la División de Salud Humana del OIEA. Éste es un paso más en su extraordinaria andadura profesional que, como veréis en la reseña interior, no colma sino que sigue reconociendo sus extraordinarias contribuciones a la Física Médica. Nos sentimos orgullosos de su pertenencia a la SEFM, así como de su estrecha colaboración en nuestra revista.

Como podéis comprobar ya en este ejemplar de la revista, se ha recuperado el apartado "Resúmenes de Tesis" que se inició en el antiguo Boletín. Consideramos que desde la Revista se puede dar a conocer la labor científica que van desarrollando nuestros colegas y animar a que no se abandone esta práctica. También aparece una reseña bibliográfica que, aunque esporádicamente ya se había llevado a cabo en algún momento, nos gustaría seguir dando a conocer de la forma más regular posible.

Habíamos anunciado en números anteriores la modificación del listado de los asesores científicos incluyendo al final de año los nombres de los que habían participado en tan delicada tarea; en este segundo ejemplar correspondiente a 2003 recogemos los nombres de los asesores que han intervenido hasta este momento. Desde aquí nuestro más sincero agradecimiento.

No todas las novedades que os damos a conocer son siempre jubilosas, algunas veces nos vemos a obligados a lamentar algunos hechos desafortunados. En páginas interiores se puede ver la cuestión surgida con la utilización de determinados textos. No queremos insultar la inteligencia de nadie intentando explicar el porqué. Estamos todos orgullosos del colectivo que constituye la Física Médica en España y consideramos que la honestidad y el respeto científico deben constituir los pilares básicos sobre los que se asiente nuestra profesionalidad.

Una vez más esperamos que los problemas de correo no retrasen los buenos deseos que desde esta página os enviamos para los días de Navidad y sucesivos. Venturoso 2004 y hasta la próxima.

Un método práctico para la realización de los controles periódicos del sistema de planificación

F. Lliso Valverde, J. Pérez-Calatayud, V. Carmona Meseguer,
I. Torres Espallardo, E. Tomás Miralles, V. Puchades Puchades

Sección de Radiofísica en Radioterapia. Hospital Universitario La Fe. Valencia.

Resumen

El correcto funcionamiento del Sistema de Planificación (SP) es fundamental en la precisión global de la dosis administrada al paciente, por lo que, como es bien sabido, se requiere un programa de garantía de calidad apropiado asociado al mismo.

En este trabajo se presenta un programa de controles periódicos consistente en un conjunto de planes de verificación, en el que están incluidos la mayoría de aspectos del cálculo y la evaluación de dosis, diseñados de modo que el análisis de los resultados es a la vez muy sencillo, rápido y sensible a posibles cambios.

Palabras clave: Sistema de planificación. Control de Calidad. Dosimetría clínica.

Abstract

The correct behaviour of the Treatment Planning System (TPS) is essential in order to achieve the desired global accuracy in the delivered dose to the patient, an appropriate TPS quality control program is therefore necessary.

In this work a quality control program is presented. The program consists of a set of verification plans in that almost all the calculation and evaluation features have been included, and which is designed in such a way that the analysis of the results is very simple, low time consuming and sensitive to eventual changes.

Key words: Treatment planning System. Quality Control. Clinical Dosimetry.

Introducción

Son numerosas las publicaciones que, desde hace muchos años, recogen recomendaciones sobre pruebas, periodicidad y tolerancias en el Control de Calidad de la planificación en Radioterapia (RT)¹⁻¹⁴. Las recomendaciones, además de contemplar el Sistema de Planificación (SP) como un elemento aislado, han ido incorporando todas las facetas que incluye el proceso completo de planificación, habiéndose recogido algunas de ellas en la legislación española¹⁵.

Posibles razones de que en la práctica los programas de Control de Calidad de los SP no tengan el grado de implantación que tienen los de las Unidades de Tratamiento

son: en general el usuario se encuentra con extensas listas en las que están recogidos todos los aspectos que deben verificarse, dificultad de que los distintos modelos de SP incluyan utilidades de autoverificación de constancia de datos (por ejemplo "checksum"), y en general la significativa cantidad de tiempo necesaria para su realización.

Dado el gran impulso de la planificación basada en TAC, hoy en día estos programas de control de calidad de la planificación y cálculo deben abarcar no sólo al SP sino a todos los elementos del proceso de simulación virtual (TAC y estaciones de simulación virtual). Este trabajo se centra exclusivamente en el SP, con objeto de completar el programa de Controles periódicos de la cadena de simulación virtual y planificación establecida en nuestro Servicio^{16,17}.

El objetivo de este trabajo ha sido elaborar unos "planes de verificación" que, realizados de forma periódica, permitan asegurar la constancia de un gran número de aspectos del SP relativos al cálculo de dosis y la evaluación de éste. Así, a la hora de elaborar los planes se han conjugado dos vertientes, por un lado que se contempla-

Correspondencia: F. Lliso Valverde. Sección de Radiofísica en Radioterapia. Hospital Universitario La Fe. Avda. de Campanar, 21. 46009 Valencia. E-mail: lliso_fra@gva.es
Fecha de recepción: 13-5-2003
Fecha de aceptación: 30-5-2003

ran todas las variantes posibles utilizadas de los parámetros, y por otro que el número de planes y haces resultantes fuese el menor posible de modo, sobre todo, que el análisis de los resultados fuese sencillo y rápido, de forma que la realización de estas verificaciones periódicas interfiera mínimamente con el funcionamiento habitual del SP.

La realización de estos planes junto con los cálculos independientes, establecidos en este Servicio, en el cálculo de cada paciente descrito en trabajos previos¹⁷⁻¹⁹ aseguran prácticamente la totalidad de aspectos recomendados a controlar periódicamente en el SP.

Material y método

Los "planes de verificación" que se presentan se han realizado en SP HELAX, versión TMS 6.1 A, utilizado para la dosimetría clínica de las siguientes unidades de tratamiento de radioterapia (RT) externa: unidad de cobalto PHOENIX (Theratronix), acelerador lineal SL75 (ELEKTA) y acelerador lineal Sli (ELEKTA) con colimador multiláminas (CML), y THERAPLAN PLUS empleado para realizar los cálculos de braquiterapia (BT) de baja tasa con Cs-137 e Ir-192.

Radioterapia externa

Se ha generado un maniquí con geometría cilíndrica, en el que se han incluido 2 estructuras, de modo que la sección transversal la componen 4 círculos concéntricos. Se ha asignado densidad equivalente al agua a los cilindros más interno y externo respectivamente y para los otros dos se han elegido densidades electrónicas equivalentes a "pulmón" y "hueso" (Figura 1).

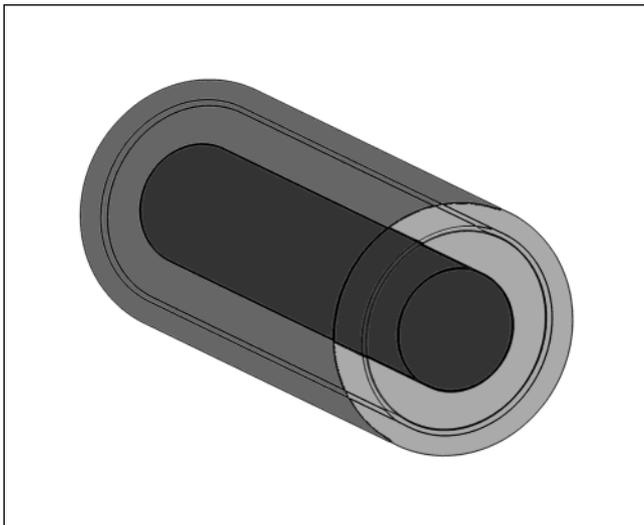


Fig. 1. Esquema del maniquí utilizado en los chequeos. Las densidades escogidas para las diferentes estructuras internas son de dentro hacia fuera: agua, pulmón, hueso y agua.

Se han elaborado un plan para fotones y otro para electrones cuyas características se describen a continuación.

RX

Se han dispuesto los haces en 8 incidencias distribuidas de forma regular alrededor de la circunferencia, desde 0° hasta 315° en intervalos de 45°. Cada incidencia corresponde a varios haces con características distintas hasta un total de 15 haces. Los haces corresponden a las 3 unidades de tratamiento que existen en el Servicio contemplando todas las posibilidades: haces simétricos y asimétricos, modificadores: autocuña, cuña física en diferentes orientaciones, bloques, multiláminas; diferentes energías: 6 MV en ambos aceleradores, 18 MV y Co-60.

Electrones

Se ha utilizado el mismo maniquí y las incidencias de 0°, 90°, 180° y 270°, utilizando cada una de ellas para 2 de las diferentes energía de electrones: 4, 6, 8, 10, 12, 15, 18 y 20 MeV. Se han utilizado combinaciones de los distintos aplicadores: 6x6 cm², 10x10 cm², 14x14 cm² y 20x20 cm² así como distintos tamaños de recorte para un mismo aplicador.

Braquiterapia

Se ha generado un plan de test que consiste en una aplicación con las fuentes utilizadas habitualmente (Figura 2).

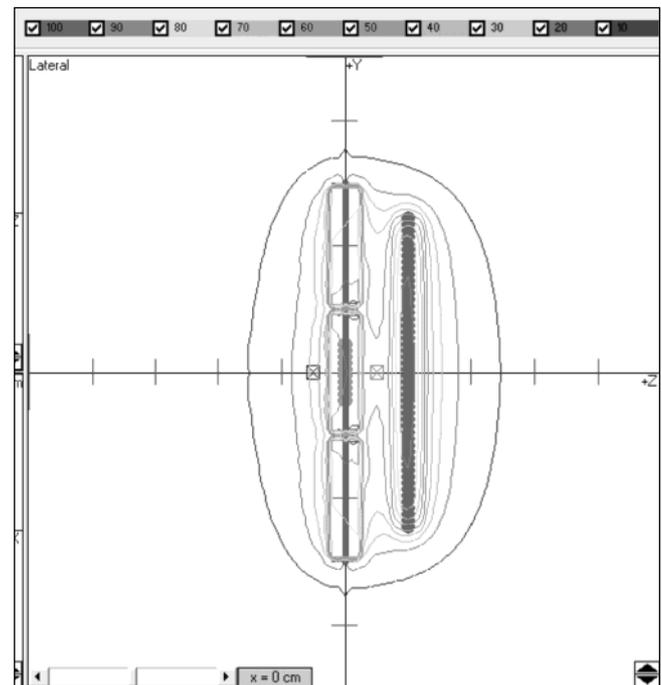


Fig. 2. Sección longitudinal que contiene las 3 fuentes de Cs-137 (CSM3) y 1 hilo de Ir-192 (generado como múltiples semillas) en la que se muestra la distribución de dosis y los puntos de cálculo.

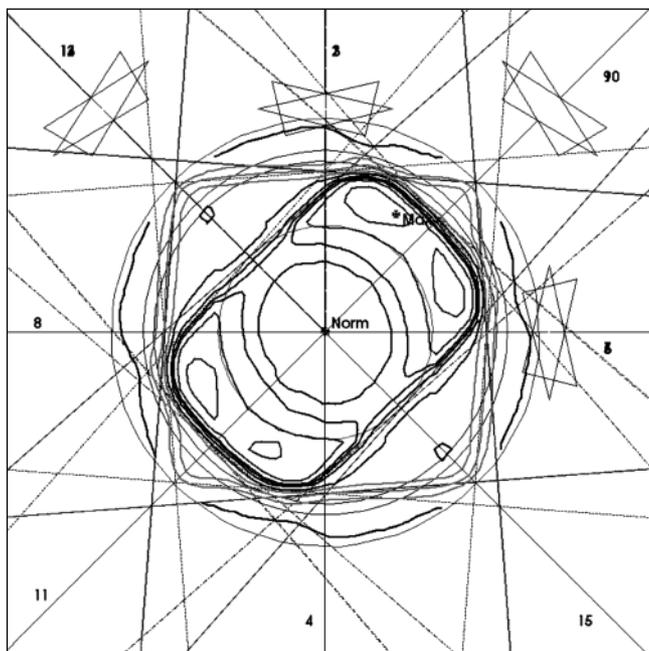


Fig. 3. Sección transversal principal del maniquí en la que se muestran las isodosis escogidas para el chequeo de RX.

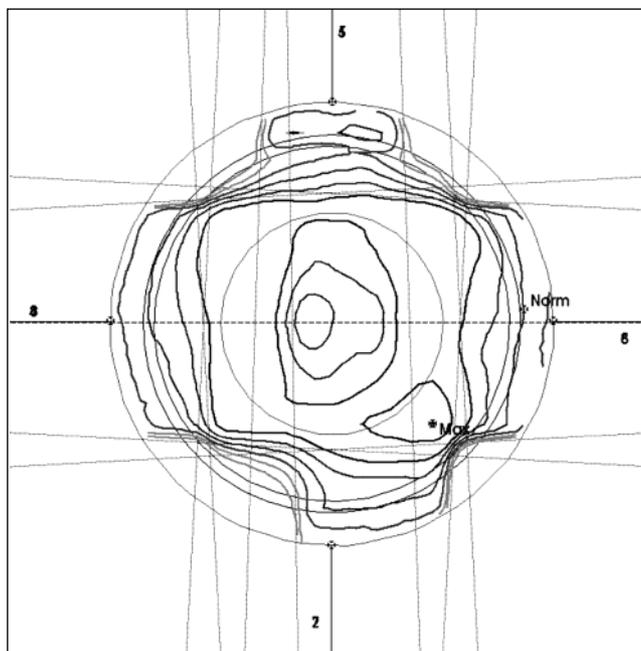


Fig. 4. Sección transversal principal del maniquí en la que se muestran las isodosis escogidas para el chequeo de electrones.

Se trata de 3 tubos de Cs-137 (CSM3 de CIS, y CDGS-J de Amersham) y 2 hilos de Ir-192 (diámetro 0,3 mm) de diferente longitud (5 cm y 1 cm).

Para cada modalidad, el chequeo consiste en recalcular estos planes de verificación, visualizando las isodosis en los cortes principales (Figura 3 y Figura 4) e imprimiéndose los resultados. Se han fijado unos valores determinados de isodosis, de la rejilla de cálculo y de la escala de la impresión. Así mismo se calculan las unidades de monitor (UM) y tiempos para una determinada dosis, y un histograma dosis-volumen (HDV) en el caso de RT externa. En la Figura 5 se muestra un ejemplo de HDV para una de las estructuras internas, la correspondiente a densidad "pulmón". En el caso de BT se calcula la tasa de dosis en determinados puntos.

Los resultados se comparan con los obtenidos para los planes de referencia, establecidos cuando se realizó el Estado de Referencia Inicial de los respectivos SP asegurándose así la constancia del mismo. Se evalúan cualitativamente las distribuciones en la pantalla del SP y se realiza una superposición de las distribuciones de dosis e HDV obtenidos con la impresora.

Resultados y discusión

Este chequeo abarca los Controles periódicos de la parte dosimétrica del SP, establecido con una periodicidad mensual, incluyendo los aspectos del cálculo y la evaluación.

Radioterapia externa

El diseño del maniquí junto con la configuración de los haces permiten evaluar la constancia de:

- Escalas y posiciones de las Unidades de tratamiento.
- Distribución de isodosis.
- Incidencia oblicua.

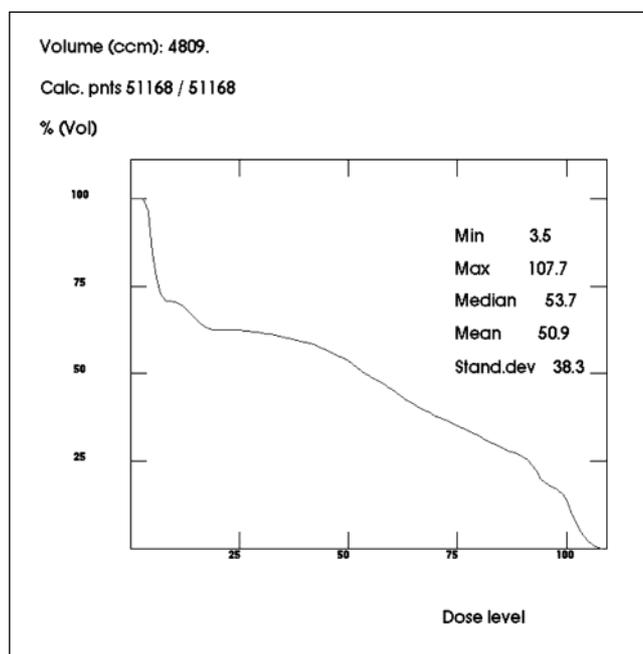


Fig. 5. Histograma dosis volumen correspondiente a la estructura interna con densidad equivalente al pulmón.

- Orientación del brazo.
- Elementos modificadores.
- Cálculo en heterogeneidades.
- Campos irregulares, CML y asimétricos.
- Sumación de campos.
- Cálculo de UM.
- Cálculo de HDV.

Se han incluido la mayoría de los parámetros utilizados en el cálculo; para aquellos más específicos de uso poco frecuente se realizan chequeos cuando éstos se van a utilizar, como es el caso por ejemplo del bolus o de la arcoterapia.

Con objeto de que los planes que comportara el chequeo recogiesen la mayor información posible a la vez que los resultados se pudiesen analizar con la exactitud y sencillez requeridas, se han tomado las siguientes consideraciones:

- Se ha separado el cálculo de fotones y electrones en 2 planes diferentes debido a la gran diferencia de distribución de dosis.
- Se han escogido para la visualización e impresión valores de isodosis "característicos" tanto por su importancia en el cálculo como porque den cuenta de las peculiaridades (simetría, homogeneidad, etc.) de los distintos haces y modalidades.
- Se calculan las UM y tiempos correspondientes a una dosis de 10 Gy en el punto de referencia obteniéndose así mayor precisión en el cálculo.
- Se han combinado para una misma incidencia del brazo orientaciones opuestas de cuña para minimizar el gradiente.

Braquiterapia

Mediante el plan establecido es posible evaluar la constancia de:

- Distribución de isodosis
- Sumación de fuentes
- Cálculo de dosis en puntos

Se han incluido en el chequeo la mezcla de las fuentes en uso. Se utilizan para la visualización e impresión valores de isodosis representativos de los de interés clínico y que permiten además, por ejemplo, poner de manifiesto que el plano de cálculo contiene las fuentes.

Complementariamente, la reconstrucción geométrica se verifica regularmente²⁰ con controles implícitos en cada paciente^{21,22}, estando los parámetros fundamentales incluidos en el programa de chequeos periódicos de la cadena de simulación virtual¹⁷.

Las verificaciones se efectúan así mismo cada vez que se producen cambios en el software. En estos SP el mantenimiento y las actualizaciones se realizan mayoritariamente vía módem siendo ocultas al usuario y transcurriendo un tiempo hasta recibir el informe de la actuación, así pues es muy útil disponer de una herramienta de uso rápido que asegure la constancia de las caracte-

rísticas del cálculo. Sirva de ejemplo el que recientemente en el curso de una actualización que en principio no afectaba al cálculo, se produjo una "pequeña mejora" del algoritmo para electrones que no se comunicó por parte del fabricante y que se puso de manifiesto al realizar el chequeo, observándose una variación significativa de la forma de las curvas de isodosis.

Este sencillo método no es específico de los sistemas de HELAX y THERAPLAN aquí referidos, sino que puede implementarse en cualquier SP.

El tiempo necesario para el análisis de los resultados es inferior a 10 minutos.

De esta forma quedan incluidos en el Programa de control de Calidad la totalidad de los aspectos que pueden influir en la precisión del cálculo y evaluación de dosis ya que por otro lado, están establecidos chequeos periódicos que contemplan el proceso completo (adquisición-simulación-planificación-transmisión), así como la verificación de UM en el punto de especificación (externa) y tasa de dosis en puntos más significativos (BT) para cada paciente por un método independiente.

Conclusión

Se ha establecido un conjunto de planes de verificación con el que realizar el programa de controles periódicos de los sistemas de planificación. Éste permite asegurar la constancia de los parámetros utilizados en los módulos de cálculo y evaluación, siendo necesario un tiempo muy breve para su realización.

Referencias

1. Cunningham J. "Quality assurance in dosimetry and treatment planning". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1984;10:105-109.
2. Svensson H. "Quality assurance in radiation therapy: physical aspects". *Int J Rad Onc Biol Phys* 1984;VI 0, Sup 1:59-65.
3. ICRU Report 42, "Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High Energy Photons and Electrons". (ICRU, Washington, DC, USA), 1987.
4. Brahme A. "Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons". *Acta Oncol* 1988; Suppl. 1.
5. Laughlin JS, et al. "Three dimensional photon treatment Planning". Report of the Collaborative Working Group on the Evaluation of Treatment Planning for external photon beam radiotherapy. *Int J Rad Onc Biol Phys* 1991;21:1.
6. Curran B, Starkschall G. "A program for quality assurance of dose planning computers". (Medical Physics Publishing, Madison, WI), in *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*, edited by G. Starkschall and J. Horton 1991;207-228.
7. Williamson J. "Practical quality assurance in low-dose rate brachytherapy", in *Quality Assurance in Radiotherapy Physics*, edited by G. Starkschall and J. Horton (Medical Physics Publishing, Madison, WI) 1991;139-182.
8. Van Dyk J, Bamett RB, Cygler JE, Shragge PC. "Commissioning and Quality assurance of treatment planning computers". *Int J Rad Onc Biol Phys* 1993;26:261-273.

9. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF. "Comprehensive QA for radiation oncology". Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group # 40. *Med Phys* 1994;21(4):381-618.
10. Williamson J, Ezzell G, Olch A, Thomadsen B. "Quality assurance for high dose rate brachytherapy", in *Textbook on High Dose Rate Brachytherapy*, edited by S. Nag (Futura, Armonk, NY) 1994;147-212.
11. Fraass BA. "Quality assurance for 3-D treatment planning". (Advanced Medical Publishing, Madison, WI), in *Teletherapy: Present and Future*, edited by J. Palta and T. Mackie 1996;253-318.
12. Nath R, Anderson L, Meli J, Olch A, Stitt J, Williamson J. "Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group # 56," 1997.
13. Born E, Fogliata-Cozzi A, Ionescu F, Tercier P. "Treatment planning systems for teletherapy", Recommendations N° 7 Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics.
14. Fraass BA, et al. "Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning" Report of the AAPM Task Group # 53. *Med Phys* 1998;25(10):1773-1829.
15. Real Decreto 1566/1998, de 17 de Julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Ministerio de Sanidad y Consumo. B.O.E. núm. 206 del 28-08-1998, 29383-29394.
16. Petschen I, Pérez-Calatayud J, Tormo A, Lliso F, Badal MD, Carmona V, et al. "Virtual simulation in radiation therapy planning. Report of five-year experience". *Revista de Oncología* 2000;2(4): 213-222.
17. Pérez Calatayud J, Carmona Meseguer V, Lliso Valverde F. "Programa de aseguramiento de la calidad en un sistema de simulación virtual", X Congreso Nacional de Física Médica. Salamanca 1995.
18. Pérez-Calatayud J, Lliso F, Carmona V, Baños M, Petschen I. "Quality control of the individual clinical dosimetry in Brachytherapy", "World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, XIth International Conference on Medical Physics.
19. XVIIIth International Conference on Medical and Biological Engineering, 4th Biennial ESTRO Physics Meeting, Nice, France. September 15-19, 1997.
20. Pérez-Calatayud J. "Planificación de Tratamientos en Braquiterapia: Desarrollo de un Sistema Automatizado, cálculo de dosis por Monte Carlo y reconstrucción por TAC". Tesis Doctoral Universidad de Zaragoza. 1998.
21. Manzano F, Pérez-Calatayud J, Carmona V, Lliso F, Torres I. "Determinación de la exactitud en la reconstrucción espacial de implantes en braquiterapia". *Revista de Física Médica* 2002;3(2): 95-96.
22. Pérez-Calatayud J, Lliso F, Carmona V, Bea J, Tormo A, Badal MD, et al. Oncología, "Un método sencillo para la reconstrucción en braquiterapia basado en los escanogramas de la TAC" 2000;2: 78-85.
23. Pérez-Calatayud J, Lliso F, Carmona V, Bea J, Tormo A, Petschen I, et al. "Dosimetría clínica en Braquiterapia basada exclusivamente en TAC". Artículo invitado en *Boletín de la Sociedad Española de Física Médica* 1997;4:11-17.

Estimación de dosis en radiografía de mama

M.A. Rivas Ballarín, P. Ruiz Manzano, M. Canellas Anoz,
E. Millán Cebrián, J.A. Font Gómez, P. Ortega Pardina

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza.

