



## 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)  
Arrans Lara, Rafael (Sevilla)  
Barquero Sanz, Raquel (Valladolid)  
Bodineau Gil, Coral (Málaga)  
Brosed Serreta, Antonio (Madrid)  
Delgado Rodríguez, José Miguel (Madrid)  
Escalada Pastor, Carmen (Madrid)  
Eudaldo Puell, Teresa (Barcelona)  
Fernández Bordes, Manuel (Salamanca)  
Fernández Gonzalez, Belén (Oviedo)  
Fernández Varea, José M<sup>a</sup> (Barcelona)  
Geleijns, Jacob (Leiden, Holanda)  
González García, Luciano (Madrid)  
Guasp, Miguel (Valencia)  
Hernández Armas, José (Santa Cruz de Tenerife)

Hernández Vitoria, Araceli (Zaragoza)  
Hernando González, Ignacio (Valladolid)  
Izpizua Linazasoro, M<sup>a</sup> Carmen  
(Madrid)  
Lallena Rojo, Antonio (Granada)  
Lizuain Arroyo, M. Cruz (Barcelona)  
López Bote, Miguel Ángel (Madrid)  
Luis Simón, Florencio J. (Sevilla)  
Marti Climent, José M<sup>a</sup> (Navarra)  
Millán Cebrián, Ester (Zaragoza)  
Morán Penco, Pilar (Madrid)  
Núñez Martín, Luis (Madrid)  
Pérez Calatayud, José (Valencia)  
Pérez González, Leopoldo (Madrid)  
Plaza Aparicio, Rafael (Madrid)

Puchal Añe, Rafael (Barcelona)  
Ribas Morales, Montserrat (Barcelona)  
Rivas Ballarín, M<sup>a</sup> Angeles (Zaragoza)  
Rodríguez Rodríguez, Cesar (Madrid)  
Rosello Ferrando, Joan Vicent (Valencia)  
Sánchez Doblado, Francisco (Sevilla)  
Sánchez-Reyes, Fernández, Alberto  
(Barcelona)  
Sena Espinel, Enrique de (Salamanca)  
Sierra Díaz, Fernando (Madrid)  
Tobarra González, Bonifacio (Murcia)  
Torres Escobar, Juan José (Madrid)  
Vaño Carruana, Eliseo (Madrid)  
Vázquez Rodríguez, J. (Pontevedra)  
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.<sup>a</sup> Nave 9.

Suscripción individual (anual:30 €). Suscripción instituciones (anual: 60€) .

D. Legal: M-28926-2000. ISSN 1576-6632

Copyright de los textos originales 2004. 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.

Nueva dirección de correo electrónico de la Revista: [revistafisicamedica@sefm.es](mailto:revistafisicamedica@sefm.es)

Desde el alumbramiento de la "Revista de Física Médica" todos deseamos que fuera el órgano de expresión científica y que, como tal, reflejara la actividad que desarrollan los miembros de nuestro colectivo. Hasta ahora se ha publicado una secuencia de dos números por año. A nadie se le escapa que esta cifra posiblemente no refleja adecuadamente la labor que se viene haciendo. El número que ahora presentamos supone un adelanto en cuanto a fecha de publicación, ya que disponíamos de suficiente fondo editorial y esperamos permita que el año próximo logremos publicar tres números. Gracias a todos. El Comité de Redacción no debe cejar en el empeño de seguir solicitando la mayor colaboración por vuestra parte, y así lo hacemos. Por cierto, nuestra revista se halla disponible en todos los escenarios de la EFOMP.

El año que viene se celebrará el XV Congreso Nacional de la SEFM en Pamplona y ésto supone la fuente más importante de material para su futura publicación. Esta circunstancia nos hace ser optimistas y pensar que la publicación de tres números de la Revista cada año, no será una quimera.

Con el último ejemplar de cada año se hace pública la relación de Asesores Científicos que han intervenido hasta ahora en los artículos publicados. Nuestro más sin-

ceros agradecimiento a todos ellos. No siempre resulta fácil el intercambio de opiniones; sin embargo debemos resaltar la voluntad de entendimiento del que hasta ahora se ha hecho gala en el seno de nuestra Sociedad.

El presente ejemplar está compuesto por tres artículos científicos y tres notas técnicas. Tal calificación, bien por parte de los autores, bien por parte de los asesores, representa un nivel de exigencia digno de encomio. La pretensión de todos es conseguir unas cotas científico-técnicas que dignifiquen la presencia del idioma español en los foros internacionales. Esperemos estar en el camino correcto para conseguirlo.

Este año está siendo muy importante desde el punto de vista laboral ya que se están llevando a cabo las pruebas de la Oferta Pública de Empleo en Sanidad; algunas Comunidades Autónomas ya han concluido el proceso, y ésto representa una estabilidad que a nuestro colectivo le está haciendo mucha falta. Enhorabuena a todos los que hayáis consolidado vuestra situación laboral, y esperamos que el número de desencantados sea nulo o, en el peor de los casos, el mínimo posible.

Con nuestros mejores deseos, os saludamos hasta la próxima.

# Método de control de calidad del registro de imágenes de SPECT y transmisión

J. M. Camino<sup>1</sup>, M. T. García<sup>2</sup>, R. Puchal<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Servei de Física Médica i Protecció Radiològica, ICO-HUB, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona.

<sup>2</sup>Servei de Física i Protecció Radiològica, Hospital Universitari de la Vall d'Hebron, Barcelona.

<sup>3</sup>Servei de Medicina Nuclear, Hospital Prínceps d'Espanya, HUB, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona.

---

## Resumen

Mediante la construcción de un maniquí consistente en una distribución tridimensional de marcas fiduciales visibles en las modalidades de tomografía de emisión de fotón único (SPECT) y de tomografía de transmisión de rayos X (CT) se determinó la calidad del método de registro de imágenes de estas dos modalidades en la gammacámara Millenium VG Hawkeye. Se desarrolló una función de Matlab que detecta las posiciones de las marcas fiduciales en cada conjunto de imágenes y comparando éstas, se observó un desajuste en el registro que puede afectar a la calidad de las imágenes de fusión. Se propone el sistema de medida expuesto como una prueba de control de calidad del registro de imágenes de emisión, tanto de SPECT como de PET, con imágenes de transmisión, tanto de rayos X como de otras modalidades.

*Palabras clave:* Control de calidad. Registro de imágenes. SPECT. PET. CT.

## Abstract

We determined the quality of registration of images obtained by single photon emission tomography (SPECT) and X ray transmission tomography (CT) in the Millenium VG Hawkeye gammacamera. For this purpose, we designed and constructed a phantom consistent in a three dimensional distribution of landmarks, visible in both modalities. We developed a Matlab function which detects the positions of the landmarks in each image set. By comparing these positions, we observed a mismatching in registration which can affect the quality of fusion images. We propose our system as a quality control test for the registration of emission images, of SPECT as well as of PET, with X ray transmission images and with images of other transmission modalities.

*Key words:* Quality assurance. Image registration. SPECT. PET. CT.

---

## Introducción

La tomografía computarizada de emisión (ECT), que incluye la tomografía de emisión de positrones (PET) y la tomografía de emisión de fotón único (SPECT), proporciona información funcional. El registro de imágenes de ECT con información estructural de alta resolución,

como la obtenida por imágenes de resonancia magnética (MR) o tomografía computarizada de transmisión (CT) tiene muchas aplicaciones tanto clínicas como de investigación. Además se han propuesto diversos esquemas para mejorar la reconstrucción de imágenes de PET y SPECT basadas en la información de alta resolución sobre regiones anatómicas y contornos que proporciona la MR. Cuando se pretende correlacionar información de estudios multimodalidad con varios cortes realizados en un paciente, las imágenes de las diferentes modalidades deben representar la misma anatomía para una comparación óptima. El registro de imágenes consiste en la transformación de las imágenes a un único sistema de referencia y a una misma matriz de pixels. De esta forma los

---

Correspondencia: José M. Camino. Servei de Física i Protecció Radiològica. ICO-HUB, Gran Vía s/n Km. 2.7. 08970 L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona.

E-mail: mcamino@ico.scs.es

Fecha de recepció: 12-4-2004

Fecha de aceptació: 29-6-2004

cortes coincidentes pueden presentarse superpuestos. La fusión de imágenes es la representación de una combinación de las intensidades de pixels correspondientes a las imágenes registradas.

Las imágenes obtenidas de un mismo paciente empleando distintas técnicas o modalidades pueden diferir en escala (tamaño de pixel), orientación (ángulo) y posición. Para algunos órganos el contorno puede variar dependiendo de la posición del paciente. En algunos casos, como los estudios de cerebro, puede utilizarse un dispositivo craneal con o sin marcas fiduciales para forzar la repetibilidad del posicionamiento. Se han propuesto muchas técnicas de registro para la correlación espacial de imágenes tomográficas con imágenes obtenidas mediante otras modalidades<sup>1,2</sup>. La precisión de cada técnica de registro depende de la aplicación específica considerada, de las modalidades de imagen involucradas y de la región anatómica en estudio. En general se emplean transformaciones rígidas<sup>3-5</sup>. Aunque este tipo de transformaciones son adecuadas para la correlación de estudios cerebrales, ya que su forma es constante, para otras regiones anatómicas, como el tórax<sup>6</sup> o el abdomen, la aplicabilidad de las transformaciones rígidas debe ser adecuadamente comprobada. Un conjunto de marcas fiduciales o características anatómicas pueden utilizarse para alinear las imágenes. El uso de características anatómicas puede ser separado en técnicas en las cuales un experto identifica las posiciones de características comunes a los dos conjuntos de imágenes y técnicas en las que se delimitan las superficies de los órganos en los dos conjuntos de imágenes y son superpuestas mediante un programa de minimización que transforma una superficie para que coincida con la otra<sup>7,8</sup>. Las técnicas de registro basadas en datos anatómicos tienen la ventaja de que no es necesario preparación previa a la adquisición ni equipo adicional. Un problema inherente a la técnica de ajuste de superficies es que el error asociado a un ajuste no puede ser determinado a partir del propio ajuste<sup>7</sup>. Este error de registro puede definirse como la diferencia de la posición de un punto anatómico en un conjunto de imágenes comparado con su posición en el segundo conjunto registrado con el primero.