Resumen

Se han realizado estimaciones de dosis en mamografía (*Kerma en aire en la Superficie de Entrada*, *Dosis en la Superficie de Entrada*, y *Dosis Glandular Media*). Para ello se han aplicado las ecuaciones paramétricas establecidas por Robson, juntamente con las nuevas tablas de Dance y cols., que tienen en cuenta el porcentaje de glandularidad de las mamas y la combinación ánodo-filtro. También se han verificado experimentalmente las citadas ecuaciones paramétricas, contrastando los resultados calculados con los medidos en ocho mamógrafos. La media de las desviaciones entre el rendimiento medido y el calculado es de 2,1% y la correspondiente a la HVL es del 1%, en todo el rango de kV medido. Se han comparado los valores de dosis de radiación impartidos por diferentes equipos, analizando la importancia de la velocidad del sistema de imagen utilizado, así como de las características de los equipos radiológicos. Los resultados obtenidos para la DSE varía entre 9,1 mGy para uno de los equipos de sistema de imagen más lento y 5,2 el equipo de sistema más rápido.

Palabras clave: Mamografía. Dosis glandular media.

Abstract

Dose estimations in mammography have been carried out (*Entrance Surface Air Kerma*, *Entrance Surface Dose*, and *Mean Glandular Dose*). It has been done by means of the application of some parametric equations given by Robson and of the new tables by Dance et al, which take into account the glandularity of the breast and the target-filter combination. The parametric equations have been also verified, by contrasting the predicted results with those measured in eight x-ray units. The mean deviation between measured and calculated tube output is 2.1% and 1% for HVL in the range of measured kV. The dose values given by different x-ray machines have been compared, analysing the importance of the speed of the imaging system in use, as well as the x-ray equipment characteristics. The obtained results for ESD vary between 9.1 mGy for one of the X-ray units with the slowest image system and 5.2 for the unit with fastest one.

Key words: Mammography. Mean glandular dose.

Introducción

En los últimos años ha comenzado a generalizarse el uso de equipos de mamografía que disponen de pistas anódicas de diferentes materiales (Mo y Rh son los más comunes) así como de filtros de esos mismos u otros materiales. Algunos equipos disponen también de programaciones automáticas que seleccionan los parámetros de la técnica radiográfica, según se desee dar prioridad a la

reducción de dosis, a la calidad de imagen o un compromiso entre ambas. De manera que el control de exposición del aparato puede seleccionar la combinación ánodo-filtro que proporciona el espectro más adecuado, en función de las características de la mama a radiografiar y de las exigencias de calidad de imagen impuestas por el operador del equipo.

Cuando se realiza la estimación del *Kerma en Aire en la Superficie de Entrada* (KASE) o la *Dosis en la Superficie de Entrada* (DSE) en mama es necesario conocer el rendimiento del equipo al kV utilizado. Para la Dosis Glandular Media (DGM) se necesita además conocer la capa hemirreductora (HVL) del haz de radiación utilizado. Si consideramos un rango de espesores de mama, de proporción de tejido glandular y adiposo variable, el equipo de mamografía puede seleccionar diferentes valo-

Correspondencia: M.A. Rivas Ballarín. Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". C/ San Juan Bosco, 15. 50009 Zaragoza. E-mail: fpro-pr@hcu-lblesa.es
Fecha de recepción: 12-2-2003
Fecha de aceptación: 6-5-2003

res de la tensión del tubo, así como diferentes combinaciones ánodo-filtro. Esto significa que habría que medir el rendimiento y la HVL para todo el rango útil de kV en todas las combinaciones ánodo-filtro posibles. Para simplificar el proceso de medida, en este estudio hemos utilizado las ecuaciones paramétricas de Robson¹, que permiten evaluar el rendimiento y la HVL de un rango de kV a partir del rendimiento y HVL a 28 kV, para un conjunto de combinaciones ánodo-filtro. Se ha verificado experimentalmente el modelo, comparando los valores calculados por este procedimiento con los medidos en un conjunto de ocho mamógrafos del País Vasco.

Material y métodos

En primer lugar, se han aplicado las ecuaciones paramétricas de Robson¹ para estimar los rendimientos y HVL de un conjunto de ocho mamógrafos del País Vasco a los que previamente se habían medido esos parámetros en el rango entre 25 y 32 kV, para la combinación ánodo filtro Mo-Mo. El equipo de medida utilizado fue un Victoreen 4000M+.

Por otra parte, se han estudiado las dosis impartidas en seis salas de mamografía correspondientes a cuatro hospitales y un centro de especialidades controlados por el Servicio de Física y Protección Radiológica (SFPR) del Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza. Las magnitudes dosimétricas estimadas han sido KASE, DSE y DGM. Para la determinación de esta última se ha utilizado la ecuación propuesta por Dance y cols.², que tiene en cuenta el porcentaje de glandularidad de la mama y la combinación ánodo-filtro utilizada.

Los equipos de mamografía analizados aparecen en la Tabla 1, así como las combinaciones película-pantalla utilizadas en cada caso. En los controles de calidad

anuales realizados a los equipos se midió el rendimiento y la HVL a 28 kV seleccionados, con el dispositivo de compresión en su lugar, para cada una de las combinaciones ánodo-filtro en uso. El equipo de medida fue un electrómetro RADCAL 1515 con cámara de mamografía 10X5 6M.

Mediante el multímetro RTI PMXIII, con detector MX, se midió la exactitud y reproducibilidad del kV en la combinación Mo-Mo, asumiendo como Underwood y cols.³ que éstas no varían significativamente al cambiar de una combinación a otra.

Se solicitó a los Servicios de Radiodiagnóstico que enviasen los datos de técnica radiográfica aplicada en 20 mamografías cráneo-caudales, realizadas a pacientes de entre 40 y 64 años (restricción impuesta por los valores dados por Dance y cols) y espesores de mama comprimida de entre 4 y 6 cm. Estos datos incluían: kV y mAs aplicados, combinación ánodo-filtro, distancia foco-película, además de los ya citados de edad y espesor de mama comprimida. En los casos en que el espesor de mama facilitado era el determinado automáticamente por el equipo de mamografía, se comprobó la exactitud de dicho valor a partir del asignado a espesores de maniquí comprendidos entre 4 y 6 cm y se aplicaron las correcciones pertinentes.

Todos los datos se introdujeron a una hoja Excel en la que se habían programado las ecuaciones paramétricas de Robson¹, así como las tablas dadas por Dance y cols.². Se obtuvo el KASE a partir de la expresión

$$KASE(mGy) = \frac{R(mGy \cdot m^2 / mAs) \cdot C(mAs)}{DFPa^2(m^2)} \quad (1)$$

donde R es el rendimiento a 1 metro correspondiente a la combinación ánodo-filtro utilizada, C la carga aplicada y DFPa la distancia desde el foco a la entrada de la mama.

Tabla 1. Características de los equipos utilizados y de las combinaciones película pantalla.

Centro	Equipo	Ánodo-filtro	Película	Pantalla
A	G.E.Senographe DMR Plus	Mo- 30 μ mMo Mo-25 μ mRh Rh-25 μ mRh	Fuji ADM	Fuji AD Mammo Fine
A	Siemens Mammomat 3000	Mo-30 μ mMo Mo- 25 μ mRh	Fuji ADM	Fuji AD Mammo Fine
B	G.E. Senographe 600T	Mo- 30 μ m Mo	Fuji ADM	Fuji AD Mammo Fine
C	General Medical Merate MSM	Mo-30 μ mMo	Agfa Mamoray HT	Agfa Mamoray Detail R
D	G.E.Senographe DMR Plus	Mo- 30 μ mMo Mo-25 μ mRh Rh-25 μ mRh	Agfa Mamoray HDR	Agfa Mamoray Detail R
E	Siemens Mammomat C3	Mo-30 μ mMo	Agfa Mamoray HT	Agfa Mamoray HDS

Mediante la ecuación (2), con las necesarias interpolaciones en las tablas², se obtuvo la DGM.

$$DGM(mGy) = KASE(mGy) \cdot g \cdot s \cdot c \quad (2)$$

El valor de g depende de la HVL y del espesor de la mama, s es función de la combinación ánodo-filtro y c da cuenta del porcentaje de glandularidad de la mama y depende de su espesor, de la HVL y del grupo de edad al que pertenezca la paciente (40-49 ó 50-64 años).

Además, puesto que el RD 1976/1999 de 23 de diciembre, por el que se establecen criterios de calidad en radiodiagnóstico (BOE de 29 de diciembre) establece un valor de dosis de referencia para la dosis en superficie de entrada (DSE), se ha calculado ésta a partir del KASE, sin más que multiplicar por los factores de retrodispersión dados en el Protocolo Europeo de Dosimetría en Mamografía⁴, que dependen de la HVL del haz de radiación aplicado.

Resultados y discusión

Los valores obtenidos al comparar los rendimientos y las HVL calculados mediante las ecuaciones de Robson frente a los medidos se muestran en la Figura 1.

La desviación máxima del rendimiento es de un 11,9%, correspondiente a la medida a 25 kV en un mamógrafo G.E. 7000. La media de las desviaciones es de 2,1%. En cuanto a las HVL, la máxima desviación es del 4%, correspondiente a un mamógrafo GMM MSM para 26 kV seleccionados. La desviación media para la HVL es del 1%, en todo el rango de kV medido. Estos valores son comparables a los obtenidos por Robson¹, que encontró para el rendimiento una desviación máxima del 9,2%, con una media del 2,5%, y para la HVL un 3,5% de desviación máxima y un 1% de media.

Por otra parte, se muestran en la Tabla 2 los resultados de la exactitud y reproducibilidad del kV y del rendimiento y HVL a 28 kV, correspondientes a la combinación Mo-Mo, en los seis mamógrafos para los que se ha estimado la dosis.

En la Tabla 3 se presentan los valores medios de las dosis estimadas, de espesor de mama y de los kV aplicados, así como la combinación ánodo-filtro más frecuente en los diferentes centros.

Los valores medios obtenidos para la DGM no son superiores a los referidos por otros autores en la bibliografía más reciente. Así Young y Burch⁵ dan un valor medio de 1,65 mGy correspondiente a un espesor medio de 5,1 cm, para la proyección craneo-caudal. Rosenberg y cols⁶ obtienen una media de 2,62 mGy para espesor medio de 4,9 cm, mientras que Kruger y Schueler⁷ refieren 2,6 mGy para espesor medio de 5,1 cm.

Aunque en todos los casos el valor medio de la DSE es inferior a 10 mGy (valor de referencia establecido por el RD 1976/1999), existe una variabilidad importante entre unos centros y otros, llegando a ser de un 75% la diferencia en la DSE entre el equipo que da la dosis máxima y el que da la mínima. Las diferencias en la dosis impartida pueden residir, en parte, en el hecho de que las muestras de pacientes evaluadas son distintas, en las características específicas y la técnica radiológica aplicada por cada equipo, pero fundamentalmente en los sistemas de imagen (rejilla, combinación película-pantalla, ciclo de revelado) utilizados en los diferentes centros, como se verá a continuación.

Para eliminar las diferencias debidas a las muestras de pacientes y a la técnica utilizada, se comparan los resultados obtenidos en la estimación del KASE con maniquí, que se realiza periódicamente en los controles de calidad de los equipos. En esa prueba se hace una radiografía a un maniquí de PMMA de 4,5 cm de espesor, equivalente

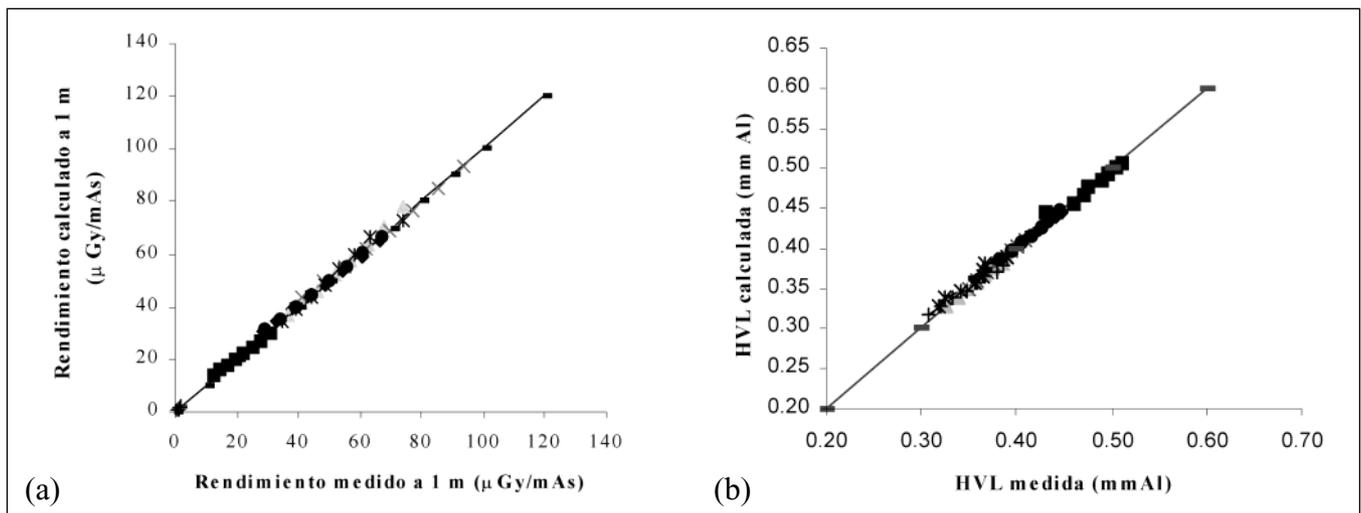


Fig. 1. (a) Valores del rendimiento calculados frente al rendimiento medido en 8 unidades de mamografía en el rango de 25-32 kV, con ánodo -filtro Mo-Mo. La línea corresponde a la recta $y = x$. (b) Valores de la HVL calculada frente a la HVL medida en 8 unidades de mamografía en el rango de 25-32 kV, con ánodo - filtro Mo-Mo. La línea corresponde a la recta $y = x$.

Tabla 2. Características de los haces de radiación utilizados.

Centro	Equipo	Exactitud kV	Reproducibilidad kV	Rendimiento ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{mAs}$) Mo-Mo	HVL (mmAl) 28 kV Mo-Mo
A	G.E.Senographe DMR Plus	0,5%	0,2%	29,66	0,37
A	Siemens Mammomat 3000	1%	0,2%	32,30	0,37
B	G.E. Senographe 600T	1,9%	0,2%	31,65	0,36
C	General Medical Merate MSM	2,4%	0,5%	22,41	0,36
D	G.E.Senographe DMR Plus	1,7%	0,0%	28,37	0,37
E	Siemens Mammomat C3	3,6%	0,2%	31,70	0,37

Tabla 3. Valores medios del espesor de mama y de las dosis estimadas para la muestra de pacientes de los diferentes centros. Entre paréntesis el coeficiente de variación (%).

Centro	Equipo	Espesor (cm)	Ánodo/filtro más frecuente	kV	KASE (mGy)	DSE (mGy)	DGM (mGy)
A	G.E.Senographe DMR Plus	5,3 (11,1%)	Mo-Mo	27,3	8,4 (23,3%)	9,1 (23,3%)	1,68 (20,4%)
A	Siemens Mammomat 3000	5,6 (12,8%)	Mo-Rh	28,9	6,4 (42,2%)	7,0 (42,1%)	1,28 (29,5%)
B	G.E. Senographe 600T	5,0 (8,7%)	Mo-Mo	29,2	7,5 (22,9%)	8,2 (22,9%)	1,50 (14,9%)
C	G.M. Merate MSM	4,5 (10,6%)	Mo-Mo	27,5	6,7 (26,6%)	7,2 (26,6%)	1,38 (14,2%)
D	G.E.Senographe DMR Plus	5,9 (10,7%)	Mo-Mo	26,7	5,0 (21,6%)	5,4 (21,6%)	0,8 (10,3%)
E	Siemens Mammomat C3	5,4 (10,2%)	Mo-Mo	28,0	4,8 (35,3%)	5,2 (35,3%)	0,9 (15,0%)

a una mama comprimida de 5 cm, con una técnica estándar: Mo-Mo, como combinación ánodo filtro y 28 kV. Los resultados se muestran en la Tabla 4, para una densidad óptica (DO) neta igual a 1. En la última columna de la tabla aparece el KASE normalizado al del equipo que presenta el valor mínimo.

Tabla 4. Valores del KASE para el maniquí de 4,5 cm PMMA correspondientes a 28 kV y Mo-Mo y DO neta igual a 1.

Centro	Equipo	KASE (mGy)	KASE _{normalizado}
A	G.E.Senographe DMR Plus	8,8	2,3
A	Siemens Mammomat 3000	7,5	2,0
B	G.E. Senographe 600T	8,2	2,2
C	G.M. Merate MSM	4,8	1,3
D	G.E.Senographe DMR Plus	3,7	1,0
E	Siemens Mammomat C3	5,2	1,4

Si se comparan los dos equipos G.E. Senographe DMR ubicados en los centros A y D respectivamente, se observa que el KASE, estimado con maniquí, del primero es un 130% mayor que el del segundo. Puesto que los equipos son iguales y el maniquí y la técnica aplicada también, la diferencia en el KASE ha de ser debida a diferente sensibilidad del sistema de imagen. Algo similar podría decirse de los equipos Siemens Mammomat 3000 y Mammomat C3, en cuyo caso el KASE del primero es un 43% superior al del segundo. Por otra parte, si consideramos el comportamiento de equipos diferentes con igual combinación película-pantalla y ciclo de revelado, las diferencias entre el KASE de los equipos del centro A (G.E. Senographe DMR y Siemens Mammomat 3000) son del 15%. Y si comparamos el G.E. Senographe DMR con el G.E. Senographe 600T, equipos similares con igual película y pantalla, la diferencia se reduce a un 5%.

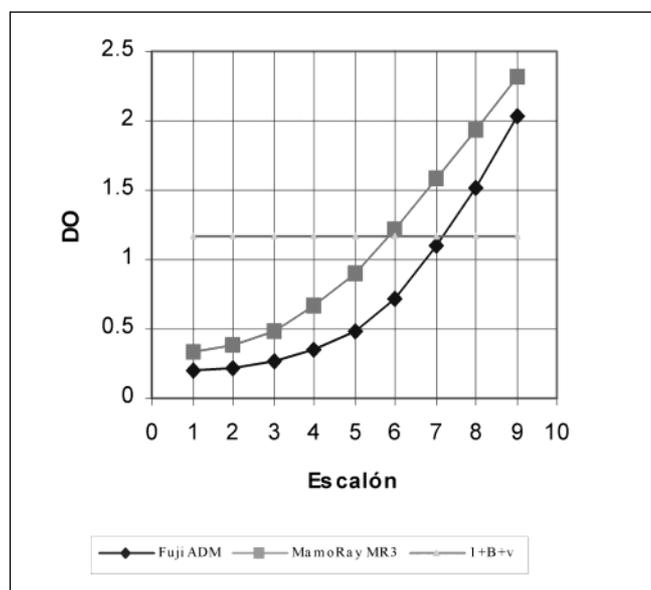


Fig. 2. Curvas características de las combinaciones de pantalla Fuji AD Mamoray MR3 y Fuji ADM. Las curvas se obtuvieron mediante la irradiación a 28 kV de una cuña calibrada.

Respecto a la influencia en la técnica radiológica aplicada, debe tenerse en cuenta que en unos casos (equipos G.E. Senographe DMR) es posible utilizar técnicas automáticas que seleccionan la combinación ánodo-filtro, el kV y los mAs en función de las características de la mama, mientras que en otros el operador selecciona la combinación ánodo-filtro y los kV (Siemens Mammomat 3000) o solamente los kV cuando sólo existe la combinación Mo-Mo. Así la diferencia del 30% en la DSE entre los dos equipos del centro A (G.E. Senographe DMR y Siemens Mammomat 3000) parece ser debida a que en el primero la combinación más frecuente ha sido Mo-Mo, con una media de 27,3 kV, mientras que el segundo utiliza Mo-Rh con 28,9 kV de media.

En un estudio realizado en el HCU "Lozano Blesa" en 1995⁸, se estimaron las DSE y DGM correspondientes a 110 mujeres. El equipo utilizado fue el G.E. Senographe 600T, con chasis Fuji, igual al actual pero con película Agfa Mamoray MR3. Para un espesor medio de mama de 5 cm, se obtuvieron unos valores medios de DSE por placa de 4,4 mGy y 0,8 mGy para la DGM, con una media de 29,1 kV y Mo-Mo. En la actualidad, el mismo equipo da unos valores que son casi el doble de aquellos, con una técnica similar (Tabla 3). Hecha la salvedad de que en aquel momento no se tuvo en cuenta la composición de la mama en el cálculo de la DGM, vamos a analizar las causas de esa diferencia. Comparando la curva característica de ambas combinaciones película-pantalla, se observa que la actual exige un 41% más de exposición que la que se usaba en aquel momento (Fig. 2). Por otra parte, la DO obtenida para el maniquí con la técnica estándar,

con la regulación actual del exposímetro, es ahora 1,42 DO frente al 0,82 DO del estudio anterior. Esta situación producirá, presumiblemente, imágenes clínicas de mayor DO, lo que justificaría en parte las mayores dosis.

A la vista de estos datos, parece que las mayores dosis dadas por el equipo G.E. Senographe DMR en el centro A se deben al uso de un sistema de imagen más lento. No obstante, se observa también la importancia que tiene sobre la dosis impartida la selección de la técnica más adecuada, ya que para los dos equipos del centro A, con igual sistema de imagen, la dosis en el que selecciona automáticamente ánodo-filtro y kV es un 30% superior a la del que los selecciona manualmente.

Conclusiones

La verificación experimental de las ecuaciones paramétricas da unos resultados comparables a los obtenidos por el propio Robson¹, confirmando su validez para la estimación de la dosis en mama, con unos errores medios inferiores al 2,1%. Las dosis estimadas en todos los casos se hallan por debajo de los valores de referencia establecidos. Los resultados obtenidos en el presente estudio reflejan la influencia de la velocidad del sistema de imagen en las dosis impartidas a las pacientes, que llega a ser hasta un 75% mayor en el equipo de sistema más lento. Por otra parte, se observa también que el uso de un equipo con diferentes combinaciones posibles de pista anódica y filtro y selección automática de técnica radiográfica no siempre imparte menores dosis de radiación a las pacientes.

Agradecimientos

Agradecemos a D. Óscar Martínez de la Fuente, del Departamento de Ingeniería Nuclear y Mecánica de Fluidos de la UPV, la colaboración prestada al facilitarnos los datos correspondientes a los mamógrafos del País Vasco.

Nota de los autores: Quienes deseen utilizar la hoja de cálculo para la estimación de dosis en mama pueden solicitarla a nuestra dirección de correo electrónico fpro-pr@hcu-lblesa.es

Referencias

1. Robson KJ. A parametric method for determining mammographic X-ray tube output and half value layer. *Br J Radiol* 2001;74:335-340.
2. Dance DR, Skinner CL, et al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *Phys Med Biol* 2000;45:3225-3240.

3. Underwood AC, Law J, et al. Short communication: kilovoltage measurement with rhodium target and filters on mammography X-ray machines. *Br J Radiol* 1996;69:769-773.
4. Zoetelief J, Fitzgerald M, Leitz W, Säbel M. European Protocol on dosimetry in mammography. EUR 16263. 1996.
5. Young KC, Burch A. Radiation doses received in the UK Breast Screening Programme in 1997 y 1998. *Br J Radiol* 2000;73: 278-287.
6. Rosenberg RD, Kelsey CA, et al. Computer-based collection of mammographic exposure data for quality assurance and dosimetry. *Med Phys* 2001;28:1546-1551.
7. Kruger RL, Schueler BA. A survey of clinical factors and patient dose in mammography. *Med Phys* 2001;28:1449-1454.
8. Rivas M A, Ruiz Manzano P. y cols. Estimación de dosis a pacientes en exploraciones mamográficas. X congreso Nacional de Física Médica. Salamanca 1995.

Estudio de dosis recibidas por pacientes pediátricos sometidos a Ablación con Radiofrecuencia

G. Martín, E. Corredoira, F. Benito*, R. Plaza, C. Huerga,
D. Serrano, M. Téllez de Cepeda, A. Serrada, J. Vidal

*Servicio de Radiofísica y Radioprotección. *Servicio de Cardiología. Hospital Universitario La Paz. Madrid.*

Resumen

Introducción y objetivos: La ablación con catéter mediante radiofrecuencia (RF) es un procedimiento terapéutico indicado para las taquicardias de significación clínica. Se realiza mediante control fluoroscópico requiriendo largos tiempos de escopia, por lo que la dosis de radiación recibida por el paciente tiene gran importancia, especialmente si se trata de pacientes pediátricos. El objetivo de este trabajo es establecer niveles de referencia locales de dosis en estudios electrofisiológicos con ablación por RF realizados en niños.