El proceso de registro de imágenes puede estar sujeto a errores que pueden alterar el resultado de las imágenes fusionadas. Por ello es esencial un control de calidad del proceso de registro para verificar las imágenes después de ser transferidas, incluyendo aspectos como su integridad espacial, orientación, quiralidad, precisión de registro y otras características. En<sup>7</sup> se propone un método para determinar la precisión de un algoritmo de ajuste de superficies para registro de imágenes de SPECT, PET y MR, basado en un maniquí de cerebro que se puede rellenar con agua y que tiene fijado un conjunto de pequeñas marcas fiduciales. En<sup>8</sup> se analiza la precisión de una aplicación también basada en un ajuste de superficies pa-

ra el registro de imágenes de PET. En este caso la evaluación se realiza mediante simulaciones por ordenador, medidas de un maniquí con marcas fiduciales y datos clínicos de PET. En<sup>9</sup> se propone una metodología de control de calidad para determinar la precisión de registro y fusión de cualquier combinación de imágenes multimodales de CT, MR y PET en el contexto de planificación de tratamientos en radioterapia conformada en tres dimensiones y con intensidad modulada.

El propósito de este trabajo fue desarrollar un método para estimar la calidad del registro de imágenes de emisión y de transmisión mediante la comparación de las posiciones observadas en cada una de las modalidades de un conjunto de marcas fiduciales visibles en las modalidades de emisión y transmisión distribuidas en un volumen. El método se aplicó a una gammacámara Millenium VG Hawkeye (General Electric), que es un equipo mixto de SPECT y CT.

La correspondencia entre los cortes transversales obtenidos por SPECT y por transmisión en la gammacámara Millenium VG Hawkeye se realiza mediante una traslación de la camilla previa a la adquisición de las imágenes de transmisión. Este movimiento se realiza en la dirección axial de la camilla y posibles desalineamientos con los ejes de rotación correspondientes al tomógrafo de rayos X y a los cabezales detectores pueden causar imprecisiones en el registro. Además, la calidad del registro también depende de la exactitud del parámetro de traslación de la camilla.

## Material y métodos

Se construyó un maniquí con 27 marcas distribuidas en tres planos paralelos, con 9 marcas en cada plano. Las marcas consisten en viales de plástico en los que se introduce una bola de acero inoxidable y 10  $\mu$ l de una solución con <sup>99m</sup>Tc. Esta solución contiene 20 mCi de <sup>99m</sup>Tc en 0,4 ml

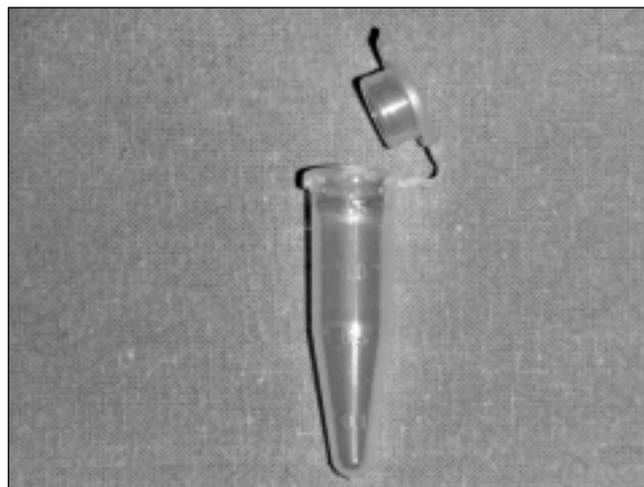


Fig. 1. Vial de plástico utilizado para construir las marcas fiduciales del maniquí.

de agua. Con esta concentración de actividad las imágenes de emisión reconstruidas tienen píxeles con valores máximos de intensidad del orden de diez mil cuentas. Las bolas de acero son de 4 mm de diámetro. Este diámetro se eligió de tal manera que el tamaño de las bolas fuese lo más pequeño posible pero también lo suficientemente grande para que las imágenes de transmisión reconstruidas mostrasen una atenuación mayor en las bolas de acero que en la camilla y en los demás materiales del maniquí. Esto fue necesario para detectar las posiciones de las bolas de acero en el conjunto de imágenes de transmisión. Los viales (fig.1) tienen una longitud de 3,9 cm, excluyendo la tapa, y 1 cm de diámetro interior en la parte más ancha. Los viales fueron escogidos de tal manera que la solución con  $^{99m}\text{Tc}$  envolviese las bolas de acero del modo más simétrico posible. Esto permite identificar el centro geométrico de cada bola de acero con el centro de masas de la solución de  $^{99m}\text{Tc}$ .

Los 27 viales con bolas de acero y solución de  $^{99m}\text{Tc}$  se insertan en tres planchas de poliestireno como se muestra en la fig. 2. Este material fue escogido por tener un coeficiente de atenuación despreciable frente al del acero y por ser fácilmente manipulable. Las planchas son de 28 cm de longitud, 21,8 cm de anchura y 3,8 cm de grosor. En cada una de ellas se hicieron 9 agujeros de 1 cm de diámetro, de forma que al insertar los viales estos encajen sin holgura. Las posiciones de los centros de los agujeros forman una estructura rectangular de 20 cm de longitud y 15 cm de anchura. Aparte de los agujeros para los viales en las planchas se hicieron cuatro agujeros adicionales en cada una de 1,5 cm de diámetro cuyos centros forman un rectángulo de 25 cm de lado mayor y 18,8 cm de lado menor. En dos de las planchas se insertó en cada uno de los agujeros un tubo hueco de plástico de 10 cm de longitud, 1,5 cm de diámetro exterior y 1,2 cm de diámetro interior de tal manera que uno de los extremos de cada tubo está al nivel de la superficie superior de la plancha y el otro extremo del tubo sobresale por la parte inferior. En la plancha restante se inserto en cada uno de los agujeros una porción de 3,8 cm del mismo tu-

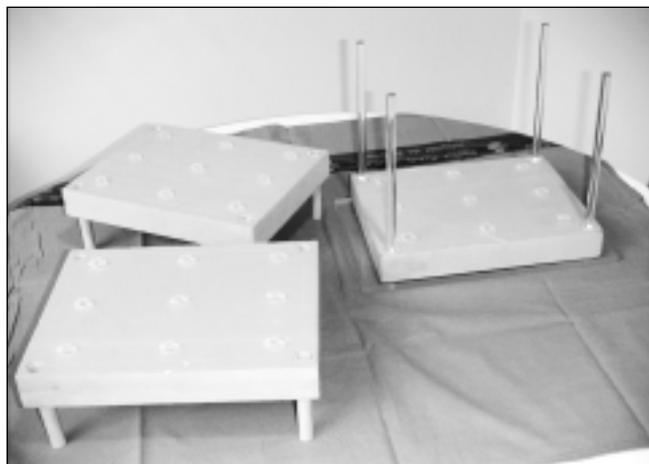


Fig. 2. Planchas de poliestireno con los viales insertados.

bo, de tal manera que los dos extremos del tubo quedan enrasados con las superficies de la plancha.

Adicionalmente, para el ensamblaje de las planchas de poliestireno, se construyó un soporte de metacrilato consistente en una base de 32,5 cm de longitud, 22 cm de anchura y 1 cm de grosor en la cual se hicieron 4 agujeros cuyos centros están en los vértices de un rectángulo de lados 25 cm y 18,8 cm. En cada uno de los agujeros se fijo una varilla de metacrilato de 1 cm de diámetro y 24,8 cm de longitud. En este soporte se insertan las planchas, empezando por la que no sobresale el tubo, que se apoya directamente sobre la base de metacrilato y después las dos restantes con la parte saliente de los tubos hacia abajo, tal como se muestra en la fig. 2. En la fig. 3 se muestra una imagen del maniquí ensamblado. La construcción del maniquí hace que sea fácilmente montable y desmontable, lo que facilita la manipulación de los viales en cada plancha.

Las medidas fueron realizadas colocando el maniquí sobre un dispositivo con papel milimetrado fijado a la camilla y centrando su eje de simetría con el de la camilla (fig. 4). Cada adquisición de imágenes de emisión se



Fig. 3. Maniquí ensamblado.

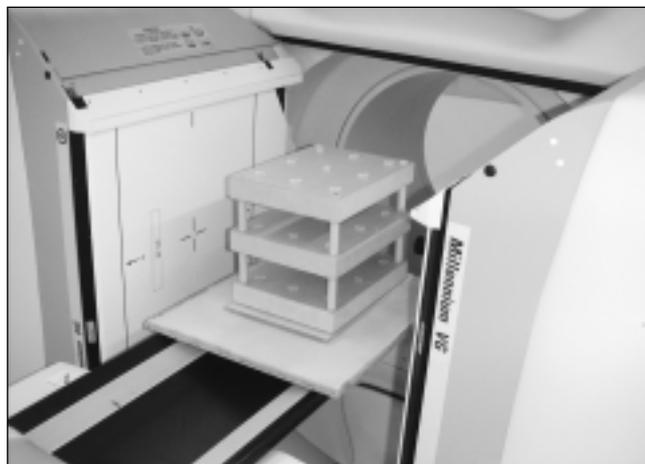


Fig. 4. Colocación del maniquí.

hizo con los cabezales paralelos, con proyecciones separadas por intervalos de 3 grados, un tiempo de adquisición de 10s por proyección y tamaño de matriz de 128 por 128. Las imágenes de transmisión fueron adquiridas con una matriz de 256 por 256.

Una vez hecha la adquisición las imágenes fueron exportadas a una estación de trabajo. Las imágenes de emisión fueron reconstruidas mediante un algoritmo de reconstrucción iterativa, sin corrección por atenuación y suavizadas con un filtro de Hanning de frecuencia de corte de  $0,85 \text{ mm}^{-1}$ . En la fig. 5 se muestran las reconstrucciones tomográficas de una imagen de emisión y otra de transmisión correspondientes al mismo corte, siendo éste coincidente con uno de los tres planos verticales sobre los que están alineadas las marcas del maniquí. Las imágenes de emisión reconstruidas y las de transmisión fueron exportadas en formato DICOM a un PC con la particularidad de que el software empleado hacía que cada uno de los cortes transaxiales de transmisión fuera transferido individualmente en formato DICOM. Con el objetivo de hacer un análisis unificado de ambos conjuntos de imágenes se programó una función en Matlab que unifica los datos de cada corte de transmisión en una única matriz de tres dimensiones. Todos los programas de análisis de datos fueron hechos en Matlab para garantizar su portabilidad a otros sistemas lo que permitiría aplicar el método a otras modalidades como, por ejemplo, el registro de imágenes de PET con imágenes de transmisión.

Se programó una función que detecta los píxeles con valores de intensidad máximos y calcula las coordenadas del centroide correspondiente a una distribución de píxeles dentro de un paralelepípedo centrado en cada máximo. La longitud de los paralelepípedos en cada dirección viene determinada por el primer pixel al que se llega al movernos desde el máximo en esa dirección tal que tiene una intensidad menor que un décimo del valor del máximo y teniendo en cuenta las posiciones de los bordes de la imagen. La posición del centroide se considera como el centro geométrico de cada bola, en las imágenes de transmisión, y como el centro de masas de la solución de

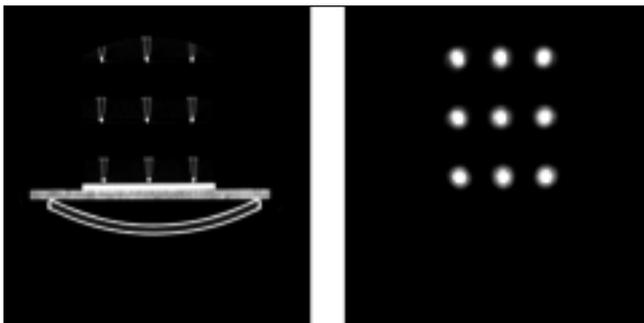


Fig. 5. Izda: Imagen de transmisión reconstruida correspondiente a un corte axial coincidente con uno de los tres planos verticales sobre los que están alineadas las marcas fiduciales en el maniquí. Dcha: Imagen de emisión reconstruida correspondiente al mismo corte axial.

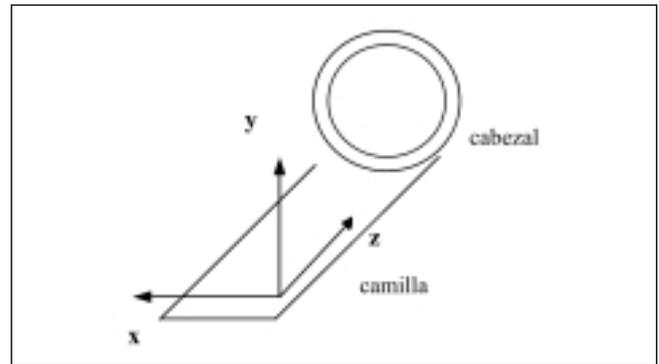


Fig. 6. Sistema de coordenadas para el posicionamiento de las marcas fiduciales.

$^{99m}\text{Tc}$  que envuelve las bolas de acero en las imágenes de emisión. Estas posiciones están referidas al sistema de referencia mostrado en la fig. 6.

Después de ser obtenidas las coordenadas de las marcas fiduciales según son detectadas en cada modalidad se calcula el vector de desviación para cada una de las 27 marcas. Este vector es la diferencia entre el vector de posición asociado al centroide de la distribución de  $^{99m}\text{Tc}$  en las imágenes de emisión y el vector de posición del centro de cada bola de acero en las imágenes de transmisión.

Para comprobar la repetibilidad de las medidas se realizó una serie de seis medidas por posición situando el maniquí en dos posiciones distintas respecto a los cabezales de la gammacámara. Para cada serie de medidas se aplicó la prueba estadística no-paramétrica de Kruskal-Wallis para determinar si las medias de las componentes de las separaciones obtenidas para cada medida provienen de la misma población. La distribución de medias no siempre sigue una distribución normal por lo que es necesario hacer un test no-paramétrico.

Por otra parte, para estudiar posibles relaciones de dependencia del registro con la posición del maniquí respecto a los cabezales de la gammacámara se hicieron medidas colocando el centro del maniquí en 17 posiciones distintas. En las seis primeras no se controló ninguna de las dos variables de posicionamiento del maniquí, mientras que en las 11 restantes se situó el maniquí a lo largo del eje de la camilla en posiciones marcadas sobre el papel milimetrado. Se aplicó de nuevo la prueba de Kruskal-Wallis para comprobar si las medias de las desviaciones provienen de la misma población, es decir, para determinar si existe homogeneidad espacial en el registro o no.

Finalmente, se estudió el comportamiento de las desviaciones al variar la posición del maniquí respecto de la camilla para detectar posibles desajustes que afecten al registro debidos a la traslación de la camilla. Para ello se escogieron 5 posiciones representativas a lo largo de la toda la camilla.

## Resultados

### Repetibilidad

Los resultados de las medidas de repetibilidad se muestran en la tabla 1. Cada columna corresponde a las medias de las componentes del vector de separación de las marcas en las imágenes de emisión y de transmisión para cada una de las dos series de seis medidas. Esta tabla equivale a la distribución muestral de medias para las tres variables que corresponden a cada componente del vector de separación. En la tabla se muestran también la desviación media en cada una de las componentes, la desviación estándar de la media y el valor del estadístico de Kruskal-Wallis,  $H$ . La prueba de Kruskal-Wallis para

un conjunto de  $k$  medias obtenidas a partir de una serie de muestras de igual tamaño se basa en que, cuando todas las muestras proceden de una misma población, el estadístico  $H$  sigue una ley de  $\chi^2$  con  $\kappa-1$  grados de libertad. La aplicación de la prueba de Kruskal-Wallis asumiendo un riesgo tipo I del 1% no da diferencias significativas entre las medias por lo que las medidas pueden considerarse repetitivas.

### Dependencia con la posición respecto a los cabezales

En la tabla 2 se muestran las medidas realizadas en 17 posiciones distintas del maniquí respecto a los cabezales. En este caso la prueba de Kruskal-Wallis con riesgo tipo I del 1% da diferencias significativas para las medias de

**Tabla 1. Medias de las componentes de las separaciones de las 27 marcas en dos posiciones distintas del maniquí respecto de la gammacámara. En la parte inferior se muestran la media  $\mu$ , la desviación  $\sigma$  de la distribución de medias y el estadístico de Kruskal-Wallis,  $H$ . El test no-paramétrico de Kruskal-Wallis da diferencias significativas entre las medias con riesgo tipo I del 1% cuando el estadístico  $H$  tiene un valor superior a  $\chi^2(5,0.01) = 15.0863$ .**

Posición 1			Posición 2		
$\Delta x$ (mm)	$\Delta y$ (mm)	$\Delta z$ (mm)	$\Delta x$ (mm)	$\Delta y$ (mm)	$\Delta z$ (mm)
3,6	2,3	-2,3	3,3	2,3	-2,6
3,5	2,0	-2,2	3,2	2,3	-2,6
3,2	1,9	-2,0	3,3	2,3	-2,4
3,6	2,3	-2,2	3,3	2,3	-2,4
3,5	2,2	-2,3	3,4	2,3	-2,5
3,6	2,3	-2,3	3,3	2,3	-2,4
$\mu_x = 3,5$	$\mu_y = 2,2$	$\mu_z = -2,2$	$\mu_x = 3,3$	$\mu_y = 2,3$	$\mu_z = -2,5$
$\sigma_x = 0,1$	$\sigma_y = 0,2$	$\sigma_z = 0,1$	$\sigma_x = 0,1$	$\sigma_y = 0,1$	$\sigma_z = 0,1$
$H = 3,77$	$H = 5,65$	$H = 1,61$	$H = 1,54$	$H = 0,29$	$H = 0,83$

**Tabla 2. Medias de las componentes de las separaciones de las 27 marcas en 17 posiciones distintas del maniquí respecto a la gammacámara. En la parte inferior se muestran la media  $\mu$ , la desviación  $\sigma$  de la distribución de medias y el estadístico de Kruskal-Wallis,  $H$ . El test de Kruskal-Wallis da diferencias significativas entre las medias con un riesgo tipo I del 1% cuando el estadístico  $H$  tiene un valor superior a  $\chi^2(16,0.01) = 31.9999$ .**