Material y métodos: Se ha realizado un estudio dosimétrico de 35 pacientes pediátricos sometidos a Ablación con RF mediante tres técnicas diferentes: producto dosis-área (PDA), dosímetros termoluminiscentes (TLDs) y película radiográfica.

Resultados: Para cada procedimiento se ha obtenido la dosis máxima en piel, tiempo de escopia, PDA, y curvas de isodosis con sus respectivas áreas. La media de la dosis máxima en piel, tiempo de escopia, PDA y área irradiada con una dosis superior a 200 mGy fue de 302 mGy, 193 s, 2.721 cGy.cm² y 95 cm² respectivamente. Se ha establecido una correlación entre la dosis máxima en piel frente al tiempo de escopia ($r=0,89$) y frente al PDA ($r=0,89$) y entre la tasa de dosis frente al peso del paciente ($r=0,83$).

Conclusiones: La dosis máxima en superficie de entrada (1,4 Gy) no ha superado el umbral de los efectos deterministas en piel. El PDA puede utilizarse como estimación fiable de la dosis máxima en piel en tiempo real. Con la película se puede evaluar el área de máxima irradiación.

Palabras clave: Ablación con radiofrecuencia. Dosis máxima en piel. Estudios electrofisiológicos. Dosimetría fotográfica. Producto dosis-área.

Abstract

Introduction and objectives: Cardiac Radiofrequency (RF) Catheter Ablation is a therapeutic procedure indicated for tachycardias of clinical significance. It is performed under fluoroscopic control involving extended fluoroscopy time, so that radiation dose to the patient is very important, especially in paediatric patients.

Materials and methods: A prospective dosimetric study was done with 35 paediatric patients during RF catheter ablation using three different methods: dose-area product (DAP), thermoluminescent dosimeters (TLDs) and radiographic film.

Results: In each procedure maximum skin dose, fluoroscopy time, DAP and isodose curves with its respective areas were obtained. Mean maximum skin dose, fluoroscopy time, DAP and irradiated area with a dose greater than 200 mGy were 302 mGy, 193 s, 2721 cGy.cm² and 95 cm², respectively. Correlation between maximum skin dose and fluoroscopy time ($r=0.89$), between maximum skin dose and DAP ($r=0.89$) and between dose rate and patient weight ($r=0.83$) were established.

Conclusions: The maximum skin dose at entrance surface (1.4 Gy) did not cross the threshold for skin deterministic effects. DAP can be used as a reliable estimation of maximum skin dose in real time. Area irradiated with the greatest dose can be evaluated by means of the film.

Key words: Cardiac Radiofrequency. Catheter Ablation. Maximum skin dose. Electrophysiologic studies. Film dosimetry. Dose-area product.

Introducción

En algunos procedimientos fluoroscópicos complejos, las dosis recibidas en la piel del paciente pueden superar el umbral de aparición de efectos deterministas¹. El au-

mento de la probabilidad de efectos estocásticos también debería tenerse en cuenta en este tipo de procedimientos, especialmente en pacientes pediátricos. Existen evidencias basadas en los supervivientes de las bombas de Iroshima y Nagasaki, que indican la inducción de cáncer radioinducido a bajas dosis de radiación². Tanto el Comité de los Efectos Biológicos de las Radiaciones Ionizantes³ como La Comisión Internacional de Protección Radiológica¹ han evaluado los riesgos de mortalidad por cáncer radioinducido por unidad de dosis en función de la edad a la exposición y muestran un aumento del riesgo al disminuir la edad a la que se produjo la exposición. Por tanto, exámenes que conllevan altas dosis de radiación en niños requieren cuidadosas consideraciones. Tanto la Radiología intervencionista (RI) como la Cardiología Intervencionista (CI) son dos especialidades en las que los pacientes son sometidos a las mayores dosis de radiación para propósitos diagnósticos^{4,5}. Uno de los primeros países en llamar la atención sobre los riesgos de las lesiones en piel causadas por la fluoroscopia fue los EEUU. En 1994 la FDA publicó un llamamiento alertando a los especialistas de RI y CI sobre las precauciones que debían tener en cuenta⁶. La Ablación con Radiofrecuencia es uno de los procedimientos en los que mayor dosis de radiación en la piel se registra de todos los estudios de CI. La revisión realizada por TB Shope⁷ analiza los datos de 21 casos de lesiones en piel de pacientes sometidos a procedimientos de RI de los cuales aproximadamente el 50% se deben a ablaciones. Según el Registro pediátrico de ablación con radiofrecuencia de la Sociedad Pediátrica de Electrofisiología Americana, entre 1991 y 1999 se registraron 7.600 ablaciones en niños⁸. La Ablación con Radiofrecuencia es la primera opción terapéutica para pacientes pediátricos con taquicardias de significación clínica⁹⁻¹¹. La mayoría de dichas taquicardias se deben a la existencia en el corazón de un circuito anatómico y electrofisiológicamente definido que depende para su funcionamiento de una zona crítica. Identificando el circuito mediante un estudio electrofisiológico y aplicando radiofrecuencia puede eliminarse la arritmia. La colocación de catéteres para registrar los potenciales eléctricos se realiza bajo control de escopia. Aunque se han hecho algunas estimaciones de dosis y análisis de riesgos en adultos sometidos a Ablaciones con Radiofrecuencia, en niños la bibliografía sobre las dosis recibidas en este tipo de procedimientos es escasa. Geise y cols. estiman las dosis por rendimientos en 9 pacientes pediátricos sometidos a Ablación con Radiofrecuencia¹². Nosotros hemos realizado un estudio dosimétrico con 35 pacientes pediátricos sometidos a Ablación con Radiofrecuencia en un centro de referencia para este tipo de estudios en España como es el Hospital Infantil de La Paz en Madrid, para establecer niveles de referencia de dosis como primera aproximación para poder aplicar métodos de optimización y reducción de dosis.

Material y métodos

Se ha realizado un estudio prospectivo de 35 pacientes pediátricos sometidos a Ablación con Radiofrecuencia durante septiembre de 2002 a marzo de 2003 en el Servicio de Cardiología, Unidad de Arritmias del Hospital Infantil del Hospital Universitario La Paz en Madrid. Todos los estudios fueron realizados en una misma sala por el mismo cardiólogo y personal de enfermería. En todos los casos se recogen datos de los pacientes que pudieran relacionarse con las dosis de radiación recibida; edad, peso, espesor y altura, así como patología y sustrato de arritmia. También se recogen datos relacionados con el procedimiento como la vía de abordaje.

Angiógrafo digital

Se ha utilizado un angiógrafo digital marca IRE modelo Hiris. El generador es marca IRE modelo Program 80 HF de alta frecuencia y tubo de rayos X de la misma marca modelo RTM101 HS de doble foco de 0,6 y 1,2 mm. El intensificador de imagen tiene tres tamaños de campo de 23, 17 y 12 cm. El modo de trabajo utilizado ha sido escopia pulsada a 3 pulsos/s y media carga con 60 mA por pulso y kilovoltaje ajustado automáticamente por el control automático de brillo (entre 50 y 80 kVp). La capa hemirreductora medida a 70 kVp es 2,98 mm de Al. Las tasas de entrada al intensificador y de entrada al paciente en el modo de trabajo habitual para los distintos tamaños de campo se muestran en las tablas 1 y 2.

Durante todos los estudios se utilizó rejilla antidifusora con factor 8:1, con 40 líneas/cm y focalizada a 90 cm. Las proyecciones utilizadas han sido la posteroanterior, oblicua lateral derecha y oblicua lateral izquierda.

El control automático de brillo del equipo se ha ajustado y ha sido optimizado para realizar estudios cardíacos exclusivamente en pacientes pediátricos.

Tabla 1. Tasa de entrada al intensificador medida con 1 mm de cobre a la salida del tubo de rayos X y medida con rejilla

Tamaño de campo (cm)	KVp	mA	Tasa(μ Gy/s)
23	51	60	0,22
17	52	60	0,26
12	54	60	0,38

Tabla 2. Tasa de dosis de entrada al paciente (medido con 20 cm de agua y a 30 cm del intensificador)

Tamaño de campo (cm)	KVp	mA	Tasa(mGy/min)
23	57	60	6,4
17	60	60	6,9
12	63	60	7,3

Dosimetría termoluminiscente

Para estimar la dosis superficie a la entrada se coloca una matriz de 30 dosímetros termoluminiscentes de fluoruro de litio TLD100 (Harshaw, Thermolectron, Co, Berkshire, UK). Cada dosímetro tiene un diámetro de 4,5 mm y 0,9 mm de espesor. Las dimensiones de la matriz son 8 cm x 6 cm colocando un dosímetro cada 2 cm tanto en la dirección vertical como horizontal. La matriz se centra simétricamente respecto a las mamilas de los pacientes, quedando dos filas de dosímetros por encima de los pezones, una en la línea media y otra debajo. En la fila de la línea media se colocan 10 dosímetros más para medir las dosis debidas a las proyecciones oblicuas. Los dosímetros se leen en un lector Universal Toledo (Vinten). El coeficiente de calibración Kerma en aire por cuenta se obtiene irradiando los dosímetros en el mismo equipo de rayos X utilizado para realizar los estudios electrofisiológicos. Las condiciones de irradiación fueron similares a las utilizadas en condiciones clínicas, con tensiones en un intervalo de 50 a 80 kVp, y las lecturas se compararon a las obtenidas con una cámara de ionización Radcal 10x5-60 con electrometro de la misma marca modelo 9015. La incertidumbre estimada de estas medidas está entre el 5 y el 15% con un nivel de confianza del 95%.

Medida del producto dosis-área (PDA)

Se coloca una cámara de transmisión Diamentor M3 (PTW, Freiburg, Alemania) a la salida del tubo de rayos X para medir el producto dosis-área. La cámara de transmisión integra el Kerma en aire sobre el área total del haz de rayos X. La respuesta de la cámara se corrige por comparación de las medidas realizadas con un monitor de radiación Radcal (RadCal Co, Monrovia, CA) 9015 y cámara de ionización Radcal 10x5-60 calibrada en fábrica. Este factor tiene en cuenta la atenuación de la camilla. La incertidumbre de la medida es del 10% con un nivel de confianza del 95%.

Dosimetría fotográfica

Se utilizan películas lentas de las empleadas para verificación de campos en radioterapia. Se ha escogido película en sobre Kodak X-Omat V de 31 cm x 41 cm colocada bajo la espalda del paciente¹³. Este tamaño y colocación de la película es el adecuado para este tipo de estudios, ya que recoge todo el campo de radiación sobre la espalda del paciente para las distintas proyecciones empleadas. La película es procesada automáticamente en una reveladora Kodak RP X-Omat sometida a programa de control de calidad. Se digitaliza mediante un escaner UMAX Powerlook 2100 XL con una resolución de 9600 dpi y rango amplio de densidad que permite escanear placas de hasta 30,48 cm x 43,18 cm. Para el estudio de las imágenes se utiliza un programa de análisis de placas diseñado para estudio de haces de radiación (Densirad 2.1 de Técnicas Radiofísicas, Zaragoza, España), que con la cali-

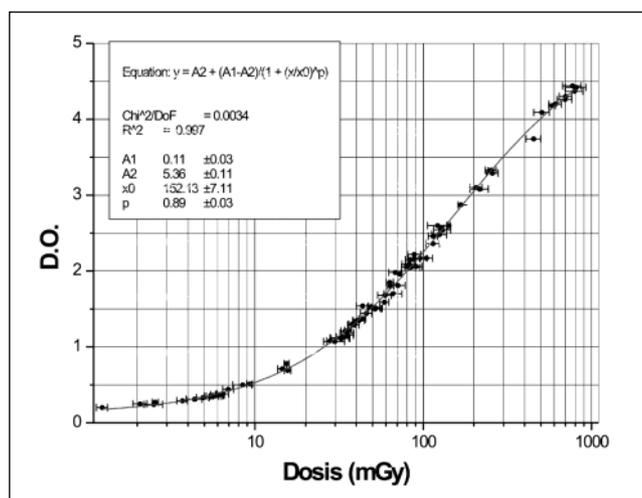


Fig. 1. Curva característica de la película Kodak X-Omat V.

bración adecuada nos proporciona un mapa de isodosis con sus respectivas áreas. En la figura 1 está representada la curva característica de la película empleada, con resultados similares a los obtenidos por Vañó y cols¹³. La desviación de las medidas de dosis obtenidas con la película con respecto a las obtenidas con los TLDs es menor de un 20%.

Resultados

Se adjuntan los resultados de los 35 casos realizados hasta ahora. Un 5,7% de los pacientes eran niñas y un 94,3% niños. El peso medio de los pacientes fue de 48 kg en un intervalo entre 110 y 6,8 kg y la edad media de 11 años en un intervalo entre 18 años y 6 meses. La media de la dosis máxima de entrada en superficie, tiempo de escopia, y PDA fue de 302 mGy, 193 s y

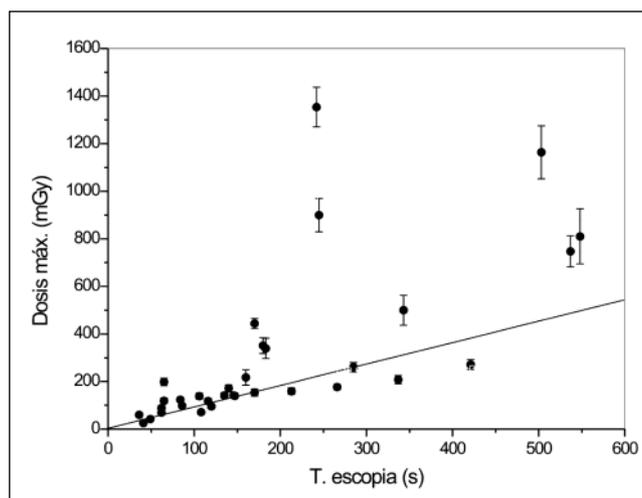


Fig. 2. Dosis máxima de entrada en superficie frente al tiempo de escopia para todos los pesos. $n = 35$, $r = 0,78$, $p < 0,0001$. La regresión ha sido forzada a pasar por el origen.

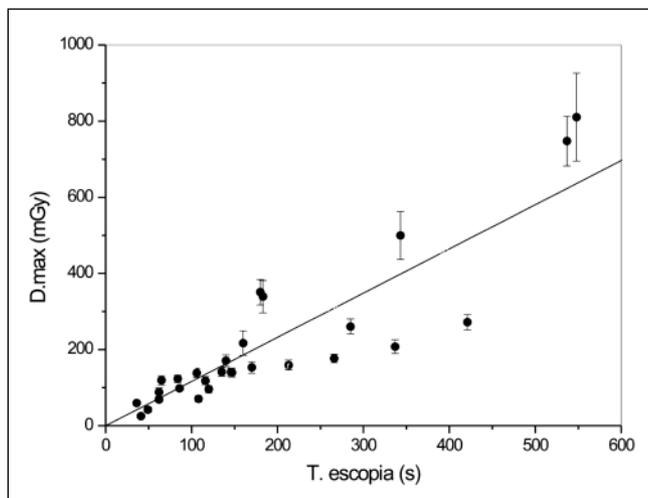


Fig. 3. Dosis máxima de entrada en superficie frente al tiempo de escopia para pacientes de pesos < 70 kg. $n = 28$, $r = 0,89$, $p < 0,0001$. La regresión ha sido forzada a pasar por el origen.

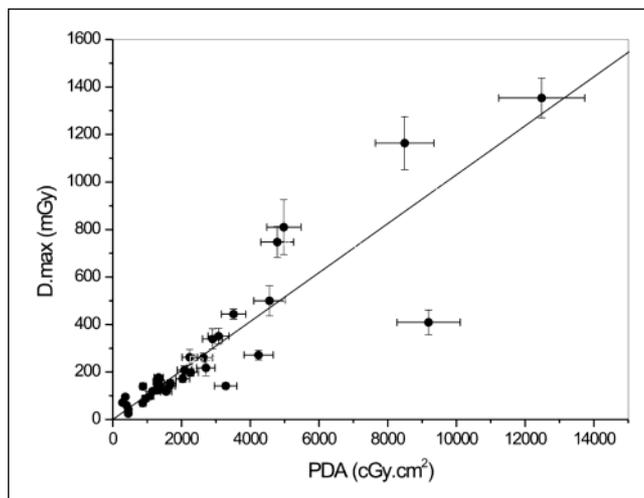


Fig. 4. Dosis máxima de entrada en superficie frente PDA. $n = 35$, $r = 0,89$, $p < 0,0001$. La regresión ha sido forzada a pasar por el origen.

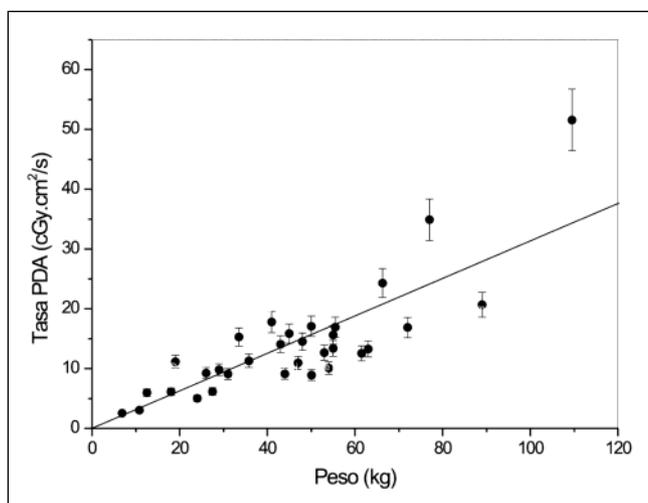


Fig. 5. Tasa de PDA en función del peso. $n = 35$, $r = 0,83$, $p < 0,0001$. La regresión ha sido forzada a pasar por el origen.

2.721 cGy.cm² con un máximo de 1.354 mGy, 548 s y 12.484 cGy.cm² respectivamente. En las figuras 2 y 3 se muestran los resultados de la dosis máxima frente al tiempo de escopia para todos los pacientes y para pacientes cuyo peso era inferior a 70 kg. El coeficiente de correlación de la figura 3 ($r = 0,89$) mejora notablemente con respecto al de la figura 2 ($r = 0,78$) debido a la exclusión de los pacientes con pesos superiores a 70 kg,

Tabla 3. Valores de referencia del producto dosis-área (PDA) (cGy.cm²)

Grupo de edad	Peso medio (kg)	Nº casos	Media PDA	3er cuartil PDA
> 10 años	59,6	24	3.279	3.879
5-10 años	28	7	2.166	2.360
1-5 años	14	3	549	640

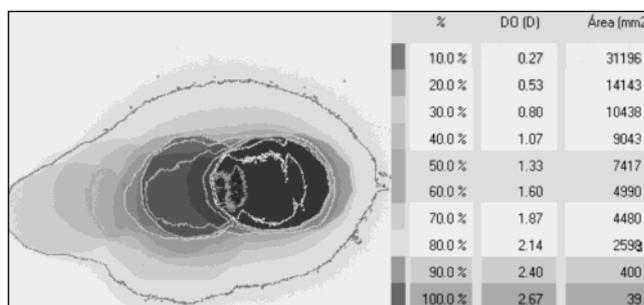


Fig. 6. Isodosis de un paciente sometido a AC con sus respectivas densidades ópticas y áreas irradiadas.

que no son representativos de los pacientes pediátricos¹⁴. En la figura 4 se muestran los resultados obtenidos de la dosis en superficie de entrada frente al PDA ($r = 0,89$) y en la figura 5 tenemos la representación gráfica de la tasa de PDA frente al peso, en la que observamos una correlación aceptable ($r = 0,83$). En la tabla 3 aparecen los resultados de los valores de referencia del PDA, tomados éstos en función del tercer cuartil y agrupados en rangos de edades según las recomendaciones de la Sociedad Europea de Radiología Pediátrica¹⁵. El grupo de edad inferior a 1 año no aparece ya que sólo se ha medido 1 caso.

Con la película radiográfica hemos podido comprobar que los TLDs estaban colocados en la zona de máxima irradiación, así como determinar el área total irradiada para una cierta dosis umbral.

En la figura 6 se representan las curvas de isodosis obtenidas en uno de los pacientes, así como las áreas correspondientes irradiadas. Tomando el promedio para todos los pacientes, el área irradiada de la piel con una dosis mayor de 200 mGy fue de 95 cm², y mayor de 100 mGy 124 cm². El área total irradiada con más de 10 mGy, fue de 430 cm². En la tabla 4 se muestran

Tabla 4. Áreas irradiadas: promedio \pm desviación estándar (rango). Expresadas en cm^2

Grupo de edad	Isodosis de 10 mGy	Isodosis de 100 mGy	Isodosis de 200 mGy
Todas las edades	412 \pm 198 (88-884)	124 \pm 73 (2-322)	95 \pm 67 (12-276)
> 10 años	453 \pm 171 (208-863)	136 \pm 70 (2-322)	100 \pm 67 (12-276)
5-10 años	458 \pm 212 (329-884)	123 \pm 78 (70-271)	81 \pm 73 (38-228)
1-5 años	141 \pm 55 (88-197)	37 \pm 37 (11-64)	0

las áreas que han recibido dosis mayores de 10 mGy, 100 mGy y 200 mGy para todas las edades y para los diferentes grupos de edades.

Conclusiones

La dosis máxima de entrada en superficie registrada en nuestro estudio (1,4 Gy) es inferior a la dosis umbral para la aparición de efectos deterministas en piel (2 Gy), pero dicho umbral se podría alcanzar en el caso de repetirse el estudio¹⁶. Un 28% de los pacientes fueron sometidos a un estudio previo y un 6% a dos. Como cabría esperar los valores medidos son muy inferiores a los publicados por McFadden y cols. en su estudio de 50 pacientes sometidos a Ablación con Radiofrecuencia con edades comprendidas entre 14 años y 84 años (media de 43 años)¹⁷. En él se obtuvo una media del PDA de 12.300 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ y de la dosis máxima de 810 mGy, frente a los 2.721 $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2$ y 302 mGy obtenidos en nuestro estudio de pacientes pediátricos. El PDA es el parámetro dosimétrico de referencia propuesto por la Comunidad Europea¹⁸ ya que permite estimar las dosis que recibe el paciente en exámenes complejos y no depende de la distancia al tubo de rayos X. Nos permite obtener una medida de la cantidad total de radiación empleada en un procedimiento sin interferir con el paciente ni con el estudio¹⁹. Debido al alto grado de correlación que existe entre el PDA y la dosis máxima medida con los TLDs, se puede tomar el valor del PDA como estimación de la dosis máxima de entrada en superficie en tiempo real, siempre que se traten pacientes en el mismo equipo y cuyo peso no supere los 70 kg. De esta forma, para los equipos que incluyan un medidor de PDA tal y como indica la Directiva Europea 97/43¹⁸, el cardiólogo podrá tener una indicación fiable de cuándo la dosis en piel se aproxima a un cierto nivel umbral durante el procedimiento y tomar alguna medida de reducción de dosis²⁰. Existe un cierto grado de correlación entre la tasa del PDA y el peso del paciente ($r=0,83$; figura 3), lo que implica que los pacientes de mayor peso tienen una clara tendencia a recibir mayor dosis en piel a iguales tiempos de escopia. La información obtenida con la dosimetría fotográfica sobre zonas y extensión de máxima irradiación puede ser de gran utilidad con respecto a la optimización en Protección Radiológica al paciente en

caso de que hubiera que repetir el procedimiento, ya que puede servir de ayuda para establecer un protocolo alternativo¹³.

Como ya se ha indicado el control automático de brillo del equipo está optimizado para realizar estudios cardíacos en pacientes pediátricos, por tanto las medidas de reducción de dosis se deben centrar en métodos basados en optimizar variables que el cardiólogo pueda controlar como distancia foco-piel, tiempo total de escopia, proyección utilizada, tamaño de campo. Actualmente muchos de los equipos incorporan métodos de reducción de dosis como puede ser la colimación a partir de la última imagen congelada sin irradiar al paciente, introducción de filtros de endurecimiento del haz y filtros semitransparentes en forma de cuña y sistemas que informen al médico sobre las dosis recibidas por el paciente. El poder retirar la rejilla antidifusora sin ayuda de herramientas, no siendo posible en el equipo utilizado, disminuiría la dosis en el caso de niños pequeños que generan poca radiación dispersa.