Posición	$\Delta_x$ (mm)	$\Delta_y$ (mm)	$\Delta_z$ (mm)
1	3,1	2,0	-2,1
2	2,9	2,0	-0,5
3	2,7	2,1	-1,6
4	3,4	2,4	-3,2
5	2,2	2,5	-0,5
6	2,3	2,6	0,0
7	1,7	2,5	-0,6
8	2,0	2,3	-1,0
9	0,7	3,1	-2,5
10	2,0	2,5	-1,6
11	2,0	2,4	-1,9
12	2,0	2,5	-0,8
13	1,9	2,5	-0,4
14	2,0	2,4	-2,0
15	1,9	2,5	-3,2
16	1,9	2,5	-1,8
17	2,0	2,5	-0,5
	$\mu_x = 2,2$	$\mu_y = 2,4$	$\mu_z = -1,4$
	$\sigma_x = 0,6$	$\sigma_y = 0,2$	$\sigma_z = 1,0$
	$H = 108,03$	$H = 26,50$	$H = 112,56$

**Tabla 3. Medias de las componentes de las separaciones de las 27 marcas en cinco posiciones distintas del maniquí sobre la camilla. En la parte inferior se muestran la media  $\mu$ , la desviación  $\sigma$  de la distribución de medias y el estadístico de Kruskal-Wallis, H. El test de Kruskal-Wallis da diferencias significativas entre las medias cuando el estadístico H tiene un valor superior a  $\chi^2(4,0.01) = 13.2767$ .**

Posición	$\Delta_x$ (mm)	$\Delta_y$ (mm)	$\Delta_z$ (mm)
pies	2,6	2,4	-3,0
pelvis	2,3	3,8	-0,9
abdomen	1,7	4,0	0,1
tórax	1,3	2,4	0,1
cabeza	0,8	2,4	-2,9
	$\mu_x = 1,7$	$\mu_y = 3,0$	$\mu_z = -1,3$
	$\sigma_x = 0,7$	$\sigma_y = 0,8$	$\sigma_z = 1,5$
	H= 34,62	H= 40,68	H= 61,68

las componentes  $x$  y  $y$  del vector de separación, es decir, las medias correspondientes a las medidas en cada posición no corresponden a la misma población. Por tanto, la precisión del registro de imágenes en las direcciones  $x$  y  $z$  varía con la posición del maniquí respecto de la gammacámara. La prueba también da diferencias significativas para la componente  $y$  y si asumimos un riesgo tipo I del 5% [ $\chi^2(16,0.05) = 26.2962$ ].

Aunque la exactitud del registro depende de la posición del maniquí respecto de los cabezales es interesante dar una estimación global de la exactitud. Haciendo la aproximación de que la distribución muestral de medias es una distribución normal podemos hacer una estimación por intervalo de la media de las desviaciones a partir de los datos de la distribución muestral de medias. El intervalo de confianza para la variable  $\mu$ , asumiendo pues que sigue una distribución normal, viene dado por  $\mu \pm z_{\alpha} \sigma_{\mu}$ , donde  $\alpha$  es el riesgo tipo I,  $\sigma_{\mu}$  es la desviación de la distribución de medias y el valor de  $Z_{\alpha}$  viene dado por la ley normal. Si asumimos un riesgo tipo I del 1%, obtenemos como resultado  $\Delta x = 2,2 \pm 1,5 \text{ mm}$ ,  $\Delta y = 2,4 \pm 0,6 \text{ mm}$  y  $\Delta z = -1,4 \pm 2,5 \text{ mm}$ . Podemos comprobar que las desviaciones medias para las dos posiciones fijas del maniquí, presentadas en la tabla 1, están dentro de este intervalo de confianza.

#### Dependencia con la posición sobre la camilla

Las medidas realizadas con el maniquí en distintas posiciones sobre la camilla se muestran en la tabla 3. Estas posiciones fueron escogidas de tal forma que fuesen representativas de estudios de cabeza, tórax, abdomen, pelvis y pies. La prueba de Kruskal-Wallis muestra que el conjunto de medidas no pueden corresponder a la misma población. Este comportamiento es consecuencia por una parte de la variación de la posición del maniquí en relación con los cabezales y por otra, de la posición del maniquí sobre la camilla. Para hacer un estudio de dependencia de la exactitud del registro con la posición sobre la camilla sería deseable fijar la posición relativa a los cabezales, lo que requeriría de algún dispositivo específico del que no disponíamos en el momento de la realización de este trabajo.

No obstante es posible realizar un análisis que revele información sobre esta dependencia. Si hacemos una estimación por intervalo de la media a partir de los datos de la tabla 3, en la aproximación de que las medias siguen una distribución normal, obtenemos como resultado  $\Delta x = 1,7 \pm 1,9 \text{ mm}$ ,  $\Delta y = 3,0 \pm 2,2 \text{ mm}$  y  $\Delta z = -1,3 \pm 4,0 \text{ mm}$ . Estos resultados están dentro del intervalo de confianza del 99 % calculado a partir de los datos de la tabla 2. Sin embargo, es necesario un análisis de las varianzas para poder inferir si la posición sobre la camilla tiene o no algún efecto sobre la exactitud del registro. A partir de las varianzas obtenemos para el estadístico F de Snedecor los valores  $F_{\Delta x} = 0,7^2/0,6^2 = 1,36$ ,  $F_{\Delta y} = 0,8^2/0,2^2 = 16$  y  $F_{\Delta z} = 1,5^2/1^2 = 2,25$ . La prueba de Snedecor permite rechazar la hipótesis de igualdad de las varianzas con un error de tipo I del 1% cuando el valor de F es menor, en este caso, que  $F(4,16,0.99) = 4.7726$ . Se observa que las varianzas en la dirección  $y$  y no provienen de la misma población y por tanto la componente de las desviaciones en la dirección vertical depende de la posición del maniquí sobre la camilla. Es decir, las medidas realizadas variando la posición sobre la camilla fluctúan más de lo que sería achacable a las posiciones respecto a los cabezales, lo que puede ser debido a la flexión de la camilla.

#### Discusión

Los resultados presentados muestran claramente que una causa importante de imprecisiones en el registro es la debida a la dependencia de las desviaciones con la posición. Esta observación justifica un análisis más detallado de este comportamiento en el que se investiguen posibles correlaciones entre las variables. Posibles causas de esta dependencia con la posición pueden ser una heterogeneidad espacial intrínseca al proceso de detección y reconstrucción. Otra causa también podría ser la distancia de las marcas respecto a los límites del haz de rayos X, que tiene un campo de visión axial (AFOV) de 1 cm (fig. 7). Este comportamiento afectaría a la componente  $z$  de las separación de las marcas ya que alteraría las coordenadas en las imágenes de

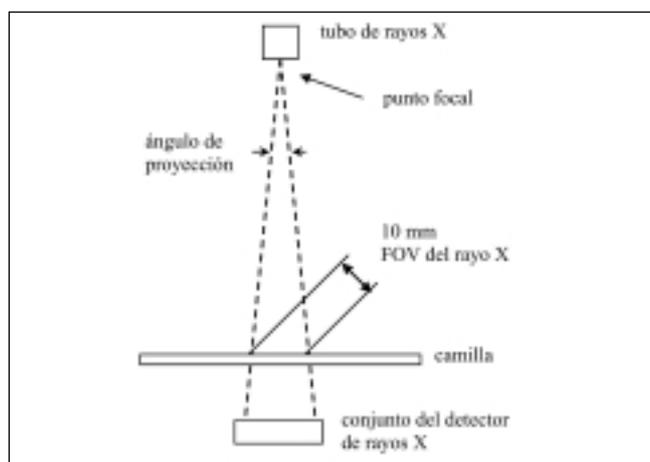


Fig. 7. Esquema del tomógrafo de rayos X incorporado a la Millenium VG Hawkeye.

transmisión y podría explicar el hecho de que las desviaciones estándar para cada medida con el maniquí sean pequeñas comparadas con las fluctuaciones de las medias. Esto es porque, al estar las marcas del maniquí separadas 10 cm consecutivamente en el eje  $z$ , si la proximidad al límite del haz de rayos X modifica el posicionamiento de las marcas, entonces afecta a todas por igual para cualquier posición del maniquí, mientras que las medias de las desviaciones ( $\Delta_z$ ) sí que serían sensibles al posicionamiento de las marcas respecto a los bordes del haz ( $\lambda$ ). Con el fin de estudiar esta última hipótesis se realizó una serie de 11 medidas complementarias de tal manera que, de una medida a otra, se iba desplazando el maniquí en la dirección axial una cierta distancia  $l_z$ . Para ello nos servimos del dispositivo con papel milimetrado colocado encima de la camilla de la gammacámara. En la tabla 4 se muestran las componentes  $z$  de las desviaciones junto con las separaciones del maniquí en la dirección  $z$  respecto a la posición inicial.

Al estudiar el comportamiento de las componentes medias de las desviaciones ( $\Delta_z$ ) con  $l_z$  esperaríamos observar una estructura periódica con 1 cm de período, que es la anchura del haz de rayos X. Además, la hipótesis de dependencia de la distancia al borde del haz implica que si ponemos el origen en un máximo o en un mínimo locales,  $\Delta_z(l_z)$  será una función par. Si se representa  $\Delta_z$  en términos de  $l_z$ , podemos escoger un origen de posiciones en un máximo, tal que  $\Delta_z$  sea una función par y asumir que corresponde a uno de los límites de haz. Esto nos

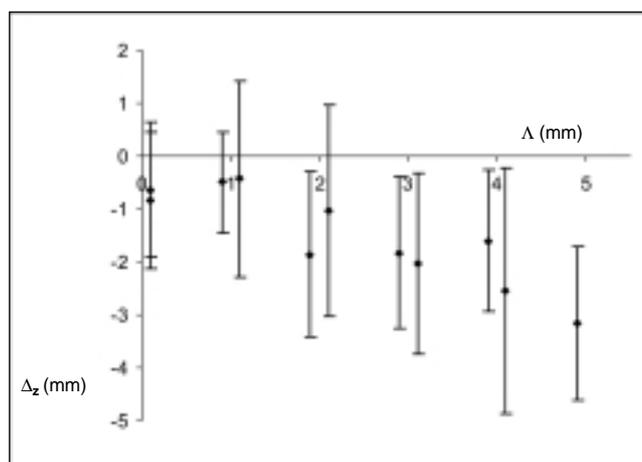


Fig. 8. Componente  $z$  de la desviación media para cada medida del maniquí en términos de la distancia de las marcas respecto a los límites del haz de rayos X.

permite calcular la separación de las marcas respecto a los bordes del haz más próximo ( $\lambda$ ) para cada medida y representar  $\Delta_z$  en términos de  $\lambda$  (que siempre es positiva, por definición). Los resultados obtenidos se muestran en la fig. 8.