Referencias

1. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. Ann ICRP 1991;21:1-3.
2. Pierce D, Preston D. Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. Radiation Research 2000;154: 178-186.
3. BEIR V (Committee of the Biological Effects of Ionizing Radiations). Health effect of exposure to low level of ionizing radiation. Washington, DC: National Academy Press, 1990.
4. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation, UNSCEAR 1993 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. New York: United Nations, 1993:232-3.
5. Faulkner K, Teunen D, editors. Radiation Protection in interventional radiology. London: British Institute of Radiology, 1995.
6. US Food and Drug Administration (FDA). Avoidance of serious X ray induced skin injuries to patients during fluoroscopically-guided procedures. Med Bull 1994; 24:7-17.
7. Shope TB. Radiation induced skin injuries from fluoroscopy. Radiographics 1996; 16:1195-9.
8. Kugler JD, Danford DA, Houston KA, et al. Pediatric radiofrequency catheter ablation registry. Success, fluoroscopy time, and complication rate for supraventricular tachycardia: comparison of early and recent eras. Journal of Cardiovascular Electrophysiology 2002;13:336-341.
9. Lesh MD, Van Hare GF, Schamp DJ, et al. Curative percutaneous catheter ablation using RF energy for accessory pathways in all

- locations: Results in 100 consecutive patients. *J Am Coll Cardiol* 1992; 19:1303-1309.
10. Walsh EP, Saul JP, Hulse JE, et al. Transcatheter ablation of ectopic atrial tachycardia in young patients using radiofrequency current. *Circulation* 1992; 86:1138-1146.
 11. Case CL, Gillette PC, Oslizlok PC, et al. Radiofrequency catheter ablation of incessant, medically resistant supraventricular tachycardia in infants and small children. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:1405-1410.
 12. Geise RA, Peters NE, Dunnigan A, et al. Radiation Doses during pediatric radiofrequency catheter ablation procedures. *PACE* 1996;19:1605-1611.
 13. Vañó E, Guibelalde E, Fernández JM, et al. Patient dosimetry in interventional radiology using slow films. *The British Journal of Radiology* 1997;70:195-200.
 14. IPSM Institute of Physical Sciences in Medicine, National Protection Board College of Radiographers. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology. NRPB, 1992.
 15. Commission of the European Communities. Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics (CEC XII/307/91) (CEC. Brussels).1992.
 16. Wagner LK, Eifel PJ, Geise RA. Potential biological effects following high x-ray dose interventional procedures. *Journal of vascular and interventional radiology* 1994;5:71-84.
 17. McFadden SL, Mooney RB, Shepherd PH. X-ray dose and associated risks from radiofrequency catheter ablation procedures. *The British Journal of Radiology* 2002;75:253-265.
 18. Directiva europea 97/43 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;180:22-7.
 19. Patient dosimetry techniques in Diagnostic Radiology. B.F. Wall; R.M. Harrison; F.W. Spiers. The Institute of Physical Sciences in Medicine.1988. Report nº 53.
 20. Vañó E, Gonzalez L, Ten JI, et al. Skin dose and dose-area product values for interventional cardiology procedures. *The British Journal of Radiology* 2001;74:48-55.

Cálculo de dosis impartidas con equipos de tomografía computarizada (TC) sobre maniqués divididos en *voxels*. Validación preliminar de un programa de simulación basado en el método de Montecarlo

M. Salvadó i Artells¹, M. López Tortosa^{1,2}, J. J. Morant Echevarne², A. Calzado Cantera³

¹Física Médica, Universitat Rovira i Virgili, Reus. ²Servei de Protecció Radiològica, Universitat Rovira i Virgili, Reus.

³Física Médica, Departamento de Radiología, Universidad Complutense, Madrid.

Resumen

De las diferentes técnicas en radiodiagnóstico, las exploraciones con equipos de tomografía computarizada (TC) suponen la mayor contribución a la dosis colectiva. Con el fin de disponer de una herramienta para conocer las dosis impartidas mediante estudios de TC, hemos desarrollado y validado un programa de simulación para estimar dosis absorbida en volúmenes divididos en *voxels* usando técnicas de Montecarlo. En esta validación preliminar se han realizado estudios de dosis absorbida en aire, en maniqués cilíndricos de sección circular y elíptica, y en un maniqué antropomórfico, construidos a partir de sus propias imágenes de TC. El haz se ha simulado teniendo en cuenta los espectros de rayos X, la filtración total y reproduciendo la geometría concreta de irradiación para cada equipo utilizado. Mediante el código EGS4 se ha estimado la energía depositada en los *voxels* y, posteriormente, se han calculado los índices de dosis de TC central y periférico en los maniqués geométricos y la dosis en la vejiga como órgano testigo en el maniqué antropomórfico. Las medidas de dosis sobre los maniqués cilíndricos se han realizado mediante cámara lápiz y mediante 30 dosímetros de termoluminiscencia en el antropomórfico. La comparación entre los resultados medidos experimentalmente y los obtenidos mediante simulación muestra diferencias inferiores al 7% en todos los casos. El programa diseñado permite obtener resultados contrastados y puede ser una herramienta adecuada para analizar las dosis impartidas a pacientes individuales en cada equipo de TC concreto.

Palabras clave: Tomografía computarizada (TC). Montecarlo. Dosis pacientes. Maniqués dosimétricos. División en Voxels.

Abstract

Among the different radiodiagnostic techniques, computed tomography (CT) represents the major contribution to the collective dose. In order to have available a tool to assess and ascertain the imparted dose upon CT examinations, we have developed and validated a simulation program to obtain the absorbed dose in voxel-divided volumes, using Monte Carlo simulation methods. For this preliminary validation, simulations and measurements of radiation dose were conducted in air, within cylindrical phantoms of both circular and elliptic cross sections, and in an anthropomorphic phantom, with the simulations being made on volumes based on their own CT images. The radiation beam was simulated considering the X-ray spectra and the total filtration, and the concrete irradiation geometry for each scanner under study. Using the EGS4 code we have estimated first the radiation dose in the individual voxels; secondly, the dose CT indices for peripheral and central positions and the dose to bladder were estimated as well, the later being used to test organ doses in the anthropomorphic phantom. The dose measurements were performed by using a "pencil" ionisation chamber and 30 thermoluminescent dosimeters. The comparison between simulated and measured dose data shows differences below 7% in all cases. The designed program allows contrasted results to be achieved, and might be an adequate tool for the analysis of doses imparted to individual patients with different models of CT scanner.

Key words: Computerised tomography (CT). Montecarlo. Patient doses. Dosimetric mannikins. Voxel division.

Correspondencia: Marçal Salvadó i Artells, Física Médica. Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat Rovira i Virgili. Sant Llorenç, 21, 43201 Reus (Tarragona). E-mail: marsal@fmc.s.urv.es
Fecha de recepción: 6-10-2003
Fecha de aceptación: 24-11-2003

Introducción y objetivos

Durante los últimos cinco años se ha producido un gran desarrollo tecnológico en el equipamiento utilizado en tomografía computarizada (TC). Gran parte

de los nuevos modelos de equipos de TC incorporan tecnología multicorte, utilizan versiones avanzadas de *software* de reconstrucción y tratamiento de la imagen, amplían su campo de aplicación a nuevas áreas de la medicina y permiten modos de funcionamiento de ahorro de dosis. Por otra parte, el incremento del número de equipos de TC en funcionamiento y del número de exámenes realizados con fines diagnósticos hace que su contribución a la dosis efectiva colectiva supere el 35%¹.

La dosis impartida a los pacientes en exámenes de TC depende de la técnica utilizada, de las características del equipo (geometría, filtración, sistema detector, etc) y de la zona anatómica del paciente que es irradiada. Aunque las diferencias de dosis debidas exclusivamente a diferencias entre equipos han disminuido en los últimos modelos², es conveniente disponer de una herramienta para el cálculo de dosis tanto en aplicaciones convencionales como en las nuevas. Si se quiere realizar una estimación de dosis realista conviene tener en consideración tanto las características del equipo utilizado como la geometría y composición de la zona irradiada del paciente. Hay trabajos previos que han abordado el problema, algunos orientados a posibles aplicaciones de cálculo de dosis en radioterapia a partir de las imágenes de TC^{3,4}, y otros, más específicamente orientados al cálculo de las dosis recibidas por el paciente en TC^{5,6}. En cualquier caso, dada la evolución actual de los equipos (TC multicorte o escáner híbrido TC-PET) y de sus aplicaciones (cardiología, fluoroscopia o angiografía) estos programas permiten utilizar métodos *ad hoc* para estimar las dosis u otras magnitudes de interés.

El objetivo de nuestro trabajo ha sido desarrollar un programa de simulación basado en el método de Montecarlo que permita calcular dosis absorbidas en espacios de interés divididos en celdas o elementos de volumen (*voxels*) obtenidos a partir de las propias imágenes de TC, teniendo en cuenta la geometría del equipo, el modo de adquisición y los parámetros de irradiación. Dicho objetivo ha sido abordado operativamente en dos etapas sucesivas: diseño del programa propiamente dicho y validación del mismo mediante una comparación con resultados experimentales.

Material y métodos

La metodología seguida en el estudio puede esquematizarse en los siguientes pasos: 1) desarrollo y puesta a punto del programa de cálculo de las dosis; 2) realización de medidas dosimétricas en aire y en maniqués; 3) estimación mediante simulación de las magnitudes dosimétricas a partir de las imágenes de TC obtenidas durante las medidas; y 4) comparación y análisis de los resultados alcanzados por ambos métodos.

El programa TC-Dvox

Para realizar los cálculos de dosis mediante el método de Montecarlo hemos desarrollado el programa TC-Dvox cuyas características básicas son: a) utiliza el código EGS4⁷ para simular el transporte de fotones y electrones; b) permite considerar las características particulares de cada equipo de TC concreto (geometría, filtro de forma) y del modo de adquisición; y c) reconstruye volúmenes divididos en *voxels* y delimita zonas anatómicas de interés a partir de una secuencia de imágenes de TC.

La simulación del transporte de los fotones incluye los procesos relevantes en el rango de energías utilizado en los equipos de TC: dispersión coherente (Rayleigh), dispersión incoherente (Compton) y el efecto fotoeléctrico (creación de fotones fluorescentes o electrones Auger). En el proceso de transporte, cuando la energía de una partícula alcanza un valor igual o menor que uno prefijado, llamado energía de corte, cesa su transporte y se considera que es absorbida en el punto donde se encuentra, depositando localmente toda la energía cinética. En nuestro trabajo se ha fijado dicha energía de corte en 5 keV para los fotones y en 30 keV para los electrones producidos en cada interacción fotoeléctrica. El valor del ESTEPE (fracción máxima de pérdida de energía de los electrones permitida en procesos continuos) se ha fijado en el 1%, ya que este valor se considera adecuado para hacer una simulación realista de la retrodispersión sin elevar excesivamente los tiempos de cálculo⁸. Bajo estas premisas, en la simulación de cada historia -secuencia completa de procesos de interacción y transporte de cada fotón incidente y de las partículas secundarias que éste genera- se reproduce el transporte de las partículas hasta que su energía es menor que la energía de corte o hasta que salen fuera de la región de simulación.

La energía inicial de los fotones se escoge muestreando sobre la distribución energética del espectro generado para realizar la simulación. Para reproducir lo más fielmente posible dicho espectro, hemos usado un catalogo espectral reciente⁹, teniendo en cuenta los valores de los parámetros que definen la calidad del haz en los equipos con los que hemos trabajado: la tensión del tubo, el rizado de la tensión, el material y la angulación del ánodo, y la filtración primaria propia de cada equipo simulado. Estos dos últimos valores se han tomado de los datos especificados por el fabricante¹⁰.

En cuanto al funcionamiento del equipo de TC, se pueden simular series de adquisición axial o helicoidal. Para reproducir el movimiento rotacional del tubo se ha tomado un número discreto (y variable) de posiciones angulares para el punto inicial de cada historia. El incremento angular viene dado por el cociente entre el número total de historias que se simulan y el número de vueltas que se reproducen. Este incremento angular es suficientemente pequeño ($\sim 1,2 \cdot 10^{-3}$ grados) como para considerar que, en el modelo aplicado, el movimiento del tubo es prácti-

camente continuo. Asimismo, se ha diseñado el programa para que este punto inicial también pueda reproducir una traslación en el eje Z, introduciendo la rotación del tubo simultáneamente al desplazamiento de la mesa, con el valor del factor de paso (*pitch*) adecuado, por lo que resulta un movimiento helicoidal que reproduce el movimiento de la mesa.

De esta forma podemos asignar a cada nueva historia su posición tridimensional, sus cosenos directores, la energía inicial de la partícula y su atenuación en el filtro de forma para poder realizar la simulación.

A partir de las imágenes obtenidas con un equipo de TC hemos abordado el proceso de división del espacio de interés en *voxels*. Con la finalidad de disponer de un número de *voxels* adecuado para la correcta delimitación de las zonas de interés sin necesitar una elevada utilización de memoria RAM, las imágenes obtenidas con distintos equipos de TC (512 x 512 píxeles) son reducidas, reemplazando cada 2 x 2 píxeles por su valor medio, a un tamaño de matriz de 256 x 256 píxeles en todos los casos. Para simular por completo el cuerpo irradiado hemos unido las "rodajas" que incluyen estos *voxels* hasta alcanzar un "volumen total irradiado" con un espesor en el eje Z mayor o igual que 15 cm. Asignando a cada *voxel* el número medio de TC del píxel correspondiente obtenemos una matriz cuyos valores numéricos están correlacionados con el coeficiente de atenuación del material que forma el *voxel*. La delimitación de zonas de interés es realizada automáticamente por el programa agrupando los *voxels* contiguos cuyo número de TC está dentro del rango de valores asignado a cada uno de los materiales. Para simplificar este proceso, el número de materiales empleados ha sido reducido a cuatro: polimetil metacrilato (PMMA), agua, aire y hueso. A partir de la composición química de los materiales, y con la ayuda del preprocesador PEGS4, se han obtenido las respectivas secciones eficaces y densidades electrónicas para cada material utilizado durante la simulación^{11,12}.

La simulación de la emisión de fotones del tubo y del transporte de fotones y electrones a través del volumen dividido en *voxels*, ha permitido obtener el valor de la energía absorbida en cada uno de los *voxels* teniendo en cuenta tanto la radiación directa del haz como la dispersa producida en el conjunto del volumen. Los valores de dosis promedio en cada una de las regiones de interés se obtuvieron como:

$$D_{\text{región}} = \frac{\sum_{i \in \text{región}} (E_i)}{\sum_{i \in \text{región}} (\rho_i \times v_i)} \quad (1)$$

donde E_i es la energía depositada en cada *voxel* incluido en la región de interés, ρ_i es la densidad del material en cada *voxel* y v_i es el volumen del *voxel* i -ésimo. En el caso particular que la región de interés esté formada por todos los *voxels* de un mismo corte o rodaja axial del ma-

niquí, la expresión (1) nos da una estimación de la dosis promedio por corte o rodaja.

Las incertidumbres asociadas con las dosis promedio se han estimado bien con la varianza de *voxel* o bien con la varianza de la región de interés. En el primer caso los valores reflejan las fluctuaciones *voxel* a *voxel* en el depósito de energía; en el segundo las fluctuaciones entre elementos de volumen se compensan y dan lugar a incertidumbres de cálculo menores. En ambas opciones hemos trabajado historia a historia sin agrupar en lotes.

Todas las simulaciones se han realizado en un ordenador con una placa base Intel Processor Pentium IV con 1 GB de memoria RAM, 60 GB en disco duro y procesador de 3.0 GHz de velocidad de reloj. Se ha utilizado el sistema operativo Microsoft Windows 2000 Profesional, y un compilador FORTRAN 77 de Lahey Computer Systems. Las imágenes de TC han sido grabadas en formato DICOM para su lectura y tratamiento en el ordenador personal.

Medidas dosimétricas

Hemos realizado medidas de dosis en dos modelos diferentes de equipos de TC, HiSpeed LX/i (General Electric Medical Systems, Milwaukee, USA) y Helicat II (Elscint / Philips, Eindhoven, Holanda). La magnitud dosimétrica de referencia utilizada preferentemente ha sido el índice de dosis de TC (CTDI)¹³ y, en particular, los índices de dosis de TC en aire (CTDI_{aire}), y el índice de dosis de TC integrado en 100 mm (CTDI₁₀₀), medido en el centro (CTDI_c) y en las posiciones periféricas (CTDI_p) de maniqués^{14,15}. Estas medidas han proporcionado, además de valores experimentales de dosis, las imágenes de TC que han servido como base para la división en *voxels*.

Las medidas del CTDI_{aire} se han realizado en el isocentro. El resto, utilizando, respectivamente, dos maniqués cilíndricos de PMMA, de secciones circular y elíptica, y un maniqué antropomórfico. Los maniqués cilíndricos tienen ambos una altura de 15 cm. El de sección circular, de 32 cm de diámetro, tiene cinco cavidades, una central y cuatro en la periferia, que permiten realizar medidas dosimétricas. El de sección elíptica, cuyos ejes miden 20 y 32 cm, dispone de una cavidad central y doce en la periferia. El maniqué antropomórfico *Remab* (Anderson Research Laboratory, NY, USA), está construido en *plexiglas* sobre un esqueleto humano, puede ser rellenado con agua, y presenta diferentes compartimentos que semejan órganos así como cavidades para insertar dosímetros¹⁶. En la Fig. 1a se muestran imágenes de TC correspondientes a secciones axiales de los dos maniqués cilíndricos y de la zona pélvica del maniqué antropomórfico. Como puede apreciarse en las imágenes, en los maniqués cilíndricos se han dejado libres las cavidades de medida con la finalidad de mostrar su posición en el maniqué.

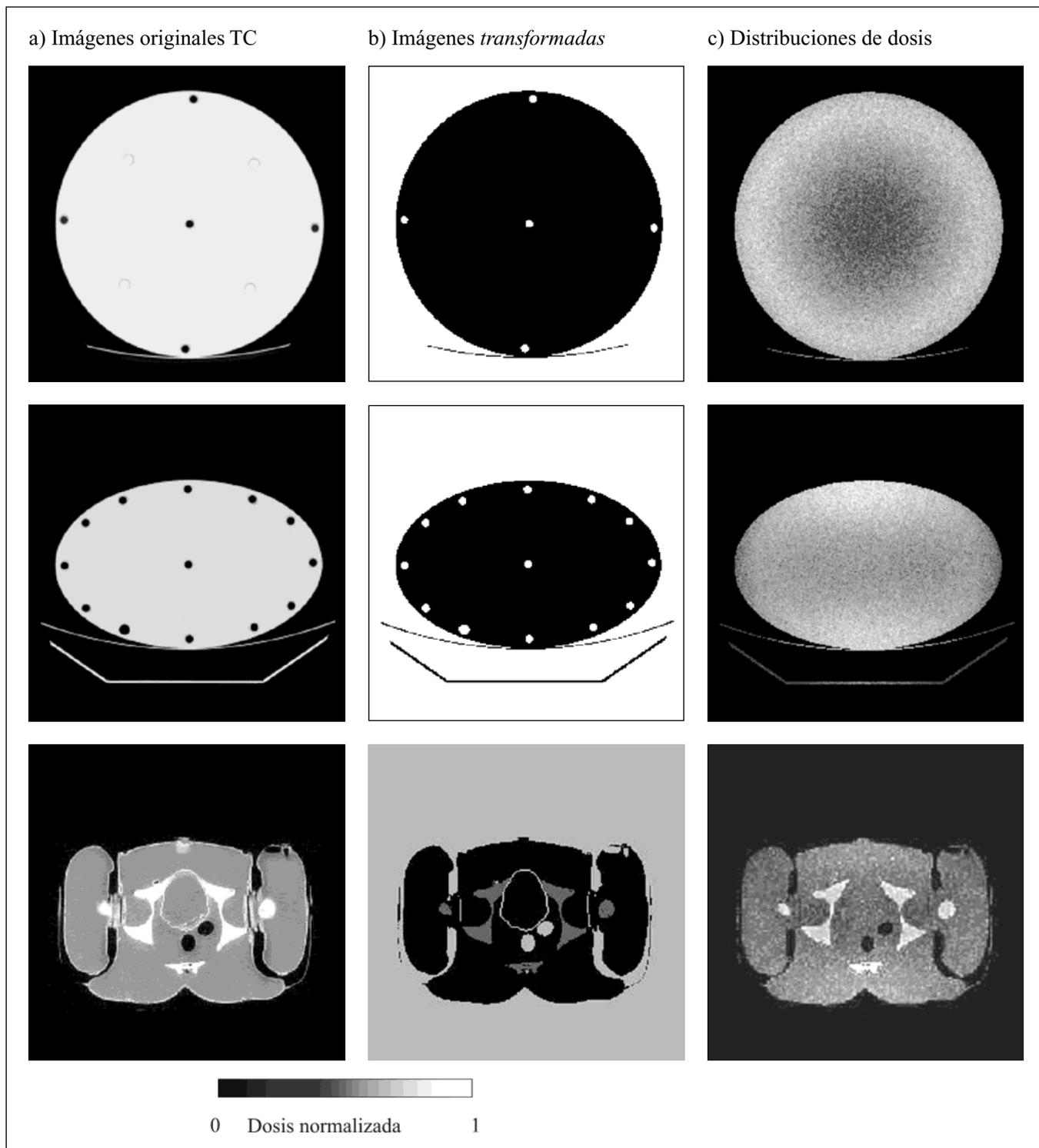


Fig. 1. Esquema de la evolución de nuestro trabajo sobre las imágenes de maniqués: a) Imágenes axiales de TC de cada uno de los maniqués empleados en el estudio, b) Imágenes transformadas con una resolución de 256 x 256 píxeles, y c) Distribuciones de dosis y escala relativa de grises.

Para realizar las medidas en aire en el isocentro y en las cavidades de ambos maniqués cilíndricos hemos utilizado una cámara de ionización tipo *lápiz* Radcal 20x5-3CT con un electrómetro Monitor Radcal 2026 (Radcal, Monrovia, USA) con 10 cm de longitud activa. Las medidas de dosis en órganos sobre

el maniqué antropomórfico Remab, se realizaron mediante dosímetros termoluminiscentes (TL) de fluoruro de litio, LiF TLD-100 (Harshaw, Ohio, USA) calibrados para las calidades de haz utilizadas (rayos X generados a 120 y 140 kVp y filtración en el intervalo 9-10 mm Al).

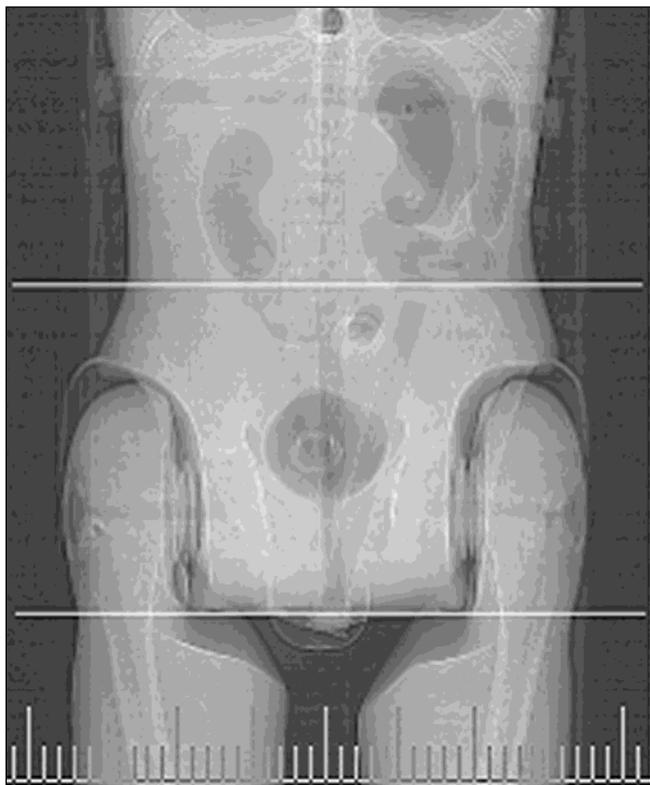


Fig. 2. Imagen del maniquí antropomórfico y posición de los cortes extremos.

Las lecturas de la cámara lápiz medidas en aire se obtuvieron con un equipo GE HiSpeed LX/i, realizando cortes axiales de 10, 7, 5, 3, 2 y 1 mm de espesor, con una carga del tubo de 300 mAs y dos valores de tensión del tubo (120 y 140 kVp). Las medidas dosimétricas en las cavidades central y periféricas de los maniqués cilíndricos se obtuvieron con el mismo equipo realizando cortes axiales de 10 mm, una carga del tubo de 300 mAs y empleando dos valores de tensión distintos (120 y 140 kVp). Con las lecturas de estas medidas, corregidas por presión y temperatura, hemos calculado los valores del índice ponderado de dosis de TC ($CTDI_w$) en los maniqués, magnitud que da asimismo una indicación del valor promedio de la dosis en la sección axial completa^{14,15}. La expresión utilizada ha sido la misma para ambos maniqués cilíndricos ($CTDI_w = 1/3 CTDI_c + 2/3 CTDI_p$). Los valores de dosis se han expresado en mGy, en términos de dosis-aire.