El coeficiente de correlación entre las variables  $\lambda$  y  $\Delta_z$  es  $r_{xy} = -0,89$  por lo que se rechaza la hipótesis de independencia entre estas dos variables con riesgo  $\alpha = 1\%$ , ya que  $|r_{xy}| > r(\nu, \alpha) = r(9, 0,01) = 0,735$ , donde  $\nu = n - 2$ , siendo  $n$  el número de individuos de la muestra. Aunque este estudio no es exhaustivo parece corroborar la hipótesis de dependencia de la componente  $z$  de la posición de las marcas en las imágenes de transmisión respecto a los límites de haz, tema que será objeto de futuro trabajo. También es interesante realizar un estudio detallado del comportamiento en las direcciones  $y$  y  $z$ .

## Conclusión

El sistema descrito en este trabajo se puede implementar como un control de calidad del registro de imágenes de emisión y de transmisión. Un parámetro razonable para este control sería la máxima de las desviaciones medidas para un conjunto de posiciones del maniquí que sea representativo del UFOV del detector (campo útil de visión). Este sistema, aunque desarrollado en una gammacámara con rayos X, permite ser implementado directamente en equipos de PET-TAC.

Tabla 4. Componente  $z$  de las desviaciones obtenidas en medidas realizadas desplazando el maniquí en la dirección  $z$  respecto a una posición inicial

$\lambda_z$ (mm)	0	2	4	6	8	10	11	13	15	17	19
$\Delta_z$ (mm)	-0,6	-1,0	-2,5	-1,6	-1,9	-0,8	-0,4	-2,0	-3,2	-1,8	-0,5

## Referencias

1. Weber DA, Ivanovic M. "Correlative Image Registration". *Semin Nucl Med* 1994; 24(4): 311-323.
2. Van den Elsen PA, Pol EJD, Viergever MA. "Medical Image Matching - A Review with Classification". *IEEE Eng Med Biol Mag* 1993; 12(4): 26-39.
3. Woods R, et al. "Rapid Automated Algorithm for Aligning and Reslicing PET images". *J Comput Assist Tomogr* 1992; 16(4): 620-33.
4. Pietrzyk U. "Three-dimensional Alignment of Functional and Morphological Tomograms". *J Comput Assist Tomogr* 1990; 14(1): 51-9.
5. Ardekani BA, et al. "A Fully Automatic Multimodality Image Registration Algorithm". *J Comput Assist Tomogr* 1995; 19(4): 615-23.
6. Mäkelä T, et al. "A Review of Cardiac Image Registration Methods". *IEEE Trans Med Imaging* 2002; 21(9): 1011-21.
7. Turkington TG, et al. "Accuracy of Registration of PET, SPECT and MR Images of a Brain Phantom". *J Nucl Med* 1993; 34(9): 1587-94.
8. Pallota S, et al. "Application of a surface matching registration technique to the correlation of cardiac studies in positron emission tomography (PET) by transmission images". *Phys Med Biol* 1995; 40(10): 1695-708.
9. Mutic S, et al. "Multimodality Image Registration Quality Assurance for Conformal Three-dimensional Treatment Planning". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 51(1): 255-60.

# Datos dosimétricos del aplicador oftálmico ROPES obtenidos con Monte Carlo para su uso en la verificación de los sistemas de planificación

D. Granero\*, J. Pérez-Calatayud\*\*, F. Ballester\* E. Casal\*, J. M. de Frutos\*\*\*

\*Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, y IFIC Universidad de Valencia-CSIC, Burjassot, Valencia.

\*\*Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital La Fe, Valencia.

\*\*\*Sección de Física Médica. Hospital Universitario de Valladolid.

## Resumen

La braquiterapia epiescleral es una técnica muy utilizada en el tratamiento de tumores oculares, consistente en colocar un aplicador ocular con fuentes radioactivas, siendo las de I-125 las más utilizadas. En la dosimetría clínica de esta modalidad de terapia, los sistemas de planificación (SP) se basan en la superposición de dosis debida a cada semilla, sin considerar el efecto entre las fuentes y con el aplicador, además de suponer condiciones de dispersión completa. En este trabajo se proporcionan datos dosimétricos calculados mediante el código Monte Carlo GEANT4, para el aplicador ocular ROPES de 15 mm, cargado con diez fuentes de I-125 modelo 6711. Este trabajo complementa a otro previo sobre el mismo aplicador dirigido a obtener un nuevo algoritmo para los SP. Todos los detalles de las fuentes y del aplicador se han incluido en la simulación, junto con una representación del conjunto ojo-cabeza. La dosis se ha aproximado al kerma utilizando el "linear track-length kerma estimator", almacenándose éste en 60x60x60 celdas de 1 mm de lado. Como resultado, se proporcionan distribuciones de tasa de dosis tanto en el eje central del aplicador como en los planos perpendiculares al mismo, con lo que se facilita la realización de los controles correspondientes en el establecimiento del estado de referencia inicial del SP. Finalmente, se proporciona una tabla de tasa de dosis obtenida suponiendo simetría cilíndrica, que facilita la realización en cada dosimetría clínica de la necesaria verificación independiente de los cálculos del SP.

*Palabras claves:* Braquiterapia. Monte Carlo. Aplicador ocular. I-125. Sistemas de planificación.

## Abstract

Radioactive eye plaque therapy is a widely used technique in the treatment of ocular tumors. The treatment planning systems (TPS) used for this treatment modality are based on the superposition of dose due to each seed, without considering the inter-source and applicator effects and assuming full scatter conditions. In this work, dosimetric data of the ocular applicator ROPES of 15 mm loaded with 10 seeds of I-125 model 6711 are provided. These data has been obtained with the Monte Carlo (MC) code GEANT4. This study is a supplement of a previous one for the same applicator that was addressed to a new calculation algorithm for the TPS. The geometries of the seed and the applicator have been taken into account in the Monte Carlo simulation, including a representative eye-head model. As dose coincides with kerma for I-125 energies, the linear track-length kerma estimator has been used scoring kerma in a grid system composed of 60x60x60 cubic cells of 1 mm side. Dose rate distributions in the applicator central axis and in transversal planes to this axis are provided. These distributions can be used in the TPS commissioning. Finally, a dose rate table obtained assuming cylindrical symmetry is provided as support to the accomplishment of the necessary independent verification of the calculations of a TPS in each clinical treatment.

*Key words:* Brachytherapy. Monte Carlo. Ocular applicator. I-125. Treatment planning system.

Correspondencia: F. Ballester. Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Valencia. C/ Dr. Moliner 50. 46100 Burjassot. Valencia.

E-mail: Facundo.Ballester@uv.es

Fecha de recepción: 21-5-2004

Fecha de aceptación: 24-8-2004

## Introducción

La braquiterapia epiescleral es una técnica muy utilizada en el tratamiento de los tumores oculares, que consiste en colocar un aplicador ocular con fuentes

radioactivas en contacto con el tumor, siendo las fuentes más usadas para cargar estos aplicadores las de  $^{125}\text{I}$ <sup>1,2</sup>.

En la dosimetría clínica de esta modalidad de terapia, los sistemas de planificación (SP) proporcionan la distribución de dosis recibida por el tumor y los tejidos circundantes superponiendo las distribuciones de dosis de cada semilla<sup>3,4</sup>. Para ello, en el SP se introduce una tabla de distribución de tasa de dosis para el modelo específico de semilla, tabla obtenida de la literatura, donde, bien mediante Monte Carlo o por medidas experimentales, se proporciona la distribución de tasa de dosis en agua o en un medio equivalente<sup>5,6</sup>. En los cálculos realizados por el SP, no se tiene en cuenta la retrodispersión y el efecto entre las fuentes, además de evaluar de forma aproximada la distribución de dosis fuera del aplicador. Además, los SP suponen la existencia de condiciones de dispersión completa, y no consideran el defecto de componente de radiación dispersa debido al apantallamiento de la mitad del volumen por el aplicador y a la proximidad del aire. Algunos SP consideran en el cálculo las fuentes con geometría puntual, utilizando el factor y la constante de anisotropía como aproximación a la función de anisotropía de las fuentes lineales<sup>3,4,7</sup>.