Las incertidumbres asociadas con la medida indirecta de los índices de dosis son difíciles de precisar, por lo que se han acotado teniendo en cuenta las diferentes fuentes de incertidumbre (principalmente en la calibración del conjunto cámara-electrómetro, el posicionamiento de la cámara, el posicionamiento de los maniqués, las correcciones por presión y temperatura, y las variaciones en la salida del haz de rayos X).

Se utilizó el equipo Elscint HeliCAT II para realizar un examen de pelvis sobre el maniquí antropomórfico Remab con un barrido helicoidal de 22 cm, desde crestas

ilíacas hasta sínfisis púbica, con una tensión de 120 kVp, una carga de tubo de 150 mAs por rotación, colimación del haz de 10 mm y un factor de paso igual a 1. En la Fig. 2 puede verse la radiografía de planificación del estudio con los cortes extremos del mismo. Entre los órganos irradiados directamente, elegimos la vejiga como tejido testigo porque es el que recibe la dosis mayor y se puede delimitar gráficamente con facilidad en el centro del volumen irradiado. En ella se alojaron 30 dosímetros en contacto con su superficie interna, dispuestos en pilas de 5 dosímetros cada una. Hemos tomado como estimación de la dosis equivalente promedio en el tejido el valor medio de la lectura de los dosímetros. En cuanto a la incertidumbre asociada con este valor, hemos agrupado por lotes las incertidumbres de lectura de cada dosímetro y se han combinado las varianzas de cada lote para obtener una estimación de la varianza de la dosis absorbida en promedio en la "vejiga" del maniquí antropomórfico.

Cálculo sobre las imágenes de los maniqués

La estimación por simulación de las dosis sobre las imágenes divididas en *voxels* de todos los procesos se realizaron según lo descrito previamente. Los valores del $CTDI_{aire}$ se obtuvieron sobre las imágenes divididas en *voxels* de la propia cámara de ionización en aire -que incluía también la caperuza de equilibrio electrónico de PMMA- y seleccionando los elementos que componen la cavidad de medida. De modo similar, se ha realizado este mismo cálculo con la cámara insertada en cada una de las cavidades de los maniqués cilíndricos. Los valores así calculados han servido para obtener los índices de dosis ($CTDI_{aire}$, $CTDI_c$ y $CTDI_p$) y compararlos con los medidos. Finalmente, con los valores de los índices central y periférico se ha calculado el índice ponderado de dosis de TC, $CTDI_w$, y con los valores de dosis en cada *voxel*, la dosis media por "rodaja" de los maniqués cilíndricos.

Para calcular la dosis equivalente media en la "vejiga" del maniquí Remab hemos seleccionado la parte correspondiente a dicho órgano en todas las imágenes contiguas en las que aparece y hemos calculado el valor medio de las dosis en los elementos de volumen que componen dicho tejido en el volumen irradiado para el barrido de la zona pélvica completa. Ese valor se ha comparado con el obtenido en las medidas.

En las simulaciones sobre los maniqués cilíndricos los materiales considerados han sido PMMA y aire, mientras que para el maniquí antropomórfico se utilizó hueso, agua y aire. En la Fig. 1b se muestran, en escala de grises, las imágenes resultantes de este proceso aplicado a los tres tipos de maniqués. Dado que las secuencias de imágenes se obtuvieron con una anchura de corte de 10 mm en los maniqués cilíndricos y el intervalo de reconstrucción fue de 5 mm en el maniquí antropomórfico, y teniendo en cuenta el tamaño de la matriz y los valores del campo de visión (FOV), las dimensiones de los

voxels utilizados fueron 1,48 x 1,48 x 10 mm en el primer caso y de 1,68 x 1,68 x 5 mm en el segundo.

Resultados

Comparación de los índices de dosis en aire y en los maniqués cilíndricos

En la Tabla 1 se muestran los valores medidos experimentalmente y los estimados a partir de la simulación del CTDI_{aire} para la gama de espesores de corte 1-10 mm y tensiones del tubo de 120 y 140 kVp, así como las diferencias relativas porcentuales entre ambos.

En la Tabla 2 se muestran los resultados de los valores del CTDI_w calculados a partir de los valores obtenidos con la cámara de ionización (medidos experimentalmente y estimados con la simulación) y su discrepancia relativa porcentual, para los dos maniqués cilíndricos y para dos calidades del haz (120 y 140 kVp). También se muestra el promedio de dosis en la sección axial central, y su discrepancia relativa porcentual respecto el valor medido del CTDI_w. Para completar la información hemos representado comparativamente los valores calculados y medidos del CTDI₁₀₀ en el centro y las posiciones periféricas de ambos maniqués en la Figura. 3. Las barras de error representan la desviación típica de los valores obtenidos mediante simulación, y de los valores obtenidos en las medidas que pueden acotarse en torno a un 5-7%, teniendo en cuenta tanto las incertidumbres asociadas con la lectura como las provenientes de otras fuentes, como el posicionamiento o las variaciones de respuesta en función de la calidad del haz.

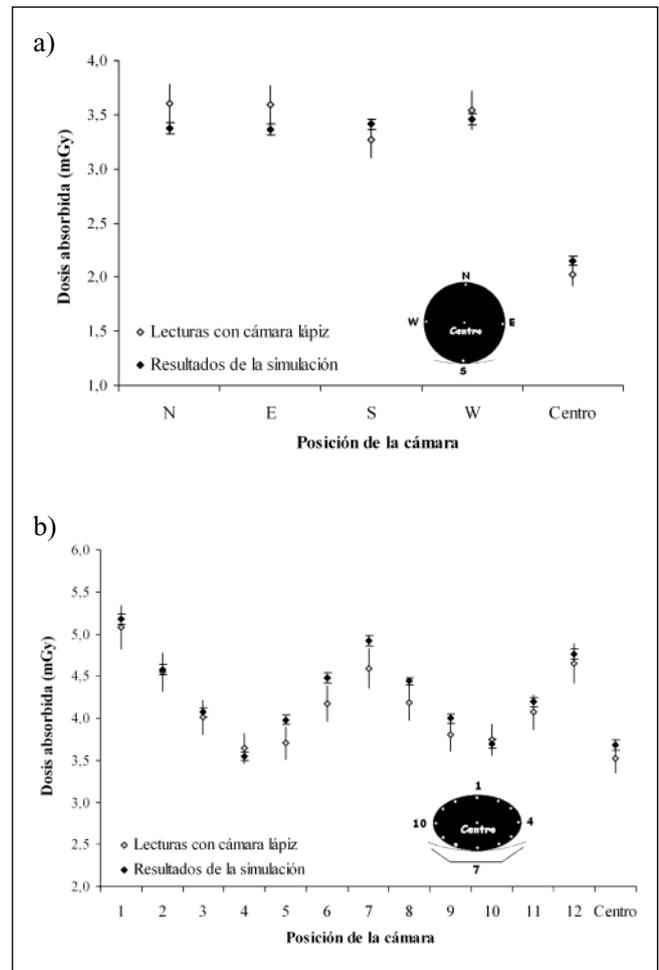


Fig. 3. Valores medidos y simulados correspondientes a las ubicaciones de la cámara en el maniqué de sección circular (a) y en el maniqué de sección elíptica (b), ambos a 140 kVp.

Tabla 1. Valores medidos y simulados del CTDI_{aire} y diferencia relativa porcentual entre ambos

Anchura de corte (mm)	CTDI _{aire} (mGy) a 120 kVp			CTDI _{aire} (mGy) a 140 kVp		
	Medido	Simulado	Δ (%)	Medido	Simulado	Δ (%)
10	67,8	68,4	0,9	94,0	96,5	2,7
7	67,1	67,7	0,9	92,7	95,9	3,5
5	66,2	68,5	3,5	91,8	96,6	5,2
3	65,3	66,9	2,5	90,4	96,6	6,9
2	66,3	67,7	2,1	91,8	97,1	5,8
1	73,4	68,4	-6,8	101,7	96,1	-5,5

Tabla 2. Valores medidos, valores simulados y diferencia relativa porcentual entre ambos del CTDI_w medidos en el maniqué de sección circular y en el maniqué de sección elíptica a 120 y 140 kVp. También se muestra el valor de la dosis promedio en la sección axial completa del maniqué, y la diferencia relativa porcentual con el valor del CTDI_w medido

Maniqué	Tensión del tubo (kVp)	CTDI _w (mGy)			Dosis promedio en la sección (mGy)	
		Medido	Simulado	Δ (%)	en la sección (mGy)	Δ (%)
Circular	120	21,1	20,1	-5,1	20,1	-4,8
Circular	140	30,1	29,8	-0,8	30,6	1,7
Elíptico	120	27,6	27,4	-0,7	27,6	-0,2
Elíptico	140	39,6	41,1	3,7	41,8	5,5

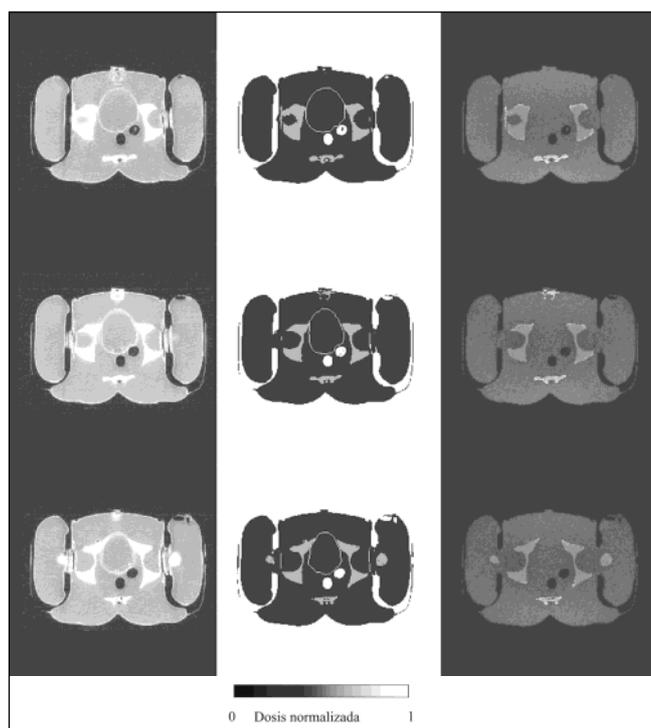


Fig. 4. Secuencia parcial de imágenes de TC, imágenes divididas en voxels y mapa de dosis en el estudio de pelvis.

Comparación de los valores de dosis en la vejiga en el estudio de pelvis sobre maniqué antropomórfico

En la Fig. 4 se observan, a modo de ejemplo, algunas de las imágenes TC obtenidas del equipo junto con sus correspondientes imágenes divididas en voxels. Se puede apreciar la buena delimitación de las distintas zonas anatómicas, y de la vejiga en particular, que conforman cada corte axial del maniqué antropomórfico. La dosis absorbida en vejiga obtenida mediante simulación fue de $10,5 \pm 0,1$ mGy y supone una diferencia del 9% frente a los $11,6 \pm 0,7$ mGy obtenidos mediante dosimetría TL. Las lecturas de los dosímetros han estado comprendidas entre 8,7 y 15,3 mGy, con una desviación típica de 2,0 mGy.

Discusión

La diferencia relativa máxima entre los valores obtenidos por simulación y los medidos experimentalmente del índice de dosis en aire fue inferior en valor absoluto al 7% en todos los casos. En general las diferencias son menores para la tensión del tubo de 120 kVp que para 140 kVp. Al realizar las simulaciones con el espectro energético correspondiente a una tensión del tubo de 120 kVp se observa que alrededor del 9% de las interacciones son debidas al efecto fotoeléctrico, la dispersión Compton supone el 84% de las interacciones y el 7% es debido a disper-

sión Rayleigh¹⁷. Cuando simulamos el espectro energético correspondiente a 140 kVp se observó que la proporción de interacciones fotoeléctricas disminuyó en un 10% que pasaron a ser interacciones Compton, lo que contribuye a aumentar la diversidad de modos de reparto de energía de los electrones y por ello aumentar las fluctuaciones estadísticas de los resultados de dosis.

Si exceptuamos el espesor de corte de 1 mm, las diferencias entre los valores medido y calculado fueron iguales o inferiores al 3,5% para todos los espesores de corte con 120 kVp, mientras que la cota máxima para las diferencias con 140 kVp y todos los espesores de corte mayores que 1 mm subió hasta casi el doble (6,9%). En el caso de espesor de corte de 1mm, las diferencias por defecto obtenidas al simular la irradiación para ambos valores de tensión son explicables, ya que en la práctica la colimación primaria (pre-paciente) del haz suele ser mayor que 1 mm¹⁰, por lo que al simular se suele subestimar el número de fotones que llegan al paciente.

En cuanto a los resultados con los maniqués geométricos, las diferencias relativas entre los valores calculados y medidos del $CTDI_w$ están comprendidas en valor absoluto entre el 0,7 y el 5,1%. Los valores obtenidos mediante simulación en las posiciones inferiores de los maniqués (Fig. 3) son sistemáticamente mayores que los medidos, ya que en la simulación no se ha tenido en cuenta la presencia de la mesa. Si se comparan los valores de la dosis promedio en la sección con los de medida del índice ponderado de dosis de TC, las diferencias relativas van desde un 0,2% por defecto hasta el 5,5% por exceso en el caso del maniqué de sección elíptica y haz generado a 140 kVp. Este caso puede dar lugar a una revisión del procedimiento empleado, ya que hemos calculado el índice ponderado de dosis de TC ($CTDI_w$) mediante la misma expresión para ambos maniqués cilíndricos con independencia de su sección (circular o elíptica). Hay que tener en cuenta que el mapa de dosis es diferente según el maniqué que se utilice, como puede verse en la Fig. 1c, o como se puede deducir del valor de la relación $CTDI_c/CTDI_p$, que fue aproximadamente del 60% en el caso del maniqué circular y del 80% en el maniqué elíptico. Por esto, para obtener el índice ponderado de dosis de TC con el maniqué elíptico, los factores de ponderación a aplicar al centro y la periferia tienen que ser diferentes de los empleados con el maniqué circular (1/3 y 2/3). Si se realiza un ajuste al valor de dosis promedio en la sección con los valores calculados para el maniqué elíptico en el centro y la periferia, se obtiene con una buena aproximación 1/5 y 4/5, para el centro y la periferia, respectivamente. Aplicando dichos coeficientes para obtener el $CTDI_w$ en el maniqué elíptico, las diferencias relativas cambian al 2% para 120 kVp y al 0,4% para 140 kVp. En conjunto, se puede afirmar que los valores calculados tanto del $CTDI_w$ como de los índices $CTDI_c$ y $CTDI_p$, presentan diferencias aceptables con los valores medidos.

En lo que concierne a la comparación entre las dosis calculadas y medidas en la vejiga para el estudio de pelvis sobre el maniquí antropomórfico, la diferencia relativa (9%) entre ambas parece compatible con la dispersión de valores de los dosímetros (8,7- 15,3 mGy) y con las incertidumbres estadísticas de ambos procedimientos. Esta dispersión está relacionada probablemente con las diferencias de atenuación de los fotones en su camino hacia la vejiga. En la Fig. 4 puede apreciarse cómo los espesores de hueso que atraviesa el haz varían en función del ángulo y de la posición del corte. Por todo lo dicho puede concluirse que la diferencia encontrada entre los valores de dosis calculados y medidos en la vejiga es aceptable.

En todas las simulaciones se ha optado por un criterio conservador al seleccionar cada uno de los parámetros del programa, ya que se ha visto que algunos de los valores elegidos para los parámetros son susceptibles de un refinamiento posterior. Así, por ejemplo, el número de historias simuladas por cada rotación del tubo se ha fijado con independencia de la complejidad del problema a simular, y un análisis posterior ha mostrado unas incertidumbres estadísticas menores que el 2%, que se han considerado aceptables para nuestro estudio. Hemos escogido dicho valor hasta fijarlo en $3 \cdot 10^6$ historias por cada rotación del tubo que, como es sabido, afecta tanto al tiempo de cálculo como a la incertidumbre estadística de los resultados.

Algo similar puede argumentarse sobre la optimización de la energía de corte de los electrones, ya que en la simulación prácticamente en ningún caso el electrón se transporta a un *voxel* contiguo, por lo que se podría aumentar dicho valor de corte hasta que los electrones sean producidos y absorbidos en el *voxel* donde se generan. En estas condiciones relativamente poco optimizadas hemos trabajado con unos tiempos aproximados de $14 \cdot 10^{-5}$ s por cada historia simulada. Se supone que refinamientos posteriores permitirán disminuir los tiempos de cálculo.

En la simulación de la rotación del haz alrededor del isocentro, una opción no utilizada, pero que puede presentar ventajas sobre la aquí descrita, sería muestrear aleatoriamente la posición angular y relacionarla con la posición de la camilla. De este modo, previsiblemente, se podría evitar correlaciones u otros sesgos asociados con el uso de intervalos angulares constantes.

Conclusiones

Las imágenes de TC permiten obtener espacios de interés divididos en *voxels* que contienen información suficientemente precisa para llevar a cabo estimaciones de dosis absorbidas mediante simulación utilizando el método de Montecarlo. Ambos procesos, el tratamiento de las imágenes de TC para la construcción de volúmenes divididos en *voxels* y la simulación de los procesos de irradiación, han podido ser realizados en un ordenador personal.

Hemos comparado los resultados de dosis obtenidos mediante el programa de simulación TC-Dvox con las estimaciones realizadas a partir de la utilización de cámaras de ionización o dosimetría TL. El análisis de las diferencias y de las incertidumbres atribuidas a los resultados ha mostrado la compatibilidad de los resultados alcanzados por ambas vías. Además, el programa se muestra como herramienta eficaz para analizar los parámetros que influyen en la distribución de dosis. Por ello, podemos afirmar que el programa TC-Dvox, en su versión preliminar, es válido para:

- Reproducir adecuadamente la geometría y los distintos modos de adquisición de equipos TC.
- Realizar estimaciones de dosis impartidas sobre objetos de distinta forma y composición mediante su división en *voxels* obtenida a partir de imágenes de TC de estos objetos.
- Analizar la influencia de la utilización de diferentes parámetros geométricos, del haz, o relacionados con los modos de adquisición del equipo, en las dosis impartidas.

Agradecimientos

A los servicios de Radiodiagnóstico del Hospital Sant Joan de Reus y del Hospital Universitari Joan XXIII de Tarragona, por su ayuda en la realización de las medidas y en la grabación de imágenes.

Referencias

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation UNSCEAR 2000. Annex D: Medical radiation exposures.
2. Shrimpton PC, Edyvean S. CT scanner dosimetry. Br J Radiol 1998; 71: 1-3.
3. Rogers DWO, Bielajew AF, Mackie TR, Kubsad SS. The OMEGA project: treatment planning for electron-beam radiotherapy using Monte Carlo techniques. Phys Med Biol 1990; 35 (abs): 285.
4. Mora GM. Application of Monte Carlo simulation techniques in clinical radiation therapy dosimetry. PhD Thesis 2001. Universidade de Lisboa.
5. Schmidt B, Kalender WA. A fast voxel-based Monte Carlo method for scanner- and patient- specific dose calculations in computed tomography. Physica Medica 2002; XVIII: 2.
6. Jarry G, DeMarco JJ, Beifuss U, Cagnon CH, McNitt-Gray MF. A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models. Phys Med Biol 2003; 48: 2645-2663.
7. Nelson WR, Hirayama H, Rogers DWO. The EGS4 Code System. Stanford Linear Accelerator Center. 1985; Report SLAC-265. Stanford University.
8. Jeraj R, Keall PJ, Ostwald PM. Comparisons between MCNP, EGS4 and experiment for clinical electron beams. Phys Med Biol 1999; 44: 705-17.
9. The Institute of Physics and Engineering in Medicine IPeM. Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and other Data. 1997; Report No. 78.
10. Nagel H D (editor). Radiation exposure in computed tomography. CTB Publications. 2002.

11. Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-Ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients. 1996; U.S. Secretary of Commerce on behalf of the United States of America. Disponible en <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>
12. Karr JL, Bielajew AF. PIF (Prepare Input File for PEGS4). National Research Council of Canada. 1993; Report PIRS-0365.
13. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x- ray computed tomography. Medical Physics 1981; 8: 488-495.
14. Leitz W, Axelsson B, Szendrő G. Computed tomography dose assessment. A practical approach. Radiat Protect Dosim 1995; 57: 377-380.
15. European Commission. Quality criteria for computed tomography. 1997 Brussels, EC EUR 16262.
16. ICRU. Report 48. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. 1992.
17. Caon M, Bibbo G, Pattison J. A comparison of radiation dose measure en CT dosimetry phantoms with calculations using EGS4 and voxel-based computational models. Phys Med Biol 1997; 42: 219-229.

Control de calidad de la medida del flujo de los grandes vasos mediante resonancia magnética

C. Falcon Falcon*, T. M. de Caralt Rovira**

*Unidad de Resonancia Magnética Funcional. SCT- Universidad de Barcelona.

Unidad de Biofísica. Dto. Ciencias Fisiológicas I. Fac. Medicina. UB.

**CDI- Hospital Clínic de Barcelona

Introducción

La utilización de una técnica no invasiva como la RM para cuantificar el flujo sanguíneo es de especial interés sobre todo en el campo de la cardiología. Las aplicaciones clínicas van orientadas, sobre todo, al estudio de cardiopatías congénitas y su evaluación postoperatoria, valvulopatías, medición de flujo coronario y cuantificación del gasto cardíaco¹.

La RM es una técnica de diagnóstico de gran versatilidad debido a las múltiples combinaciones de gradientes y pulsos de radiofrecuencia que ofrece. En particular, la disposición de un gradiente bipolar de desfase-refase entre la excitación y el eco de señal produce un desfaseamiento en los espines que se mueven paralelamente al gradiente pero no en los estáticos o cuyo movimiento sea perpendicular al gradiente (figura 1)². Este desfaseamiento permite codificar la componente de la velocidad de los espines en la dirección del gradiente (medida de flujo por contraste de fase).

Material y métodos

Como maniquí de pruebas se construyó un circuito de agua (Figuras 2 y 3) formado por un depósito de metacrilato de 27 litros (0,15 x 0,20 x 0,90 m³), una bomba sumergible (bomba centrífuga de arrastre magnético, 35W, 41.7 l/min para desnivel cero, modelo Extrema de la marca ESPA, España), una bifurcación regulada con dos grifos, uno de los cuales retornaba líquido al depósito y otro lo enviaba a un tubo flexible de 0,02 m de calibre y 8 m de longitud acabado en un grifo de cierre y un bidón colector (25 l). La bifurcación del tubo de salida de la bomba tenía un doble propósito, por una parte poder mantener la bomba en funcionamiento aunque no circulara agua en el circuito y, por otra parte, regular la potencia de la bomba dando mayor o menor salida por el desagüe. Se optó en utilizar un bidón colector en vez de un circuito de ida y vuelta para evitar que la excesiva longitud del tubo produjera una impedancia que dificultara el flujo

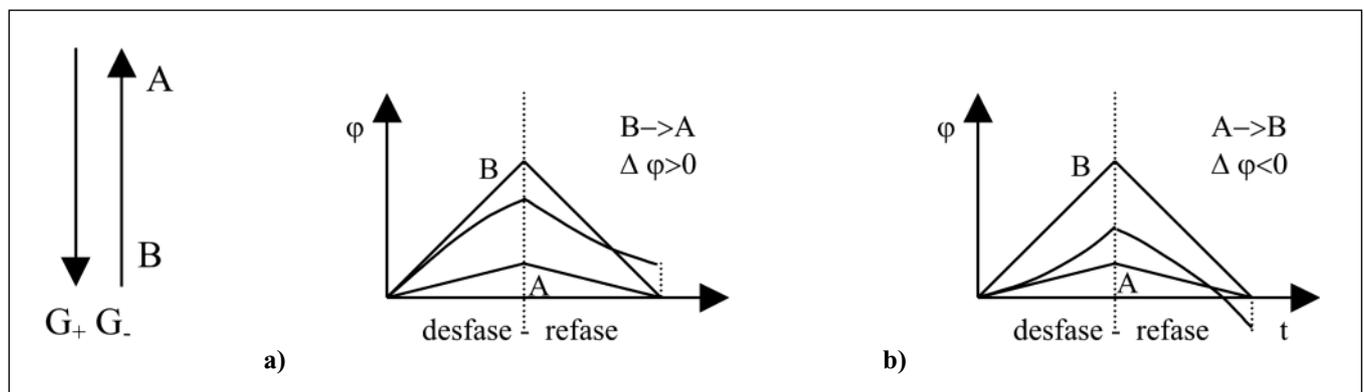


Fig. 1. Las gráficas representan la evolución de la fase relativa a la fase del origen de coordenadas respecto al tiempo en presencia de un gradiente dipolar. Según un espín se mueva en el sentido del gradiente de desfase (a) o en el contrario (b), el desfase acumulado respecto al del origen de coordenadas será negativo o positivo.

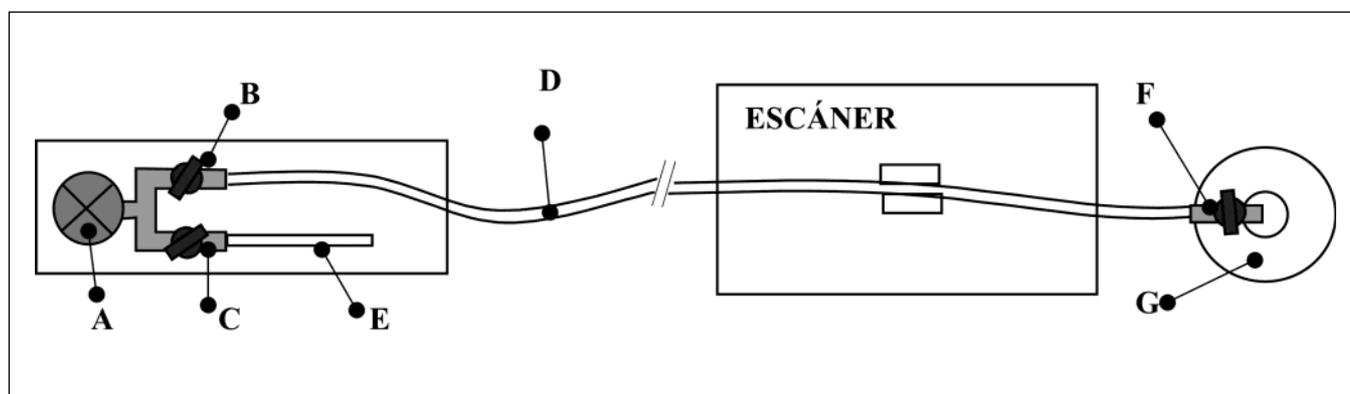


Fig 2. Esquema en planta del circuito de agua: La bomba A está sumergida en un depósito de metacrilato. De la misma sale una bifurcación regulada con grifos B y C hacia el tubo D y el desagüe E respectivamente. Al final del tubo, un grifo F controla el paso de agua por el tubo hacia el bidón colector G.

del agua en las condiciones deseadas. El grifo de cierre se colocó para evitar que el agua residual del tubo pudiera verterse sobre el escáner al retirar el tubo del mismo. Todos los materiales empleados eran compatibles con la resonancia magnética salvo la bomba. Ésta se colocó en el exterior de la sala, por lo que la puerta de la sala tuvo que entreabrirse unos pocos centímetros para dejar pasar el tubo sin oprimirlo.

Para simular la masa corporal y forzar la perpendicularidad del flujo de agua al plano axial dentro del escáner, se ataron con cinta aislante 3 botellas con 1 litro de agua y se hizo pasar el tubo por el hueco que dejaban, de manera que la manguera quedaba sujeta pero no comprimida (figura 4). El conjunto fue envuelto entre empapadores para evitar que posibles goteos pudieran dañar el escáner y colocado longitudinalmente según el eje del imán.

La exploración se realizó en un equipo de resonancia magnética Signa-Lx 1.5T (General Electric, Milwaukee-Wis EEUU). Se utilizó una secuencia de contraste

de fase (Fast cine PC, grosor de corte 5 mm, 20 fases por ciclo cardíaco, FOV 40 cm, matriz de 256x160, ángulo de excitación de 15°, TE=3,2 ms, TR=6,8 ms, NEX=1) utilizando sincronización con pulsioximetría y una antena de superficie multicanal específica para estudios cardíacos. Se efectuaron 2 adquisiciones con una codificación de velocidad de 180 cm/s la primera y 100 cm/s la segunda, en un mismo plano de adquisición perpendicular al eje mayor del tubo. La posición de los grifos en estas medidas fue determinada con anterioridad para que la velocidad del fluido fuera parecida a las de los grandes vasos estudiados (110 cm/s y 80 cm/s respectivamente). Antes de la adquisición se dejó circular unos segundos el agua para que el flujo se estabilizara y desaparecieran las posibles burbujas. Se colocó el pulsioxímetro a un voluntario para obtener una señal del ciclo cardíaco con qué sincronizar las 20 fases de la adquisición. En una consola accesoria (Advanced Windows de GE) se procedió a la cuantificación de la velo-

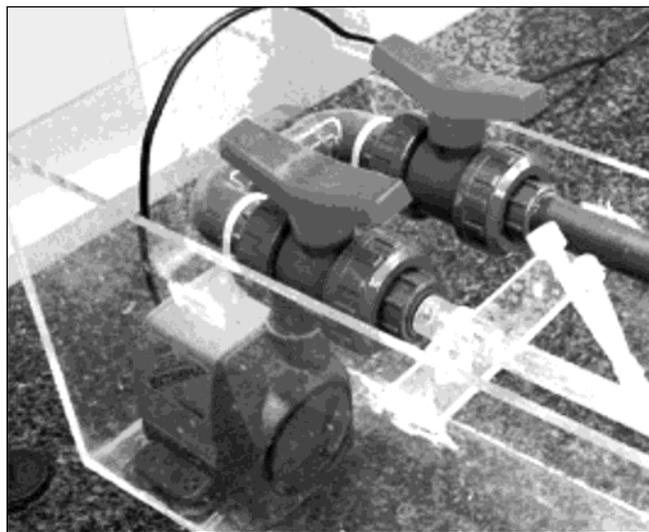


Fig 3. Detalles del circuito de agua. a) disposición de la bomba y los grifos, b) grifo de cierre.

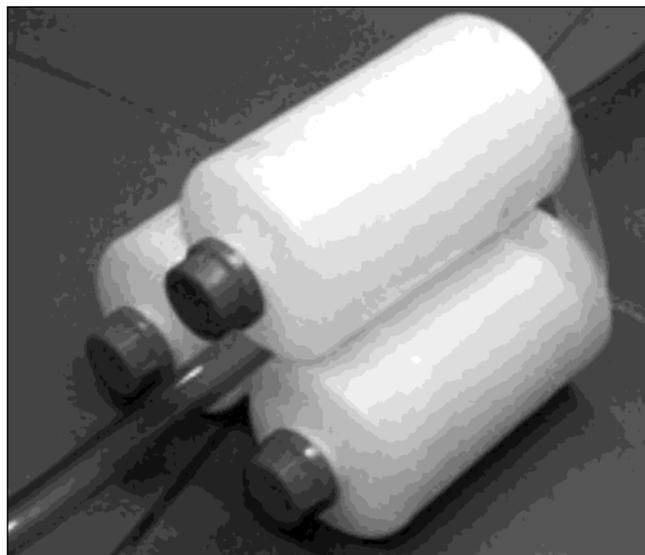


Fig 4. Imagen de la disposición de tubo entre tres botellas de agua.

Tabla 1. Resumen de los resultados obtenidos con RM y en las pruebas de calibración

	Flujo elevado			Flujo medio		
	RM	Calibr.	desv	RM	Calibr.	desv
Caudal (l/min)	17,6	18,2 ± 1,1%	-3,3%	12,7	13,2 ± 3,3%	-3,8%
Área sección (cm ²)	2,71	2,73 ± 8,8%	-0,7%	2,69	2,73 ± 8,8%	-1,5%
Vel. media (cm/s)	108,4	111,1 ± 9,9%	-2,4%	78,6	80,6 ± 12,1%	-2,5%

cidad media y el flujo utilizando el programa específico CV FLOW versión 2.0 (MEDIS Medical Imaging Systems. Leyden, Holanda)

El circuito fue calibrado mediante 10 medidas del líquido depositado en el contenedor durante 10 segundos en ambas posiciones del grifo. En estas medidas se tuvo cuidado en reproducir la disposición geométrica de las pruebas realizadas en la sala del escáner (altura relativa de la bomba y del desagüe respecto el punto más alto y más bajo del circuito, cantidad de agua en el depósito inicial y extensión del tubo).

Resultados y discusión

En la tabla 1 puede observarse un resumen de los resultados obtenidos. Las primeras columnas de flujo elevado corresponden a las medidas realizadas con codificación de velocidad de 180 cm/s y las de flujo medio a las medidas con codificación de velocidad de 100 cm/s. Los resultados RM corresponden a los obtenidos mediante el programa CV FLOW, incluida el área de la sección del tubo determinada mediante la herramienta de detección automática de contornos. Las columnas de calibración reflejan los valores obtenidos en las mediciones de flujo realizadas para calibrar el sistema en un laboratorio contiguo (media sobre 10 medidas ± desviación estándar). La incertidumbre de la medida de la velocidad en la calibración está calculada a partir de la incertidumbre del caudal y la de la sección del tubo usando la fórmula general de propagación de errores.

De los valores de calibración del flujo y del área determinada por el programa CV FLOW se obtuvieron unas velocidades medias de las pruebas de calibración de 111,1 cm/s y 80,6 cm/s respectivamente. Así mismo se comprobó experimentalmente el área aproximada de la sección del tubo mediante medida directa de varias secciones (suponiendo sección elíptica) con el resultado de 2,73 cm² ± 8,8% (5 medidas con pie de rey electrónico Digimatic Caliper, Mitutoyo Ltd.-UK-).

La diferencia en la medida del flujo total fue de -3,3% y -3,8% para cada medida respectivamente, desviación superior en ambos casos al margen de incertidumbre obtenido en las calibraciones. Las diferencias observadas en la velocidad media y sección son inferiores al margen de incertidumbre del dispositivo.

Conclusiones

Se ha diseñado un sistema experimental para el control de calidad del flujo de los grandes vasos sanguíneos mediante la secuencia de contraste de fase en RM. Esta técnica se ha demostrado fiable para la medida de flujos en las condiciones del experimento (sección grande y caudal elevado), condiciones propias de los grandes vasos sanguíneos. La ligera subestimación del flujo observada es inferior al 5%. Para poder utilizar este dispositivo en el control de las medidas de las velocidades medias, sería aconsejable poder realizar la determinación de la sección del tubo en la zona de exploración de manera más precisa.

Agradecimientos

Los autores quieren expresar su agradecimiento al Dr. Domenec Ros, profesor titular de la Unidad de Biofísica del Departamento de Ciencias Fisiológicas I por la lectura crítica del manuscrito original, a Miguel Angel Rodríguez, ingeniero de la misma unidad, por la ayuda prestada en la elaboración del circuito de agua y a los técnicos de Radiodiagnóstico del CDI por la ayuda prestada en el montaje del equipo y la adquisición de las imágenes de RM.

Referencias

1. Higgings C, et al. "Magnetic Resonance Imaging of the body". Raven Press. New York (1992).
2. Gili J, Capdevila A. "Resonancia Magnética" Centre de Diagnòstic Pedralbes SA. Barcelona (1992).

ExacTrac® Rayos-X

Avances en el posicionamiento del paciente en radioterapia

F. Gum

Físico, BrainLAB, Alemania

Introducción

Posicionamiento de pacientes guiado por imágenes, clínicamente implementado. Se trata del ExacTrac Rayos-X que significa también precisión excelente e integración a aceleradores lineales ya existentes. Con imágenes de rayos-x de las estructuras internas y de los órganos del paciente, el posicionamiento es extremadamente preciso. ExacTrac Rayos-X elimina las limitaciones de utilizar marcas sobre la piel del paciente. Durante el posicionamiento del paciente, el sistema calcula la diferencia existente entre la posición actual del paciente y la posición planificada con precisión submilimétrica. La diferencia entre ambos es compensada automáticamente por el movimiento de la mesa de tratamientos. ExacTrac Ra-

ayos-X puede utilizarse a diario, es rápido y ofrece precisión milimétrica del posicionamiento del paciente en intervalos normales de tratamiento de 15 minutos.

Posicionamiento y adquisición de Rayos-X

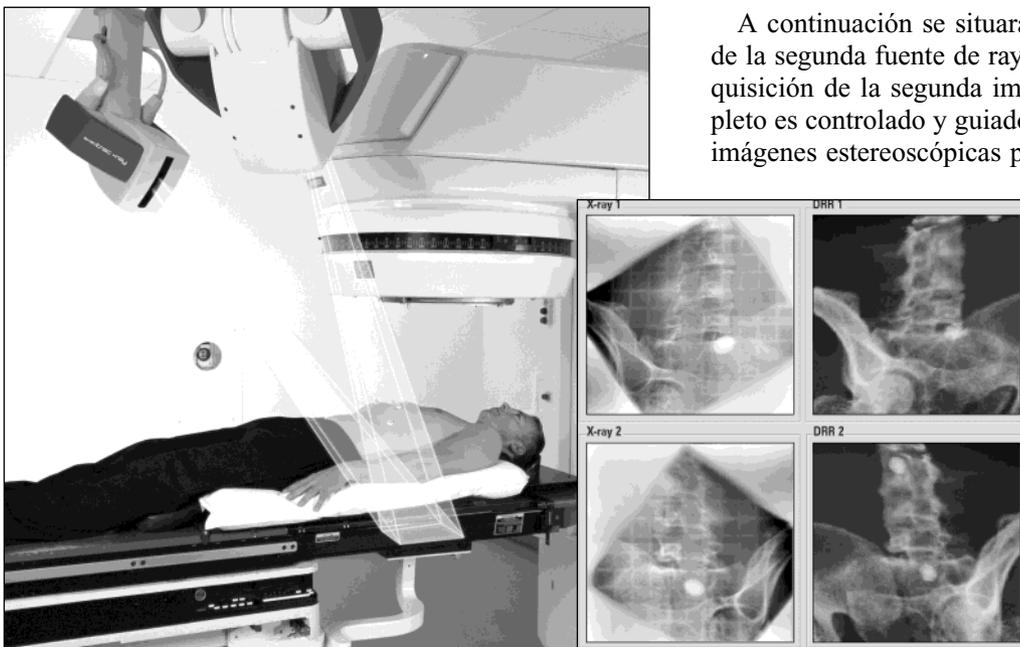
El paciente es posicionado sobre la mesa de tratamientos alineando las marcas en la piel al láser de la sala, o mediante los marcadores corporales de ExacTrac®. El sistema ExacTrac Rayos-X dirigirá al paciente a la trayectoria del haz de rayos-x de una de las fuentes y se tomará la primera imagen de rayos x.

Adquisición de la segunda imagen de Rayos-X

A continuación se situará al paciente en la trayectoria de la segunda fuente de rayos-x para proceder con la adquisición de la segunda imagen. El procedimiento completo es controlado y guiado desde la sala de control. Las imágenes estereoscópicas permiten que el usuario pueda determinar con precisión la estructura anatómica a tratar segundos antes de la aplicación del tratamiento.

Cálculo “DRRs” correspondientes

El software utilizará las imágenes de TAC iniciales, empleadas durante la planificación, para calcular automáticamente



te las Recons-trucciones Radiográficas Digitales (DRRs) correspondientes a las imágenes de rayos-x.

Correlación entre imágenes DRR y de Rayos-X

Un algoritmo de cálculo fusionará automáticamente cada imagen de rayos-x con su DRR correspondiente. A continuación, el programa calculará el movimiento de la mesa necesario para alinear la zona a tratar del paciente con el isocentro del Linac. Se puede utilizar la fusión automática de imágenes tanto comparando la posición de marcadores implantados como de estructuras óseas. En caso de error de posicionamiento, ExacTrac Rayos-X calculará el movimiento de la mesa de tratamientos necesario para posicionar el paciente en su posición correcta.

Posicionamiento final

A continuación, ExacTrac Rayos-X moverá automáticamente la mesa de tratamientos a la posición correcta, según indicado en la fusión automática de imágenes. El movimiento de la mesa de tratamientos se dirige automáticamente (el movimiento automático de la mesa de tratamientos está disponible únicamente en mesas EXACT o ETR de Varian y ZXT de Siemens) desde la sala de control, sin que exista la necesidad de entrar dentro de la sala de tratamientos. Los resultados clínicos ob-

tenidos demuestran la precisión milimétrica del posicionamiento del paciente, así como la rapidez de preparación del paciente. Todo el procedimiento, incluyendo la toma de rayos-x y la reconstrucción de imágenes DRR no excede el tiempo necesario en técnicas convencionales de posicionamiento.

Referencias

1. Guy Soete, Dirk Verellen, Dirk Michielsens, Vincent Vinh-Hung, Jan Van de Steene, Dirk Van den Berge, Patricia De Roover, Nadine Linthout, Frans Keuppens, Guy Storme. Clinical Use of Stereotactic X-Ray Positioning of Patients Treated with Conformal Radiotherapy for Prostate Cancer. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 54, No. 3, pp. 948-952, 2002. Free University of Brussels
2. Jack Rock, Max Kole, Fang-Fang Yin, Samuel Ryu, Jorge Gutierrez, Mark Rosenblum. Radiosurgical Treatment for Ewing's Sarcoma of the Lumbar Spine. Henry Ford Hospital, Detroit. *SPINE* Volume 27, Number 21, pp E471-E475 2002
3. W. G. O'Dell, M. C. Schell, D. Reynolds, P. Okunieff. Dose broadening due to target position variability during fractionated breath-held radiation therapy. *University of Rochester. Med. Phys.* 29 (7), July 2002
5. Anderson PR, Hanlon AL, Horwitz E, et al. Outcome and predictive factors for patients with Gleason score 7 prostate carcinoma treated with three-dimensional conformal external beam radiation therapy. *Cancer* 2000;89:2565-2569.
6. Fang-Fang Yin, Samuel Ryu, Munther Ajlouni, Jingeng Zhu, Hui Yan, Harrison Guan, Kathleen Faber, Jack Rock, Muwaffak Abdalhak, Lisa Rogers, Mark Rosenblum, Jae Ho Kim. A Technique of Intensity Modulated Radiosurgery (IMRS) for Spinal Tumors. Henry Ford Hospital, Detroit

Evaluación de diferentes algoritmos de corrección de heterogeneidades en haces de fotones de alta energía usados en radioterapia

Se ha evaluado el comportamiento de diferentes algoritmos de corrección de heterogeneidades utilizados en la planificación de tratamientos de radioterapia externa con fotones de alta energía comparando los cálculos realizados por un sistema de planificación basado en *pencil beam*, que calcula mediante tres algoritmos de corrección de heterogeneidades (Batho, Mod. Batho y EqTAR), por un lado con medidas experimentales realizadas con diferentes detectores (cámaras de ionización planas y cilíndricas, TLD, diodos y película) y por otro lado con simulaciones mediante el método de Monte Carlo (MC). Se ha evaluado el efecto de diferentes parámetros como la energía, densidad o tamaño de campo de radiación, tanto en heterogeneidades de baja como de alta densidad (materiales equivalentes a pulmón - CIRS y St. Bartholomew Hospital- y equivalentes a hueso - CIRS-), especialmente en los haces pequeños empleados en IMRT. Se ha comprobado, y cuantificado, que ninguno de los algoritmos estudiados (excepto MC) contemplan la pérdida de equilibrio electrónico lateral para campos pequeños, el predominio de la disminución de la sección eficaz total sobre la mayor transmisión en el pulmón, la retrodispersión y el aumento de interacciones respecto del agua en hueso, el *build-down*, la modificación de la penumbra (aumento en pulmón y disminución en hueso). Esto puede suponer diferencias de hasta un 40% en condiciones extremas y las diferencias encontradas superan ampliamente la incertidumbre de cualquier sistema de medida. Se observa que MC es consistente con TLD y los sistemas ionométricos en pulmón y no en hueso. En pulmón todos los algoritmos se comportan peor al aumentar la energía y disminuir la densidad y el tamaño de campo, mientras que en hueso el comportamiento depende del espesor y la energía (sin seguir un patrón claro), pero no del tamaño de campo. En pulmón, las mayores diferencias las producen EqTAR y Mod. Batho, mientras que en hueso, el algoritmo que mejor se ajusta en promedio es Mod. Batho. Adicionalmente, se ha verificado que la retrodispersión en hueso es prácticamente independiente de la energía y el tamaño de campo.

Pablo Carrasco de Fez

Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.
pcarrasco@hsp.santpau.es

Grado de Doctor por la Universidad de Valencia.

Directora: **Dra. Montserrat Ribas i Morales**

Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

Tutor: **Dr. Facundo Ballester i Pallarés**

Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Valencia.

Estudio Monte Carlo de la dosimetría del Gamma Knife

En este trabajo se ha estudiado la dosimetría del Leksell Gamma Knife[®], una unidad de radiación utilizada para la realización de intervenciones intracraneales de radiocirugía. Este instrumento se basa en la utilización de 201 fuentes de ⁶⁰Co dispuestas de forma tal que es posible impartir una dosis de radiación elevada a la zona de tratamiento, reduciendo considerablemente la irradiación de las zonas adyacentes.

En este trabajo hemos hecho uso del código de simulación Monte Carlo PENELOPE (versión 2001). La geometría real se ha simplificado a fin de poder generarla mediante el paquete geométrico del propio código.

En primer lugar hemos analizado el comportamiento de una fuente individual, estudiando el ángulo efectivo de emisión, variable crucial a la hora de la realización de las simulaciones. Hemos determinado que este ángulo resulta ser mucho menor que el considerado anteriormente por otros autores. En particular, un valor máximo de unos 3° es suficiente para describir correctamente la dosimetría en el maniquí que simula al paciente.

Las correlaciones de las distintas variables de interés resultan ser de gran importancia. Cabe destacar las fuertes correlaciones existentes, por un lado, entre la distancia al eje del haz y el ángulo θ de salida en las distintas etapas de colimación y, por otro, entre la posición (x,y) en dichas etapas y el ángulo acimutal ϕ a la salida de las mismas.

En base a los resultados obtenidos para la fuente individual, hemos simplificado la geometría de ésta y hemos comprobado la fiabilidad de dicha simplificación. Cabe resaltar que el resultado del complejo sistema de colimación de las fuentes del Gamma Knife[®] puede describirse en términos de una fuente puntual, situada en el centro del núcleo activo de la fuente real, que emite fotones isótopamente, en un cono de apertura igual a la de los colimadores finales de los cascos de tratamiento. Esta geometría simplificada produce las mismas dosis transversales en el foco y perfiles en profundidad que la geometría completa, para los cuatro cascos.

La geometría simplificada produce perfiles de dosis y factores de salida similares a los obtenidos por otros autores cuando se consideran distintas configuraciones de las 201 fuentes disponibles en el Gamma Knife[®].

Esta simplificación permite aproximarse a la posibilidad de realizar planificaciones de tratamientos reales directamente mediante simulación Monte Carlo.

Feras M.O. Al-Dweri

Departamento de Física Moderna. Universidad de Granada.

faldweri@yahoo.es

Grado de Doctor por la Universidad de Granada.

Director: **Dr. Antonio M. Lallena Rojo**

Departamento de Física Moderna. Universidad de Granada.

lallena@ugr.es

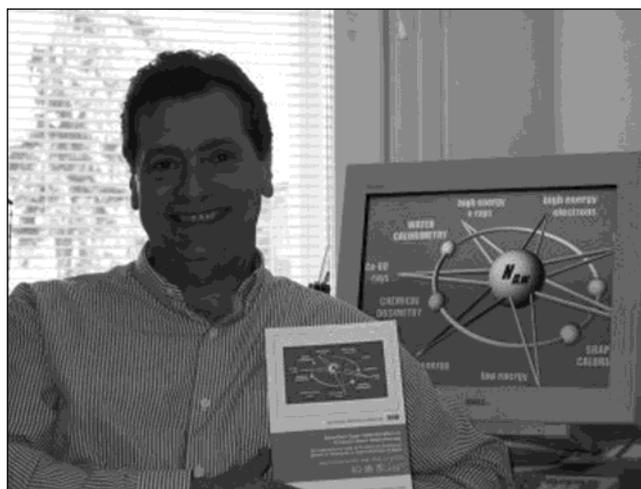
El Profesor Pedro Andreo, nuevo Director del Organismo Internacional de Energía Atómica

El pasado septiembre el Profesor Pedro Andreo fue nombrado Director de la División de Salud Humana del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) con sede en Viena. La División incluye las Secciones de Radiobiología y Radioterapia, Medicina Nuclear, Dosimetría y Física Médica y la de Nutrición y Efectos contaminantes en la salud humana. Por primera vez en la historia de este Organismo, un Físico médico es nombrado para este cargo, ocupado hasta ahora y tradicionalmente por Doctores en Medicina. No en balde, los méritos científicos y experiencia profesional de Pedro en los campos de la Física médica y Dosimetría de las radiaciones son realmente extraordinarios y de primera línea en el ámbito internacional. Veámoslos a través de un resumen de su biografía.