El objetivo de este trabajo es proporcionar datos dosimétricos del aplicador ocular ROPES de 15 mm (ROPES, *Radiation Oncology Physics and Engineering Services*, Australia) cargado con diez fuentes de  $^{125}\text{I}$  del modelo 6711 mediante el código Monte Carlo GEANT4<sup>8</sup>. Este tipo de aplicador ha sido estudiado previamente en otro trabajo de nuestro grupo<sup>9</sup>, en el que se ha utilizado el método de Monte Carlo como base de un nuevo algoritmo que puede usarse en futuras implementaciones de los SP. En dicho trabajo se estudia la influencia de los diferentes elementos del aplicador en la distribución de tasa de dosis, se compara la distribución de tasa de dosis obtenida mediante Monte Carlo con la que calcula el algoritmo diseñado por Astrahan<sup>3,4</sup> para el sistema de planificación BEBIG (©BEBIG GmbH, Berlin, Alemania), y finalmente, se propone un método para estimar con más precisión la dosis en un sistema de planificación ocular basándose en distribuciones de tasa de dosis precalculadas de las fuentes dentro del aplicador. El presente trabajo complementa al anterior al proporcionar datos dosimétricos concretos y completos, como son tablas de tasa de dosis que pueden ser usadas en la dosimetría clínica, así como para evaluar las posibles desviaciones de los SP debidas a las aproximaciones comentadas en el párrafo anterior. Finalmente, se ha promediado la distribución de tasa de dosis como si existiese simetría cilíndrica, y se facilita una tabla que puede utilizarse para la verificación independiente de cada dosimetría clínica.

## Material y métodos

### Descripción del aplicador ocular ROPES

El aplicador ROPES de 15 mm se compone de un inserto acrílico con 10 cavidades para colocar las semillas de  $^{125}\text{I}$ , sobre el cual se coloca una cubierta de acero para suturar la placa al ojo y con fines de protección del tejido sano circundante. Este aplicador puede verse de forma esquemática en la figura 1 en la que se han añadido los ejes de coordenadas utilizados en la simulación de dicho aplicador. Todos los detalles y materiales del aplicador se han incluido en la simulación.

Las fuentes de  $^{125}\text{I}$  modelo 6711 contenidas en el aplicador, se han simulado fielmente siguiendo el modelo geométrico y los materiales dados por Williamson<sup>5</sup>. Esta fuente consiste en un cilindro de plata de 3 mm de longitud sobre el que se ha depositado el  $^{125}\text{I}$  rodeado de una cubierta de titanio de 4.5 mm de longitud.

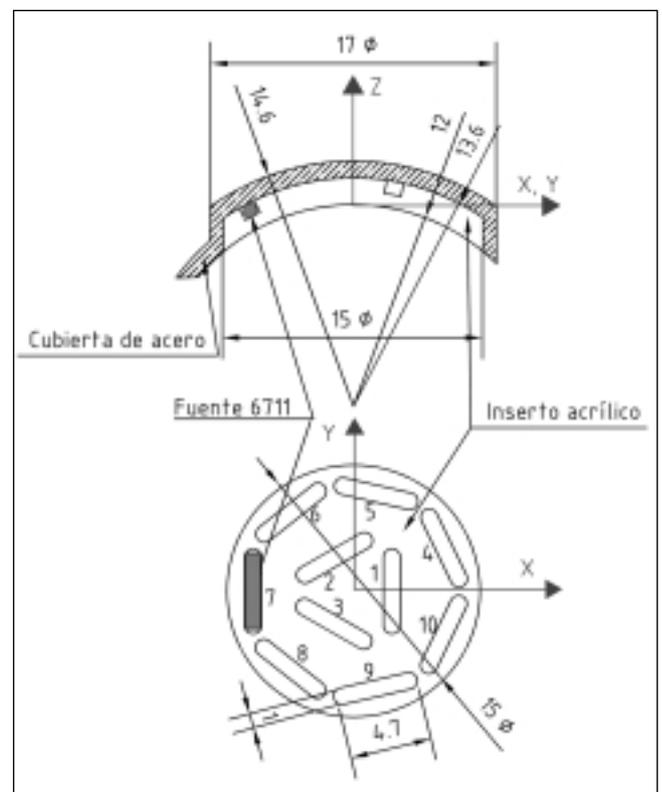


Fig. 1. Vista esquemática del aplicador ocular ROPES. Las dimensiones están expresadas en mm.

### Cálculos Monte Carlo

La geometría utilizada para hacer la simulación está representada de forma esquemática en la figura 2 y consiste, básicamente, en una esfera de agua de 2,4 cm de diámetro que representa el ojo, colocada dentro de una

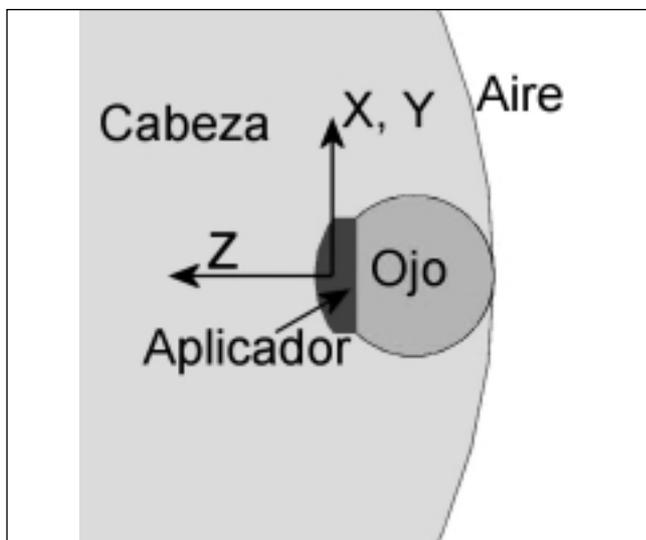


Fig. 2. Vista transversal de la geometría usada en la simulación del aplicador ocular ROPES. Se muestra también el sistema de coordenadas usado.

esfera de agua de 20 cm de diámetro que representa la cabeza, de tal manera que las superficies de ambas esferas son tangentes. El aplicador ocular se coloca en la parte posterior de la esfera que representa el ojo.

Los cálculos Monte Carlo se han realizado con el código de simulación GEANT4<sup>8</sup> versión 4.5.0, usando para ello las clases de baja energía de GEANT4 para simular la dispersión Compton y Rayleigh y la absorción fotoeléctrica, con una energía de corte para los fotones de 0,25 keV, y simulando un total de  $3 \times 10^8$  historias de fotones. Debido a que existe equilibrio electrónico por la baja energía de los fotones del  $^{125}\text{I}$ , el kerma y la dosis coinciden, y por tanto, se ha estimado la dosis a partir del kerma no incluyéndose en la simulación el transporte de electrones. Para ello, se almacenó el kerma producido por las fuentes de  $^{125}\text{I}$  contenidas en el aplicador ocular usando el *linear track-length kerma estimator*<sup>10</sup>. Este estimador proporciona una mayor eficiencia, requisito fundamental debido al pequeño tamaño de las celdas usadas para acumular el kerma (60x60x60 celdas cúbicas de 1 mm de lado). El tiempo de calculo empleado en esta simulación ha sido de una semana en un Pentium IV a 1.4 GHz con sistema operativo Linux Red Hat 7.2.

En la simulación se ha supuesto que todas las semillas tienen la misma tasa de kerma de referencia en aire (TKRA), o *air-kerma strength*,  $S_k$ . Todos los datos dosimétricos presentados en este trabajo han sido normalizados a la TKRA de 1U ( $1\text{U} = 1\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ ) por semilla, es decir, cada una de las diez semillas tiene una 1U, siguiendo el nuevo esquema de estandarización para fuentes de  $^{125}\text{I}$  y de  $^{103}\text{Pd}$  propuesto por el NIST en 1999<sup>11</sup>. Para calcular  $S_k$ , se ha simulado la fuente 6711 en un cubo de  $4 \times 4 \times 4 \text{ m}^3$  de aire seco almacenando el kerma a lo largo del eje transversal de la fuente en celdas cilíndricas de 1

cm de altura y 1 cm de grosor desde  $y = 5 \text{ cm}$  hasta  $y = 150 \text{ cm}$ . En la simulación se han eliminado los rayos x de 5 keV provenientes de la cubierta de titanio de la fuente mediante una lámina de aluminio<sup>12</sup>, siguiendo el estándar del NIST de 1999 para el calculo de  $S_k$  para fuentes de  $^{125}\text{I}$ , ya que, aunque estos rayos x contribuyen muy poco a la dosis en agua, sí que lo hacen al kerma en aire de forma significativa. Posteriormente, el kerma en aire a lo largo del eje transversal de la fuente se ha ajustado a la función  $k_{\text{air}}(y)y^2 = S_k(1 + \alpha y + \beta y^2)e^{-\mu_{\text{Air}}y}$ , donde  $S_k$  es la constante de normalización buscada,  $\alpha$  y  $\beta$  describen la dispersión de los fotones en el aire, y  $\mu_{\text{Air}}$  describe la atenuación de los fotones en el aire<sup>12</sup>. Se han simulado un total de  $10^8$  fotones primarios obteniendo una desviación estándar de los valores del kerma en aire menor del 1%.

Para comprobar que la simulación de la fuente de  $^{125}\text{I}$  es correcta, hemos colocado ésta en un maniquí de agua de 30 cm de radio, calculando la dosis producida usando los mismos procesos físicos y energías de corte descritas anteriormente para la simulación del aplicador ROPES en agua. Los resultados se han comparado con los obtenidos, también con Monte Carlo, por Williamson<sup>5</sup>, ampliamente verificados experimentalmente. La comparación de ambas funciones radiales de dosis muestra diferencias entre ambas funciones menores del 0,5% para  $r < 5 \text{ cm}$  y menores del 2% para el resto de los puntos. La constante de tasa de dosis obtenida en este trabajo,  $\Lambda = 0,950 \pm 0,003 \text{ cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$ , está también en muy buen acuerdo con el valor  $\Lambda = 0,959 \text{ cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$  de Williamson<sup>13</sup>.