Nacido en Cartagena en 1950, se graduó en Física Teórica en 1974 en la Universidad de Zaragoza, obteniendo el grado de Doctor en Ciencias Físicas en 1982 en la misma Universidad. En 1987 inició su andadura internacional trasladándose como "Research Fellow" al Departamento de Física Médica de Radiaciones del Instituto Karolinska de la Universidad de Estocolmo, convirtiéndose en 1989 en Profesor Titular de esta Universidad. En 1993 y tras el correspondiente concurso, obtuvo la cátedra de Física en Radioterapia de la Universidad de Lund, cargo que simultaneó con el de Jefe de Física en Radioterapia del Hospital Universitario. Desde 1995 a 2000 desempeñó, de manera brillante y fructífera, el cargo de Jefe de la Sección de Dosimetría y Física Médica del OIEA, cargo que conllevaba el de Secretario de la red internacional, OIEA-OMS, de Laboratorios de Patrones Secundarios de Dosimetría. A finales del año 2000, regresó a la Universidad de Estocolmo como Catedrático de Física Médica de Radiaciones, donde ha permanecido hasta su nuevo nombramiento en el OIEA.

El Profesor Andreo inició sus actividades en Física Médica en 1973 en el Centro Oncológico de Zaragoza, continuando en la Fundación Jiménez Díaz de Madrid y en el Hospital Clínico Universitario de Zaragoza. Continuó su formación clínica, en períodos de diversa duración, en Oxford (Churchill Hospital), Londres y Sutton (Royal Marsden Hospital) y Estocolmo (Hospital Karolinska). Trabajó como físico de hospital, principalmente en Radioterapia, pero también en Medicina Nuclear y en Radiodiagnóstico, en los períodos 1976-1987, 1993-1995 y 2001-2003. En Suecia está acreditado como físico médico pero no dispone todavía en su propio país, del título de Especialista en Radiofísica Hospitalaria.

Sus actividades científicas se han basado, en buena parte, en el uso del Método de Monte Carlo en la física



de la radioterapia. Ha sido uno de los escasos pioneros mundiales en aplicar su uso a la dosimetría absoluta y a la planificación de tratamientos con haces de fotones y electrones. Sus actividades más recientes se han dirigido hacia la dosimetría de haces de protones y de iones pesados y hacia los estudios encaminados a reducir la incertidumbre de la dosis de radiación administrada a los pacientes, mejorando, en consecuencia, la calidad de los tratamientos. Su curriculum incluye unas 300 publicaciones, informes y presentaciones en Congresos. Es miembro del Cuerpo de Editores de la revista "Physics in Medicine and Biology" y evaluador habitual de las revistas y proyectos de investigación internacionales en Radioterapia y Física Médica.

El Profesor Andreo ha sido coautor de los Protocolos Españoles de Dosimetría (1984, 1987), de los Protocolos del OIEA para la dosimetría en radioterapia basada en patrones de kerma en aire (TRS-227, 1987), para la dosimetría con cámaras de ionización plano-paralelas (TRS-381, 1997) y para la dosimetría en radioterapia basada en patrones de dosis absorbida en agua (TRS-398, 2000), siendo presidente de los Grupos de Trabajo de estos dos últimos. Es coautor también de dos informes de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU) sobre dosimetría de protones (ICRU 59, 1998) y sobre dosimetría de fotones (ICRU 64, 2000) y miembro del Grupo de Trabajo que desarrollará el futuro informe de ICRU sobre dosimetría de electrones. Es coautor, asimismo, del documento sobre Prevención de Accidentes en Radioterapia de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP 86, 2000). Conviene señalar que el protocolo TRS-398, cuyo contenido preciso y visión de futuro ha merecido el reconocimiento internacional, es en la actualidad el de mayor aceptación a escala mundial. Es probablemente, debido a su dirección y notable contribución, el éxito de mayor alcance de Pedro.

Después de esta breve descripción del historial científico del Profesor Andreo, puede afirmarse, sin lugar a

dudas, que la mayoría de los pacientes de radioterapia en el mundo son tratados con una unidad de irradiación cuya calibración se ha basado en los resultados de sus investigaciones o utilizando Protocolos para la dosimetría en radioterapia desarrollados con su aportación.

En nombre de todos los miembros de esta Sociedad y el de su Junta Directiva, recibe querido Pedro, nuestra más sincera enhorabuena por este nuevo paso en tu carrera a la vez que te deseamos un éxito más, en esta nueva responsabilidad.

Por último no quiero dejar pasar la ocasión para manifestarte el sentimiento generalizado de todos los miembros de que la sociedad española te debe algo. Me consta que la Junta Directiva de la SEFM se ha propuesto desterrar de la mente de todos el famoso refrán español que tú conoces bien. Simplemente, es de justicia.

A. Brosed

Presidente de la Comisión Científica de la SEFM

Nota del LMRI del CIEMAT acerca de la calibración de conjuntos de referencia en unidades de dosis absorbida en agua, en la energía del ^{60}Co y en niveles de terapia

Desde el 22 de septiembre de 2003 y a lo largo del resto del año, el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT (LMRI) ha venido realizando una campaña de calibración de conjuntos de referencia cámara-electrómetro, de diferentes Centros Hospitalarios españoles, en unidades de dosis absorbida en agua y en la energía del ^{60}Co . En consecuencia, y para cada conjunto, se ha suministrado, de acuerdo con la terminología del procedimiento TRS-398, el valor de $N_{D,W}$ establecido en las condiciones geométricas y climáticas de referencia.

Atendiendo a las sugerencias señaladas por algunos usuarios, el LMRI en su deseo de aclarar posibles dudas que se pueden plantear en el uso de $N_{D,W}$, quisiera precisar en tres puntos lo siguiente:

1. En un aspecto formal y de terminología, y respondiendo a lo expuesto en la norma ISO 31-0:1992, aceptado por todos los Laboratorios Nacionales, el término "*factor de calibración*" usado hasta ahora, ha sido reemplazado por el término "*coeficiente de calibración*". El término en cuestión es el cociente del valor convencionalmente verdadero, o mensurando, por unidad del valor indicado por el instrumento. Este cociente, típico de un proceso de calibración, se denomina, de acuerdo con la norma, "*coeficiente*" si tiene dimensiones y "*factor*" si no las tiene. El LMRI del CIEMAT ha adoptado el término "*coeficiente*" para todas las calibraciones, desde el inicio de la presente campaña. No en balde, tanto N_K como $N_{D,W}$ tienen dimensiones.

2. El coeficiente de calibración, $N_{D,W}$, suministrado por el LMRI del CIEMAT para un conjunto cámara-electrómetro, es típicamente superior en 1% al valor $N_{D,W}$ obtenido por cálculo a partir del coeficiente de calibración, N_K , suministrado en anteriores campañas, y empleando los factores de corrección señalados en el Apéndice II del procedimiento TRS-398.

Como ya se ha señalado en varias publicaciones, la causa de esta discrepancia es debida probablemente a la inexactitud de los patrones primarios de kerma en aire. En mayo del presente año, se llegó al acuerdo internacional de sustituir los valores de un factor de corrección que afecta a la atenuación y dispersión de las paredes de grafito de todos los patrones primarios, obtenidos por la técnica de extrapolación lineal, por los valores obtenidos mediante cálculo empleando métodos de Monte Carlo validados experimentalmente. Once años ha sido el plazo para llegar a este acuerdo. En la actualidad, varios Laboratorios Nacionales disponiendo de patrones primarios, han anunciado incrementos notables de sus valores de referencia de kerma en aire, en la energía del ^{60}Co . En ocasiones la variación llega a 1%.

Otra causa de esa discrepancia, pero de menor cuantía, es la debida a la incertidumbre de los factores de corrección empleados para la obtención, a partir de N_K , del valor calculado de $N_{D,W}$.

En referencia a lo señalado en el primer párrafo de este punto, conviene precisar que se habla de un valor típico del 1% en el incremento que supone el valor suministrado respecto del valor calculado de $N_{D,W}$. Este incremento puede variar con el modelo de cámara, con una cámara determinada dentro del mismo modelo y, por supuesto, con la inestabilidad del conjunto cámara-electrómetro entre las fechas de calibración para la obtención de $N_{D,W}$ y N_K .

3. En la actualidad existe en España un conjunto muy numeroso de cámaras PTW de diferentes modelos, que han sido suministradas, y con gran acierto, en compañía de un certificado de calibración emitido por el Laboratorio acreditado alemán de PTW. Buena parte de esos certificados señalan la cuantía del coeficiente de calibración en unidades de dosis absorbida en agua para la energía del ^{60}Co . Pues bien, el coeficiente de calibración $N_{D,W}$, suministrado por el LMRI del CIEMAT para un conjunto cámara-electrómetro, resulta ser típicamente superior en 0,7% al valor de $N_{D,W}$ especificado en el certificado de calibración de PTW, para la cámara en cuestión.

El motivo de esta diferencia está asociado a la trazabilidad de las medidas. El CIEMAT está trazado al BIPM y el PTW está trazado al Laboratorio Nacional alemán del PTB. En otras palabras, el valor de referencia del BIPM es superior en 0,7% al valor de referencia del PTB (Véase Fig. 4a, en el procedimiento TRS-398).

Conviene señalar de nuevo que se habla de una diferencia de un valor típico de 0,7%. Este valor puede variar por varios motivos. Entre ellos, por la falta de estabilidad de la cámara entre las fechas de calibración en el PTW y en el LMRI del CIEMAT, por el hecho de que la calibración en el CIEMAT se lleva a cabo para el conjunto cámara-electrómetro, mientras que la calibración en el PTW se realiza para la cámara sola y, por último, no hay que olvidar la diferencia significativa

en la contribución adicional de los dos Laboratorios a la incertidumbre típica transmitida por los patrones primarios del BIPM y PTB (0,25% por el CIEMAT y 0,75% por el PTW).

A. Brosed Serreta
Ana M^a González Leitón
Laboratorio de Metrología de R.I.
CIEMAT

Reseñas bibliográficas

Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine

Gopal B. Saha

Department of Nuclear Medicine, Cleveland Clinic Foundation.

Este texto de 253 páginas es la segunda edición de un libro que desarrolla los conocimientos de física, instrumentación y radiobiología en la especialidad de Medicina Nuclear. Está dirigido principalmente a técnicos y residentes de dicha especialidad.

El libro consta de 15 capítulos y tres anexos; uno sobre unidades y constantes físicas, otro que es un glosario de términos y un tercero que incluye las contestaciones de una serie de preguntas que se realiza al final de cada capítulo.

De los capítulos de que consta el libro los diez primeros son de física de las radiaciones, interacción de la radiación con la materia y de parámetros y fundamentos del funcionamiento de los detectores y gammacámaras,

actualizándolos e introduciendo ligeras modificaciones respecto a la primera edición.

Se ha actualizado el capítulo 12 en que se describe el funcionamiento de los equipos tomográficos, así como la adquisición de los datos y la reconstrucción de imágenes tanto en SPECT como en PET.

Los capítulos 13 y 14 de Dosimetría Interna y Radiobiología respectivamente se han actualizado e introducido las mejoras recomendadas por expertos sobre la primera edición.

A destacar en el libro son las cuestiones propuestas en cada uno de los capítulos que sirven de reflexión al lector y resueltas en el anexo C, así como una serie de lecturas recomendadas sobre el tema tratado en el capítulo.

Una pequeña objeción: las unidades a lo largo de texto no vienen expresadas en el S.I.

Natividad Ferrer García
Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital Ramón y Cajal

Informe XIV Congreso Nacional de Física Médica

Durante los días 17 a 20 de junio de 2003 se celebró en Vigo, en el Centro Cultural Caixanova de Vigo, el XIV Congreso Nacional de Física Médica. Congreso de la Sociedad Española de Física Médica y organizado por los miembros de esta Sociedad radicados en Galicia.

Este evento declarado de interés sanitario por la Consellería de Sanidade de la Xunta de Galicia reunió a los profesionales de la radiofísica hospitalaria española en un acto en el que se trataron los temas más actuales de la física médica. Además de los destacados ponentes nacionales hemos contado con la presencia de profesionales de otros países.

El programa científico del congreso cubrió los temas más actuales de la física médica: Tendencias: IMRT, Radiología Digital y PET, además de abarcar los temas más tradicionales de la Radioterapia, Medicina Nuclear y Radiodiagnóstico. Se presentaron los grupos de trabajo de la Sociedad Española de Física Médica sobre radiobiología, planificadores de radioterapia, protocolos de radiodiagnóstico y dosimetría interna. También se debatieron la docencia y formación continuada y hubo talleres en los que se trataron la Dosimetría *in vivo* de pacientes y la Tecnología y Control de Calidad en Radiología Digital.

En la última jornada, viernes 20 de junio, y como broche final al Congreso se realizó un acto promovido por el Ministerio de Sanidad en el que se presentó el "Plan de Acción Internacional sobre Protección Radiológica de los Pacientes". Este documento fue presentado por un miembro del Organismo Internacional de la Energía Atómica. Se contó además con la presencia de representantes de las diferentes sociedades científicas nacionales y de destacados representantes del Ministerio de Sanidad, de la Consellería de Galicia y del Ayuntamiento de Vigo.

En el plano social, se desarrollaron actividades para poner de manifiesto la cultura, geografía y gastronomía de la región que sirvió de acogida a los participantes y acompañantes.

Desde el punto de vista económico, se planteó y se logró el objetivo de que el Congreso fuera autofinanciado. Aunque todavía no se ha realizado el balance económico definitivo debido a la falta de algunos ingresos, sí sabemos que el balance ha sido positivo. El aporte de las casas comerciales ha sido fundamental para que se hubiese logrado este objetivo.

Todas las actividades programadas se desarrollaron según lo previsto y con una alta participación en todas las actividades e intervención en las sesiones científicas. El número total de participantes (236) fue además un éxito. Las contribuciones científicas presentadas por los diferentes profesionales a este Congreso abarcaron de una forma importante todas las áreas de aplicación de la Física a la Salud y superaron los 140 trabajos.

La información del Congreso se podrá seguir consultando en la dirección de internet <http://www.vigo-net.com/CongresoFisicaMedica2003/>. Desde esta pági-

na se podrán consultar y descargar las comunicaciones durante un año.

Es de agradecer enormemente la colaboración de todos los socios a los que se les ha pedido su participación, así como a la junta directiva de la SEFM y a la inestimable ayuda de la secretaria de la SEFM. Por último hay que destacar el magnífico trabajo que han realizado todos los miembros del comité organizador y científico y que han hecho posible que este XIV Congreso Nacional de Física Médica haya sido un éxito.

Manuel Salgado Fernández
Presidente del Comité Organizador

Nota sobre "Congreso de la Sociedad de Grupo de Planificadores"

Durante el pasado Congreso de la Sociedad el Grupo de Planificadores presentamos lo que era el borrador del futuro Protocolo de Control de Calidad de Planificadores. Entonces anunciábamos que el Protocolo sería incluido en la página web con el fin de que todos aquellos que estuvieran interesados en revisarlo y de realizar las pruebas, pudieran aportar ideas e, incluso soluciones a los muchos problemas que el documento presenta.

Se ha planteado dos formas de colaboración con los miembros de la Sociedad. Por un lado se ha abierto un foro de discusión en la propia página y, por otro, y para los que por algún motivo no deseen una discusión abierta, sugeríamos que enviaran sus comentarios a la secretaria de la Sociedad para que nos los hiciera llegar.

Las vacaciones de verano hicieron que la salida en la página web se retrasara, pero no obstante animamos a los miembros para que analicen las pruebas e intenten hacerlas y aplicarlas a sus sistemas de planificación.

El documento adolece de algunos fallos, sobre todo en la redacción, motivados fundamentalmente por haber acumulado el trabajo de varias personas. Las pruebas se han distribuidos en varios capítulos tratando de que estos tuvieran algún objetivo común. Sin embargo no siempre ha sido posible. Tampoco el hecho de intentar que las pruebas se efectuaran de forma secuencial. Muchas de ellas están relacionadas con otras por varios caminos. El documento es extenso pero corresponde con la importancia de los problemas que plantea.

Queremos una vez más insistir que este protocolo está íntimamente ligado al radiofísico que va a ponerlo en marcha, a la metodología metrológica que aplique y a la instrumentación de la que disponga.

Queremos desde estas líneas animar a los miembros de la Sociedad para que nos hagan llegar sus comentarios con el fin de poder editar el documento de forma definitiva

J.M.Delgado
Feliciano García
Esther Millán

Jornada de difusión del protocolo para la calibración y el uso de activímetros

Se celebró en el CIEMAT el 27 de noviembre de 2003. El objetivo de la Jornada era presentar el Protocolo desarrollado por miembros del CIEMAT de las Sociedades Científicas de Física Médica (SEFM), Medicina Nuclear (SEMN), Protección Radiológica (SEPR), y la de Radiofarmacia (SERFA) y con la colaboración de la Comunidad Autónoma de Madrid (CM).

En la inauguración estuvieron presentes representantes del CIEMAT, Ministerio de Sanidad y CM y de las Asociaciones que han intervenido en la elaboración del documento. La SEFM tuvo la suerte de poder contar con su máximo representante nuestro recién estrenado Presidente D. Pedro Galan Montenegro.

A lo largo del acto se presentaron tres ponencias:

- "Antecedentes y Desarrollo del Protocolo"; ponente E. García Toraño (LMRI Ciemat)
- "Descripción y Técnica del Protocolo"; ponente Cesar Rodríguez (H Doce de Octubre)
- "El Protocolo como posible soporte de una futura campaña Nacional de Calibración" ponente J.M. Los Arcos (LMRI Ciemat).

Posteriormente se constituyó una Mesa Redonda con todos los miembros del Protocolo en el que se debatieron distintos temas sobre el mismo y se animó a los presentes a su utilización así como de las hojas Excel que se facilitan con el documento. Se elaboraron una serie de conclusiones de la que destacamos las siguientes:

- Todos los comentarios al Protocolo se podrán centralizar a través de la página Web, que ha sido creada por Cesar Rodríguez, sobre y para el protocolo y a la que se puede acceder a través de la Web del Ciemat. <http://www.ciemat.es/proyectos/pdfpemetrológ.html>
- Se va a solicitar la modificación de las pruebas y periodicidades del control de activímetros contenidas en el anexo II del R.D. de Criterios de Calidad de Medicina Nuclear.
- Que interesaría conocer el número de Empresas o instituciones que estarían interesadas en acreditarse como Laboratorio Secundario.

Natividad Ferrer García
*Representante de la SEFM
en el Protocolo*

Nota sobre el Curso de Radiocirugía

Del 16 al 20 de febrero del próximo año 2004 se celebrará la tercera edición del curso monográfico de Radiocirugía en la sede de la Universidad Internacional de Andalucía "Antonio Machado" de Baeza (Jaén).

El origen de este curso nace de la petición de la SEFM en 1998 por cuanto consideraba necesario la formación sobre esta técnica. De acuerdo con esto el curso cuenta con la acreditación de la Comisión de Docencia de la SEFM y con los créditos que corresponden a un curso con 34 horas lectivas, aparte de la que corresponde a la propia Universidad.

Dicho curso que hemos denominado como "RADIOCIRUGÍA: Bases físicas, tecnológicas y radiobiológicas", está fundamentalmente dirigido a Radiofísicos Hospitalarios de tal forma que hemos cambiado su periodicidad a 3 años para sincronizarlo con el periodo de formación de la especialidad.

El número de plazas está restringido a 50 y la matrícula se gestiona directamente desde la propia Universidad a la que se puede acceder, bien por su web: www.uniaam.uia.es o bien a través del teléfono: 953.74.27.75.

El alojamiento asimismo puede gestionarse a través de la Universidad, estando garantizado en la propia sede "Antonio Machado" de forma que se ofrece una mayor comodidad a un curso en principio largo.

El coste de la matrícula y alojamiento están siendo valorados en el momento en que se emite esta nota informativa. A título orientativo se puede decir que la matrícula estará alrededor de los 200 euros y los precios del alojamiento son realmente asequibles.

El contenido comienza con una introducción a las indicaciones clínicas, pasándose a tratar sucesivamente de radiobiología, instrumentación radioquirúrgica y técnicas de tratamiento, dosimetría, planificación dosimétrica, tratamiento y uso de imágenes, control de calidad y sesiones prácticas a desarrollar en los sistemas provistos por los fabricantes de las empresas que actúan en este sector. El programa será accesible a través de la web de la Universidad a partir del próximo mes de diciembre.

Luis Núñez
*Hospital Puerta de Hierro.
Madrid*

Curso de Braquiterapia Intracoronaria

El 27 y 28 de octubre se ha celebrado en el Hospital Clínico San Carlos de Madrid un curso de Braquiterapia Intracoronaria (BIC), englobado dentro de los cursos de formación continuada de la Sociedad Española de Física Médica. El profesorado ha incluido a profesionales (Radiofísicos, Radioterapeutas y Cardiólogos) que trabajan actualmente con esta técnica en el Hospital Clínico San Carlos de Madrid, en el Virgen de la Arrixaca de Murcia y en el Clínico Universitario de Valladolid. Además se ha contado con la presencia de Stanley Batchelor (Guys Hospital. London),

Wolfgang Webber (Novoste) y Pedro Ortego (Shielding Engineering Analysis, SEA).

El curso ha incluido los aspectos radioterápicos, cardiológicos y físicos que implica la técnica de una forma que se ha intentado que sea balanceada y lo más completa posible. Se han expuesto los resultados obtenidos hasta la fecha en España y algunos de otros países, se ha repartido la información elaborada por cada uno de los profesores y dos libros sobre braquiterapia intracoronaria por gentileza de una de las casas comerciales que ha participado en el curso (Guidant).

En la mesa redonda final se ha expuesto que la técnica tiene una población susceptible de beneficiarse de la misma de forma importante, y que algunos pacientes podrían remitirse desde otros centros de forma más fluida a los centros que ya trabajan con la técnica y disponen de toda la infraestructura organizativa, el equipamiento, la experiencia y los permisos necesarios. También se expuso la necesidad de una colaboración fluida entre los profesionales implicados en la técnica. El curso ha finalizado con una breve prueba de los conocimientos adquiridos cuyo resultado ha sido muy satisfactorio.

Se ha hecho especial mención a la SEFM por los esfuerzos realizados para editar la documentación y por sus gestiones en una buena parte de los aspectos de organización. También se ha destacado la colaboración del Hospital Clínico San Carlos que ha cedido sus instalaciones para la celebración del curso, así como de los profesores provenientes fundamentalmente de los tres centros españoles que trabajan actualmente en Braquiterapia Intracoronaria y las empresas Guidant, Novoste y SEA.

Carlos Prieto

Curso sobre "Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria"

En la semana del 3 al 7 de noviembre de 2003 se celebró en Madrid y en la sede del CIEMAT, la segunda edición del curso sobre "*Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria*". A diferencia de la edición anterior y recogiendo las sugerencias de los alumnos, se han realizado visitas a cuatro laboratorios incluyendo la realización de pequeñas prácticas. Era el último curso dentro del programa de formación continuada que la SEFM había organizado para el año 2003.

Asistieron 31 alumnos de los que 30 pertenecían a distintas Instituciones Hospitalarias Españolas en calidad de Especialistas en Radiofísica Hospitalaria y Residentes de los tres años. El curso que fue seguido con



mucha atención e interés por parte de los alumnos, fue impartido por especialistas de metrología y calibración del Centro Español de Metrología, Laboratorio de dosimetría y calibración del Instituto de Técnicas Energéticas de la Universidad Politécnica de Cataluña y Unidad de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Centro de Investigaciones Energéticas, Mediambientales y Tecnológicas.

A la vista de los resultados de la evaluación de conocimientos y de la encuesta de evaluación del curso, todo parece indicar que este curso ha sido también muy provechoso, especialmente en la adquisición de nuevos conocimientos. Esto se puede traducir en un mejor cumplimiento de los Reales Decretos sobre criterios de calidad y en alcanzar el objetivo último del curso que no es otro que *llegar a expresar el resultado de una medición, en cualquiera de las áreas de radiofísica hospitalaria, a través de su cuantía y la incertidumbre asignada.*

Esperamos y deseamos de nuevo que el curso haya cumplido con los objetivos deseados y haya sido fructífero para todos los alumnos y profesores. Por último, los directores del curso quieren agradecer muy sinceramente el esfuerzo y dedicación mostrado por los profesores así como las facilidades prestadas por las Instituciones a las que pertenecen y la colaboración del Instituto de Estudios de la Energía y del grupo de Relaciones Públicas de la Dirección Comercial, ambos del CIEMAT, y por supuesto agradecer también el interés, curiosidad y atención mostrados por todos los alumnos que han asistido al curso, puesto que sin ellos el curso no hubiera llegado a buen término. Muchas gracias a todos.