## Resultados

En la figura 3 se presenta la tasa de dosis en el eje central del aplicador (su eje de simetría que en este caso coincide con el eje z) sin la dependencia con  $z^2$ . Estos datos se dan en la tabla 1. La dosis se ha obtenido con

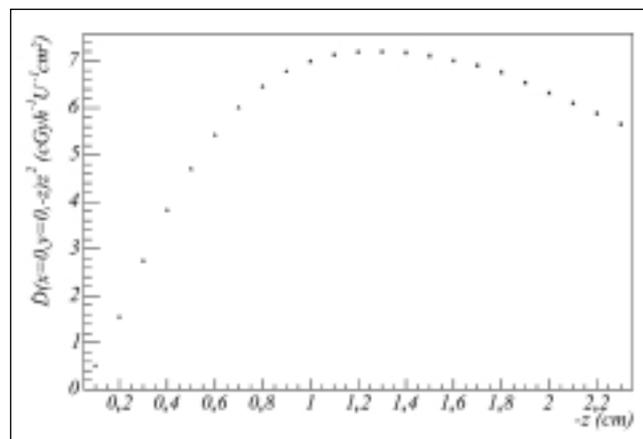


Fig. 3. Tasa de dosis en el eje central del aplicador sin el factor geométrico  $z^2$ . Se ha quitado el factor geométrico para una mejor visualización debido al alto gradiente de dosis existente.

**Tabla 1.** Tasa de dosis  $D(x=0, y=0, z)$  a lo largo del eje central del aplicador. La tasa de dosis está normalizada a un TKRA de 1U por semilla. La desviación estándar de los valores presentados es menor del 1% para  $z > -1$  cm y menor del 2% para  $z < -1$  cm

$z$ (cm)	$D(x=0, y=0, z)$ (cGy $h^{-1}U^{-1}$ )
-0,1	50,9
-0,2	38,9
-0,3	30,6
-0,4	24,0
-0,5	18,9
-0,6	15,09
-0,7	12,28
-0,8	10,10
-0,9	8,38
-1	7,00
-1,1	5,89
-1,2	5,00
-1,3	4,26
-1,4	3,66
-1,5	3,16
-1,6	2,74
-1,7	2,39
-1,8	2,09
-1,9	1,812
-2	1,580
-2,1	1,383
-2,2	1,215
-2,3	1,069
-2,4	0,936

una desviación estándar del valor medio menor del 1% para  $z > -1$  cm y menor del 2% para  $z < -1$  cm. Para complementar estos datos, en la figura 4 se representan diversas curvas de isodosis para varios planos normales al eje  $z$ . Con estos datos dosimétricos es posible evaluar la dosis a lo largo de todo el volumen de interés, contrastando la misma con la proporcionada por el SP.

Aunque el aplicador con las fuentes no presenta simetría cilíndrica, a la vista de las distribuciones de tasa de dosis resultantes, hemos creído útil esta aproximación expresada de forma tabulada sencilla. Mediante la misma, se facilita la confección de una herramienta para la verificación de cada dosimetría clínica, independientemente del SP. En la tabla 2 se presenta la tasa de dosis en coordenadas polares  $(\rho, z)$ , donde  $\rho = \sqrt{x^2 + y^2}$ , habiéndose obtenido la tasa de dosis para un  $\rho$  dado, promediando sobre todo el ángulo polar  $\theta$ , donde  $\theta = \tan^{-1}(y/x)$ , y por tanto,  $D(x, y, z) = D(\rho, z)$ . La diferencia entre estos valores promediados y los originales varía, lógicamente, con el valor de  $z$ , llegando a ser del 25% para  $z = -0,2$  cm, del 3% para  $z = -0,4$  cm, y siendo menor del 1% para  $z < -0,4$  cm.

## Conclusiones

Utilizando el método de Monte Carlo se han obtenido los datos dosimétricos fundamentales para dosimetría

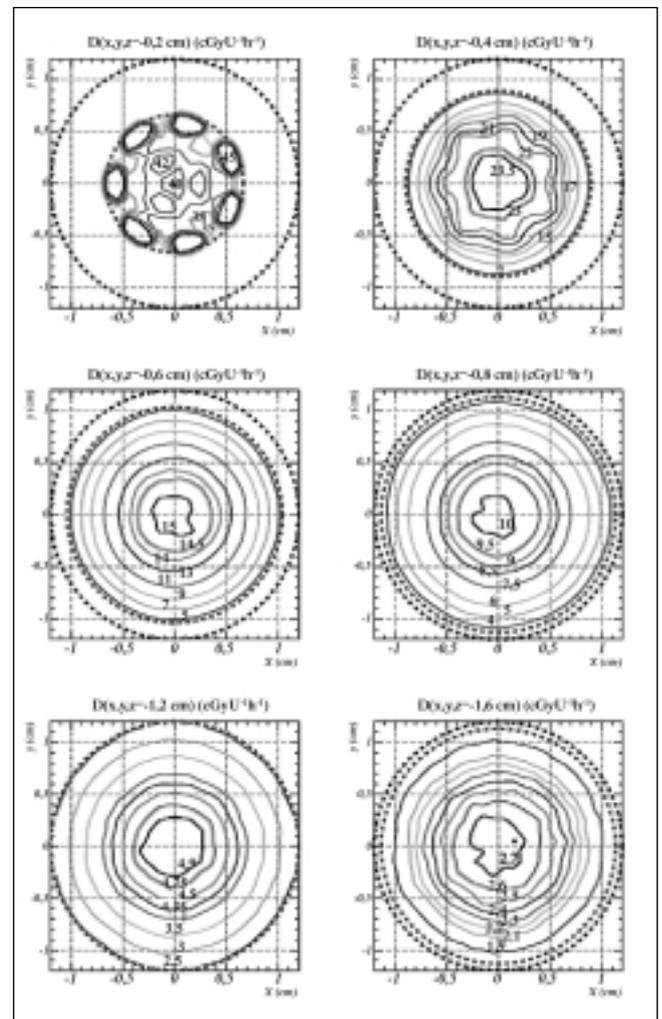


Fig. 4. Curvas de isodosis en diversos planos transversales al eje  $z$ .

**Tabla 2.** Distribución de la tasa de dosis  $D(\rho, z)$  (cGy  $h^{-1} U^{-1}$ ) promediada sobre el ángulo  $\theta$ . La tasa de dosis está normalizada a la TKRA de 1U por semilla. La desviación de esta aproximación es aproximadamente del 25% para  $z = -0,2$  cm, del 3% para  $z = -0,4$  cm, y menor del 1% para  $z < -0,4$  cm

$z$ (cm)	$\rho$ (cm)				
	0,2	0,4	0,6	0,8	1
-0,2	41,8	38,8	45,4	--	--
-0,4	23,7	22,6	20,2	11,23	--
-0,6	14,99	14,23	12,27	9,12	5,09
-0,8	9,99	9,46	8,25	6,60	4,84
-1	6,94	6,58	5,83	4,88	3,89
-1,2	4,95	4,73	4,27	3,68	3,06
-1,4	3,63	3,49	3,20	2,82	2,42
-1,6	2,71	2,62	2,44	2,19	1,913
-1,8	2,07	2,01	1,883	1,719	1,525
-2	1,588	1,554	1,462	1,350	--
-2,2	1,224	1,207	1,140	--	--

clínica del aplicador ocular ROPES de 15 mm completamente cargado con semillas de  $^{125}I$  modelo 6711.

Mediante la distribución de tasa de dosis en el eje y los mapas de isodosis en planos perpendiculares a éste, se facilita la realización de los controles correspondientes en el establecimiento del estado de referencia inicial del SP.

Mediante la tabla proporcionada tras la aproximación a simetría cilíndrica, se facilita la necesaria verificación independiente de los cálculos del SP en cada dosimetría clínica.

### Agradecimientos

D. Granero ha sido becado por la Universidad de Valencia con una beca predoctoral "V Segles". Este estudio ha sido financiado en parte por el Ministerio de Ciencia y Tecnología (proyecto No. FPA2003-07581-C02-01) y por el Ministerio de Sanidad y Consumo (proyecto No. FIS2001-0180).

### Referencias

1. Petrovich Z, Astrahan M, Luxton G, Shields JA, Shields CL, Brady LW. Primary malignant melanoma of the uvea: radioactive plaque therapy and other treatment modalities. En *Medical Radiotherapy of Intraocular and Orbital Tumors*, editado por Alberti WE and Sagerman RH (Springer-Verlag, Berlin, 1993), p. 31-44.
2. Petrovich Z, Liggett P, Luxton G, Lean E, Langholz B, Astrahan MA. Radioactive plaque therapy in the management of primary malignant ocular melanoma: an overview. *Endocurietherapy/Hyperthermia Oncology* 1990; 6: 131-141.
3. Astrahan MA, Luxton G, Jozsef G, Kampp TD, Liggett PE, Sapozink MD, Petrovich Z. An interactive treatment planning system for ophthalmic plaque radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 18: 679-687.
4. Astrahan MA, Luxton G, Jozsef G, Liggett PE, Petrovich Z. Optimization of I-125 ophthalmic plaque brachytherapy. *Med Phys* 1990; 17: 1053-1507.
5. Williamson JF. Comparison of measured and calculated dose-rates in water near I-125 and Ir-192 seeds. *Med Phys* 1991; 18: 776-786.
6. Nath R, Meigooni AS, Muench P, Melillo A, Anisotropy functions for  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{125}\text{I}$ , and  $^{192}\text{Ir}$  interstitial brachytherapy sources. *Med Phys* 1993; 20: 1465-1473.
7. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43 *Med Phys* 1995; 22: 209-234.
8. Agostinelli S et al. Geant4 – A Simulation Toolkit. *Nuc Instr and Meth A* 2003; 506: 250-303 (Ver también <http://geant4.web.cern.ch/geant4/>).
9. Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F, Casal E, de frutos JM. Dosimetric study of the 15 mm ROPES eye plaque. *Med Phys* Aceptado (2004).
10. Williamson JF. Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems. *Med Phys* 1987; 14: 567-576.
11. Seltzer SM et al. New NIST air-kerma strength standards for  $^{125}\text{I}$  and  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy seeds. *Med Phys* 1998; 25: 170. *Abstract*.
12. Williamson JF. Monte Carlo modelling of the transverse-axis dose of the Model 200  $^{103}\text{Pd}$  interstitial brachytherapy source. *Med Phys* 2000; 27: 643-654.
13. Williamson JF. Dosimetric characteristics of the DRAXIMAGE model LS I-125 interstitial brachytherapy seed design: A Monte Carlo investigation. *Med Phys* 2002; 26: 509-521.