Antonio Brosed Serreta
Ana M^a González Leitón

Nota de la Junta Directiva

En la Junta Directiva de la SEFM se han recibido tres escritos de miembros de la sociedad, denunciando unos hechos relacionados con una actividad programada por la misma.

Los hechos manifestados hacen referencia a un curso básico de física para médicos, donde al parecer, algunos docentes utilizaron los textos preparados por otros autores, hecho en sí habitual entre compañeros y profesionales. Los denunciantes, que se reconocen autores de esos textos, manifiestan que descubrieron que en el libro de dicho curso ellos no figuraban como autores de los mismos, sino los docentes que los utilizaron.

Estos hechos, aunque individuales, aislados y no extensibles al conjunto de la actividad reseñada ni al resto de los otros docentes participantes, se han puesto en

conocimiento del Comité Deontológico de la SEFM para su esclarecimiento, y se ha procedido a la suspensión cautelar del proceso de registro del mencionado libro.

Una sociedad científica tiene que promover, promocionar y difundir la excelencia profesional y científica de sus miembros. Estas acciones, que consideramos ocasionales y únicas, no deben empañar la misión definida y para la que todos debemos trabajar.

Una sociedad científica será tanto más excelente, en cuanto lo sean todos y cada uno de sus miembros en todas sus actividades científicas y profesionales. Desde estas líneas quedamos todos emplazados para conseguirlo.

Madrid, 24 Noviembre 2003

Junta Directiva

Agenda

Próximas convocatorias

International Symposium on Nuclear Oncology (ISNO-2004).

19-23 Enero 2004, Porto Alegre (Brasil).

Información: <http://www-pub.iaea.org/MTCD/Meetings/Announcements.asp?ConfID=117>

10th UK Monte Carlo User Group meeting (MCNEG 2004).

15-16 Marzo 2004, Teddington (Reino Unido).

Información: <http://www.npl.co.uk/ionrad/training/monte-carlo/>

ESTRO Teaching course on Imaging for Target Volume Determination in Radiotherapy.

18-22 Abril 2004, Múnich (Alemania).

Información: www.estro.be

Optimisation Strategies In Medical X-ray Imaging (Second Malmö Conference on Medical X-ray Imaging).

23-25 Abril 2004, Malmö (Suecia).

Información: <http://www.rfa.mas.lu.se/mxi>

The Analogue to Digital Migration of the Hospital Working Environment (II EFOMP Mediterranean Conference on Medical Physics).

28-30 Abril 2004, Limassol (Chipre).

Información: www.campbe.org/EFOMP2004/

ESTRO Teaching course on Dose Determination in Radiotherapy: Beam Characterisation, Dose Calculation and Dose Verification.

2-6 Mayo 2004, Niza (Francia).

Información: www.estro.be

Current Topics in Monte Carlo Treatment Planning.

3-5 Mayo 2004, Montreal (Canadá).

Información: <http://mctp.medphys.mcgill.ca>

International Conference on Radiation Shielding (ICRS-10) and Topical Meeting on Radiation Protection and Shielding (RPS-2004).

9-14 Mayo 2004, Funchal, Madeira (Portugal).

Información: <http://www.itn.mces.pt/ICRS-RPS/>

XIV International Conference on the Use of the Computers in Radiotherapy.

10-13 Mayo, Seúl (Corea).

Información: <http://www.iccr.info>

Annual Brachytherapy Meeting GEC/ESTRO.

13-15 Mayo, Barcelona (España).

Información: www.estro.be

11 Congreso Internacional de la IRPA.

23-28 Mayo 2004, Madrid (España).

Información: www.irpa11.com

ESTRO Teaching course on IMRT and Other Conformal Techniques in Practice.

2-6 Mayo 2004, Niza (Francia).

Información: www.estro.be

Cursos Básicos de Formación en Física Médica

Organizados por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica)

1. Justificación

La Licenciatura en Ciencias Físicas, Ingeniería, u otras disciplinas científicas con alto contenido en Física y Matemáticas, que son el punto de partida para acceder a la formación de la especialidad en RFH, no ofrecen, por lo general, contenidos específicos en Física Médica.

Sin embargo, el Programa Oficial de la especialidad en Radiofísica Hospitalaria, contiene una parte teórica cuyos conocimientos deben adquirirse mediante la lectura de una bibliografía recomendada (fundamentalmente en lengua inglesa), la asistencia a cursos, congresos, seminarios, etc.

Los cursos que aquí se presentan, pretenden ofrecer una formación básica que cubra gran parte de los conocimientos teóricos que figuran en el programa de la especialidad de RFH, así como introducir a otros titulados superiores al campo de la Física Médica.

Se presentan pues, como un **soporte a las Unidades Docentes** para el desarrollo de los conocimientos teóricos que los residentes deben adquirir, y al mismo tiempo, ser una base de introducción al campo de la Física Médica para otros profesionales interesados en la materia.

2. ¿A quiénes van dirigidos?

- Especialistas en formación en la especialidad de RFH. Fundamentalmente para los residentes de primero y segundo año de la especialidad
- Titulados Superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

3. Objetivos

- Cubrir gran parte del *programa teórico de formación* de la especialidad de RFH.
- Uniformizar los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.
- Armonizar el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.

4. Estructura de los cursos

- MÓDULOS (CB), de aproximadamente 20 horas cada uno.
- Eminentemente teóricos para introducir a los especialistas en formación en las diversas áreas de la especialidad.
- Clases magistrales combinadas con seminarios, discusiones y trabajos en grupo.

- La SEFM oferta todos los módulos cada año. Los alumnos podrán escoger entre hacerlos todos en un año o repartirlos entre los dos primeros años de la residencia.
- Todos los módulos se impartirán en una misma sede.
- Abiertos también a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en Física Médica

5. Contenidos

CB1. Medida de la radiación

Magnitudes y unidades. Teoría de la Cavidad de Bragg-Gray. Equilibrio electrónico. Principios físicos de los distintos sistemas de medida. Precisión en la medida. Incertidumbres. Errores.

Coordinador: Antonio Brosed

CB2. Bases físicas, equipos y Control de Calidad en Radiodiagnóstico

RX. Producción. Radiología convencional. Mamografía. TC.

Coordinadores: Xavier Pifarrer, Cristina Nuñez de Villavicencio

CB3. Bases físicas, equipos y control de calidad en Radioterapia Externa I

Equipos de tratamiento. Dosimetría física. Protocolos.

Coordinadores: Mari Cruz Lizuáin, Araceli Hernández

CB4. Bases físicas, equipos y control de calidad en Radioterapia Externa II

Dosimetría clínica. Sistemas de planificación.

Coordinadores: J. Miguel Delgado, Esther Millán

CB5. Bases físicas, equipos y control de calidad en Braquiterapia

Equipos. Calibración. Sistemas de planificación. Nuevas técnicas.

Coordinador: José Pérez Calatayud

CB6. Bases físicas, equipos y control de calidad en Medicina Nuclear

Ganmacámaras. Activímetros. PET. SPECT.

Coordinador: Rafael Puchal

CB7. Funciones del Radiofísico en la Protección Radiológica Hospitalaria

Legislación. PR operacional. Residuos. (En todas las áreas)

Coordinador: Mari Cruz Paredes.

CB8. Oncología básica para Radiofísicos y principios de Radiobiología

(Curso impartido en colaboración con la AERO)

Terminología básica. Biología del proceso tumoral. Tipos de tumores.

Principios de Radiobiología. Curvas de supervivencia. Curvas dosis-efecto. Modelos Radiobiológicos.

Coordinador: Damián Guirado

CB9. Curso básico de Anatomía y Fisiología para Radiofísicos

Coordinador: Juan Carlos Mateos.

Módulos CB1 a CB8. Altamente recomendados al inicio de la formación: R1.

También pueden combinarse durante los dos primeros años: R1 y R2.

Módulo CB9. Altamente recomendado durante la residencia. (Por las características del curso se impartirá de manera independiente en la Universidad de Sevilla).

Cursos de Formación Continuada. SEFM. 2004

Acreditados por la Comisión de Docencia de la SEFM

Nombre del curso: RADIOLOGÍA DIGITAL

Código: C01-SEFM/04

Directores: Ignacio Hernando González. Doctor en Ciencias Físicas. Hospital del Río Ortega. Valladolid.

Fecha y lugar de celebración: Valladolid: Hospitales Universitarios "del Río Horteiga" y "Clínico". 26-29 de Abril.

Objetivo del curso:

Ofrecer una visión global y coherente del estado actual de la tecnología digital disponible para la obtención, tratamiento, análisis y gestión de imágenes en radiología. Facilitar elementos para la planificación de sistemas de radiología digital en centros de tamaño y características diversos. Presentar modelos para la elaboración de especificaciones y para la realización de pruebas de aceptación en el área de la radiología digital. Proponer procedimientos básicos de control de calidad de parámetros físico-técnicos en radiología digital.

Temario:

1. Conceptos básicos en radiología digital
2. Sistemas de adquisición de imagen digital: Los sistemas digitales clásicos: TC y RM. Digitalización con cámaras CCD. Sistemas de fósforos fotoestimulables (CR). Sistemas de radiología directa (DR). Digitalización de imágenes sobre película radiográfica.
3. Sistemas de procesamiento de la imagen digital: Algoritmos y filtros. Estaciones de trabajo.
4. Visualización de la imagen digital: Monitores de diagnóstico y de visualización. Impresoras láser húmedas y secas. Sistemas alternativos. Impresión sobre papel.
5. Archivo de imágenes digitales: Sistemas de archivo masivo. Sistemas auxiliares de archivo. Compresión de imágenes.

6. Sistemas de gestión integral de imágenes: Conectividad. El estándar DICOM. Sistemas de comunicación y archivo de imágenes (PACS). Integración del PACS y los sistemas de información generales (RIS y HIS). Telerradiología.

7. Evaluación de imágenes digitales: Parámetros descriptivos de las características de una imagen. Resolución. Contraste. Eficiencia de detección cuántica (DQE). Ficheros de imagen.

8. Implantación de un sistema de radiología digital: Definición de necesidades. Especificaciones técnicas. Criterios de implantación de equipos. Pruebas de aceptación.

9. Control de calidad en radiología digital: Control de calidad de sistemas de adquisición de imágenes. Control de calidad de sistemas de sistemas de visualización y presentación. Control de calidad de sistemas de transmisión y gestión de imágenes. Evaluación de imágenes clínicas. La dosis a pacientes en sistemas de radiología digital.

10. Desarrollos basados en la radiología digital: Diagnóstico asistido por ordenador. Desarrollos en investigación y docencia.

Número de puntos de FCP: 36 puntos (1.2 puntos/hora lectiva).

Nombre del curso: DOSIMETRIA *IN VIVO* EN RADIOTERAPIA EXTERNA

Código: C02-SEFM/04

Director: Montserrat Ribas Morales. Dra. en Ciencias Físicas. Jefe del Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

Fecha y lugar de celebración: Barcelona. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. 5 al 8 de Mayo de 2004.

Objetivo del curso:

Indicar los conceptos necesarios así como los procedimientos a seguir para implementar la dosimetría *in vivo* en un programa de garantía de calidad en RT.

- Exponer detalladamente los sistemas de medida más habituales: diodos y TL.
- Exponer otro sistema de detección: Mosfet
- Familiarizarse en el ámbito práctico en el manejo y calibración de diodos.

Temario:

1. Finalidad de la dosimetría *in vivo* . Principales modalidades de la realización de las medidas en vivo. Problemas planteados.

2. Principios físicos de la dosimetría por termoluminiscencia (TL). Curva de emisión TL. Aplicación de la dosimetría TL en dosimetría *in vivo* .

3. Equipos de medida y principales materiales termoluminiscentes.

4. Propiedades de los semiconductores. Modelo de bandas. Semiconductor intrínseco. Semiconductor extrínseco. El semiconductor como detector de radiación (diodo). Detector de semiconductor de unión. Su aplicación en dosimetría *in vivo* .

5. Equipo de medida y tipos de diodos comercializados.

6. Test de aceptación de diodos.

7. Calibración de diodos. Calibración a la entrada. Calibración a la salida. Determinación de los factores de corrección. Incertidumbre en la determinación de la dosis.

8. Detectores Mosfet

9. Calibración de dosímetros TL para dosimetría *in vivo* . Incertidumbre en la determinación de la dosis.

10. Implementación de la dosimetría *in vivo* en la práctica clínica.

11. Algoritmos de cálculo.

12. Interpretación de resultados en pacientes. Nivel de tolerancia. Nivel de acción. Errores detectados.

13. Experiencia en DIV de diversos Centros.

14. EPID transit dosimetry and potential for IMRT verification.

Prácticas

Práctica 1: Calibración de diodos

Práctica 2: Correlación de datos entre sistema de planificación y algoritmo de cálculo

Práctica 3: Medida de la dosis y evaluación de resultados

Número de puntos de FCP: 24 puntos (1 puntos/hora lectiva)

Participación docente de: MCP IBERIA SA (T&N)

Nombre del curso:
CURSO BÁSICO DE ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA PARA RADIOFÍSICOS

Código: C03-SEFM/04

Director: Juan Carlos Mateos Pérez. Prof. Titular Física Médica.

Radiofísico Hospital Duques del Infantado. HU Virgen del Rocío.

Fecha y lugar de celebración: Facultad de Medicina de la Universidad de Sevilla. 14 al 18 de Junio 2004

Objetivo del curso:

Suministrar formación básica en anatomía y fisiología humanas, al mismo tiempo que analizar desde un punto de vista anatómico-fisiológico distintas patologías oncológicas utilizando imágenes isotópicas, imágenes de tomografía computarizada y tomografía por emisión de positrones.

Temario:**ANATOMÍA:**

1. Conceptos generales de anatomía
2. Anatomía de cabeza y cuello
3. Piel.
4. Anatomía del tronco y de la columna vertebral
5. Anatomía de las extremidades

PRÁCTICAS

Observación de preparaciones anatómicas en sala de disección.

FISIOLOGÍA

1. Sangre y aparato circulatorio
2. Aparato respiratorio
3. Aparato digestivo
4. Aparato urinario
5. Sistema endocrino y reproducción
6. Sistema nervioso

CONTENIDO TEÓRICO DE ONCOLOGÍA

1. Aspectos generales de oncología
2. Aspectos clínicos de una lesión tumoral de cabeza y cuello
3. Aspectos clínicos de una lesión tumoral de mama
4. Aspectos clínicos de una lesión tumoral de pulmón
5. Aspectos clínicos de una lesión tumoral de abdomen

Número de puntos de FCP: 30 puntos (1 puntos/hora lectiva)

Nombre del curso:
RADIOBIOLOGÍA CLÍNICA

Código: C04-SEFM/04

Director: Damián Guirado. Dr. En Ciencias Físicas. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario San Cecilio. Granada.

Fecha y lugar de celebración: Granada. 22 al 24 de Septiembre 2004

Objetivo del curso:

Exponer los fundamentos de la Radiobiología aplicada a la Radioterapia y mostrar el modo en que estos fundamentos se llevan a la práctica clínica.

Dar a conocer las principales áreas de investigación en Radiobiología en que puede participar el radiofísico.

Temario:

1. Conceptos básicos de Biología celular
2. Efectos subcelulares de la radiación
3. El daño subcelular en el laboratorio.
4. Modelos de supervivencia celular
5. La supervivencia celular en el laboratorio.
6. Crecimiento tumoral. Respuesta de los tumores a la radiación.
7. Organización, proliferación y respuesta de los tejidos sanos a la radiación.
8. La respuesta tumoral y el daño a los tejidos sanos en la clínica.
9. La respuesta tumoral y el daño a los tejidos sanos en la clínica
10. Fraccionamiento e isoeffecto en Radioterapia.
11. Relaciones dosis-respuesta. Control tumoral y respuesta de los tejidos sanos. Tratamiento de la información de los Histogramas Dosis-Volumen.
12. La Radiobiología y los informes dosimétricos: ICRU-50 e ICRU-62.
13. Métodos computacionales en Radiobiología. El laboratorio virtual.
14. Mesa redonda: las funciones del radiofísico en esta área; las vertientes clínica e investigadora (fomento de la investigación). ¿Cómo llevaremos todo esto a nuestros hospitales?

Prácticas

Aplicaciones prácticas:

- a) Ejemplos simples de las relaciones isoeffecto.
- b) El efecto del tiempo en tratamientos fraccionados.
- c) Efecto de la tasa de dosis; braquiterapia
- d) Resolución de ejemplos clínicos, 2ª parte.

Número de puntos de FCP: 19 puntos (1 puntos/hora lectiva)

Nombre del curso:

METROLOGÍA Y CALIBRACIÓN EN RADIACIONES IONIZANTES Y EN EL ÁREA DE LA RADIOFÍSICA HOSPITALARIA

Código: C05-SEFM/04

Directores: Antonio Brosted Serreta. Ldo. en Ciencias Físicas. Unidad de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT. Responsable de Metrología en niveles de radioterapia.

Ana González Leitón: Lda. En Ciencias Físicas. Unidad de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT.

Fecha y lugar de celebración: Madrid. 25 al 29 de Octubre 2004

Objetivo del curso:

Formación básica en aspectos de metrología y calibración para los profesionales implicados en el área de radiofísica.

- Conocimiento de la estructura metrológica en España y de los laboratorios de calibración existentes.
- Asignación de incertidumbres a las medidas de las magnitudes físicas en las áreas de la radioterapia, radio-diagnóstico, radioprotección y medicina nuclear.
- Perfeccionar el cumplimiento de los Reales Decretos sobre criterios de calidad.

Temario:

- 1.- Metrología: Conceptos básicos y objetivos. La metrología en España.
- 2.- Metrología científica y legal: organizaciones internacionales y europeas.
- 3.- Sistema internacional de unidades. Unidades básicas y derivadas.
- 4.- Laboratorios de calibración: Patrones de medida, trazabilidad. Procedimientos. Certificados de calibración.
- 6.- Concepto de incertidumbre. Causas. Tipos de incertidumbre. Distribuciones de probabilidad. Evaluación de incertidumbres. Tolerancia y nivel de acción.
- 7.- Calibración. Verificación. Homologación. Condiciones de referencia y condiciones para las que se establece un coeficiente de calibración. Métodos de calibración. Intercomparaciones en el ámbito hospitalario. Periodos de recalibración.
- 8.- Radioterapia. Patrones primarios. Patrones nacionales. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Servicios de calibración disponibles. Determinación del coeficiente de calibración de un equipo. Incertidumbres.
- 9.- Radiodiagnóstico. Patrones primarios y secundarios o de referencia. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Laboratorios en España. Servicios de calibración disponibles. Procedimientos de calibración. Determinación del coeficiente de calibración de un equipo. Incertidumbres.
- 10.- Radioprotección en haces externos (radiación X, gamma y beta). Patrones secundarios o de referencia. Cadena de trazabilidad. Instalaciones. Laboratorios en España. Servicios de calibración disponibles. Procedimientos de calibración. Determinación del coeficiente de calibración de un equipo. Incertidumbres.

Información para los autores

Objetivos de la Revista de Física Médica

La Revista de Física Médica (RFM) es el portavoz oficial de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Sus objetivos son: dar a conocer trabajos científicos originales en español, servir de instrumento de opinión y debate y facilitar la educación continuada para todos los interesados en la Física Médica.

Para cumplir sus objetivos, la RFM consta de las siguientes secciones: Artículos científicos, Comunicaciones breves, Notas técnicas, Novedades técnicas, Listado de publicaciones, Junta Directiva informa, Entidades asociadas, Comunicaciones de interés, Buzón de la SEFM, Temas a debate.

Presentación

Estructura:

Las distintas secciones de la RFM deben seguir la siguiente estructura:

1º) Artículos científicos: resumen, introducción, material y métodos, resultados y conclusiones, discusión y bibliografía.

2º) Comunicaciones breves: resumen, introducción, metodología, discusión, y bibliografía. La extensión del texto será de mil quinientas palabras. Se admitirán hasta un máximo de seis figuras o tablas.

3º) Revisiones técnicas: sin extensión fija. Se admitirán texto, figuras y/o tablas, gráficos y bibliografía.

4º) Las restantes secciones: Listado de publicaciones (y/o revisiones bibliográficas), Junta Directiva informa, Empresas colaboradoras y Buzón de la SEFM) son encargadas directamente por el Comité de Redacción.

Textos:

Los trabajos se presentarán en lengua española.

El mecanografiado de los trabajos se hará en hojas de tamaño DIN A-4, dejando un margen a la izquierda. Las hojas irán numeradas correlativamente en el ángulo superior derecho.

El texto se presentará en el siguiente orden :

1º) En la primera hoja se indicarán en el orden que aquí se establece los siguientes datos: título del artículo, nombre y apellidos de los autores, nombre completo del Centro en el que se ha realizado el trabajo y dirección para la correspondencia, incluyendo teléfono, fax y e-mail, en su caso.

2º) Para artículos científicos y comunicaciones breves, en la segunda hoja se redactará en español e inglés un resumen que seguirá el modelo estructurado (objetivo, material y métodos, resultados, conclusiones) y que tendrá como límite un máximo de cien palabras. En esta misma página se indicarán de tres a cinco palabras clave que identifiquen el trabajo.

3º) A continuación seguirán las hojas con el texto del artículo y la bibliografía.

4º) Seguidamente se incluirán las tablas ordenadas correlativamente

5º) Por último se incluirán las gráficas y las fotografías presentadas dentro de un sobre.

Texto en soporte informático

Además de impresa en papel, el artículo debe enviarse en soporte informático. En la etiqueta se identificará el primer apellido del primer autor, el título, nombre del archivo y el programa utilizado.

Bibliografía

Se presentará según el orden de aparición en el texto con la correspondiente numeración correlativa. En el texto constará siempre la numeración de la cita, va o no acompañada del nombre de los autores; cuando se mencionen éstos, si se trata de un trabajo realizado por dos, se mencionarán ambos, y si se trata de varios se citará el primero seguido de la expresión "et al." o "y cols."

Las abreviaturas de las revistas que se citen serán las oficialmente reconocidas.

Ilustraciones y tablas

Las fotografías serán preferentemente en papel o en formato diapositiva en blanco y negro; no obstante, se admiten ilustraciones a color. Las fotografías irán numeradas al dorso mediante una etiqueta adhesiva, indicando el título del trabajo y señalando con una flecha la parte superior. Los pies de las figuras deben constar en una hoja aparte.

Las tablas se presentarán en hojas aparte del texto, numeradas en número romanos. Las siglas y abreviaturas se acompañarán siempre de una nota explicativa al pie.

En el caso de que las ilustraciones o tablas procedan de otra publicación, el autor deberá poseer la correspondiente autorización.

Normas de publicación

1. Los trabajos se remitirán por triplicado (incluyendo ilustraciones y tablas) a la Secretaria de la SEFM, a la atención del Director del Comité de Redacción.

2. El Comité de Redacción acusará recibo de los trabajos enviados a la REFM e informará de su aceptación.

3. Los manuscritos serán revisados por dos expertos sobre el tema tratado. El Comité de Redacción se reserva el derecho de rechazar los artículos que no juzgue apropiados, así como de introducir las modificaciones que considere oportunas, previo acuerdo con los autores. La RFM no se hace responsable del contenido científico ni de las implicaciones legales de los artículos publicados.

4. Los trabajos aceptados quedan como propiedad permanente de la RFM y no podrán ser reproducidos ni parcial ni totalmente sin el permiso por escrito del Comité de Redacción.

5. El autor recibirá, cuando el artículo esté en prensa, unas pruebas impresas para su corrección, que deberá devolver dentro de las setenta y dos horas siguientes a la recepción.

6. El autor recibirá veinticinco separatas del trabajo. En el caso de desear un mayor número de separatas, deberá comunicarlo al Comité de Redacción cuando reciba las pruebas.

ENTIDADES ASOCIADAS

AGFA-GEVAERT, S.A.
APLICACIONES TECNOLÓGICAS
BRAINLAB IBÉRICA
CMS
CRISA, S.A.
DEXTRO MÉDICA, S.L.
ELEKTA ONCOLOGY SYSTEMS
FUJIFILM ESPAÑA, S.A.
GENERAL ELECTRIC MED. SYSTEMS
IMPAC
INSTRUMENTACIÓN FÍSICO-MÉDICA, S.L.
I.R.E. RAYOS X
KODAK, S.A.
KONICA SAKURA
MATERIAL CLÍNICO FLORIDA, S.L.
MCP IBERIA, S.A.
NUCLETRON, S.A.
NUCLIBER
PHILIPS IBÉRICA, S.A.
PRISMA IBÉRICA MEDICAL SYSTEMS
SCHERING ESPAÑA
SIEMENS, S.A.
TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS
VARIAN MEDICAL SYSTEMS