## Indicadores numéricos de la uniformidad en adquisiciones de cuerpo entero en gammacámaras

M.T. García<sup>1</sup>, J. M. Camino<sup>2</sup>, R. Puchal<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Vall d'Hebron. Barcelona.

<sup>2</sup>Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Bellvitge. Barcelona.

<sup>3</sup>Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario de Bellvitge. Barcelona.

### Resumen

En este trabajo se estudia la sensibilidad a artefactos de varios índices numéricos en adquisiciones de cuerpo entero en gammacámaras con una densidad de cuentas baja, típica de estos estudios de medicina nuclear. Se aplican seis índices sobre imágenes sintéticas con y sin artefacto a varias densidades de cuentas. Se aplican los índices de mejores características, según los resultados en las imágenes sintéticas, sobre imágenes experimentales. Tres de los índices propuestos se muestran sensibles a todos los defectos simulados en un rango amplio de densidades de cuentas, además de ser muy sencillos de calcular. Se proponen como valores de referencia los parámetros calculados sobre imágenes sintéticas sin defecto.

*Palabras claves:* Adquisición de cuerpo entero. Control de calidad. Uniformidad.

### Abstract

This work studies the sensitivity to artefacts of various numerical indices in gammacamera whole-body images with low count density, typical of these studies of nuclear medicine. Six indices were applied to synthetic images with and without artefact for different count densities. The indices that showed the best characteristics, according to the results in synthetic images were applied to experimental images. Three of the proposed indices are sensitive to all the artefacts simulated for a wide range of count densities and also they are very easy to calculate. The values of the indices calculated in synthetic images without artefact are proposed as reference values for different count densities.

*Key words:* Whole-body imaging system. Quality control. Uniformity.

### Introducción

El objetivo principal de cualquier programa de control de calidad es detectar cambios en los equipos controlados que puedan interferir en su uso rutinario. En el caso de las gammacámaras es básico, para la correcta interpretación de los estudios, la obtención de una imagen con una densidad de cuentas lo más constante posible como respuesta del sistema a un flujo uniforme de fotones. Esta respuesta se ve afectada por factores como diferencias en sensibili-

dad a lo largo del cristal, distorsión espacial debida a la electrónica de posicionamiento, selección de la ventana de energía y densidad de cuentas. Orientados a la detección de falta de uniformidad en estudios planares estáticos se han publicado múltiples trabajos<sup>1-7</sup> que introducen diferentes índices y estudian su sensibilidad a la presencia de diferentes artefactos. Muchos de estos artículos proponen índices de gran sensibilidad y constancia, sin embargo el más empleado hoy en día es el estándar NEMA, ya que es el utilizado por la mayoría de fabricantes.

Una de las aplicaciones de las gammacámaras consiste en registrar la distribución de actividad a lo largo de todo el cuerpo del paciente. Esto se consigue moviendo el detector respecto al paciente o la camilla respecto al detector. Estos sistemas emplean una ventana electrónica que se abre gradualmente cuando comienza la adquisición. Una vez esta ventana está totalmente abierta la cabeza de

Correspondencia: M.T. García Hernández. Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Vall d'Hebron. Pg. Vall d'Hebron, 119-129. 08035 Barcelona.

E-mail: musol.proyectos@ono.com

Fecha de recepción: 20-4-2004

Fecha de aceptación: 23-7-2004

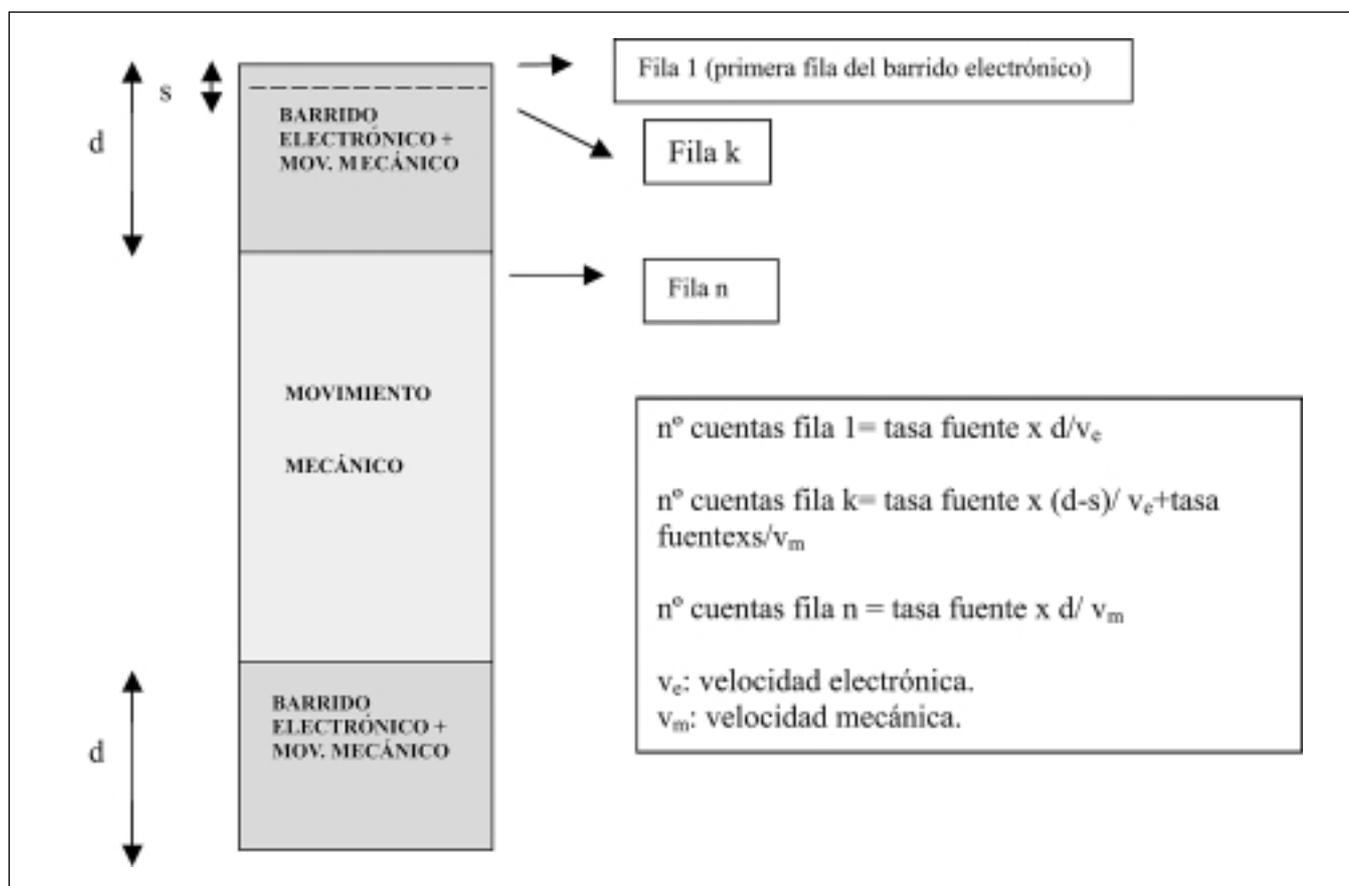


Fig.1. Esquema explicativo de una adquisición de cuerpo entero. El dibujo de la izquierda representa la matriz imagen dividida en distintas zonas según como se realiza la adquisición. Se ha resaltado una zona inicial y final en la que la adquisición se realiza con barrido electrónico y movimiento mecánico de la cabeza de la gammacámara y una zona central en la que la adquisición se realiza únicamente con movimiento mecánico de la cabeza. En las fórmulas de la derecha se indica como depende el número de cuentas adquiridas en distintas filas de la matriz imagen, de las velocidades electrónica y mecánica. Así, las cuentas adquiridas en la primera fila de la matriz imagen dependen exclusivamente de la velocidad de barrido electrónico, puesto que los detectores están expuestos a esta primera zona del paciente únicamente el tiempo que dura el barrido electrónico. En una fila intermedia, que en el esquema se representa como fila k, la adquisición se realiza en parte mientras la ventana electrónica se abre completamente y en parte mientras se mueve el cabezal de la cámara y por tanto las cuentas adquiridas dependerán tanto de la velocidad de barrido electrónico como de la velocidad mecánica. En la zona central, las cuentas adquiridas dependen únicamente de la velocidad mecánica, como es el caso de la fila n en el esquema.

la cámara o la camilla comienza a moverse. En el extremo final del recorrido la cámara o camilla se detiene y la ventana electrónica comienza a cerrarse. Por lo tanto la adquisición en cada punto es una combinación de adquisición con movimiento de la ventana electrónica y movimiento mecánico de la cabeza. Los extremos del estudio se adquieren únicamente con movimiento de la ventana electrónica, mientras que la zona situada a más de una ventana electrónica completa del inicio o final del estudio se adquiere únicamente con movimiento mecánico<sup>8</sup> (figura 1). La velocidad a la que se realiza el estudio influirá en el número de cuentas de la imagen final, ya que cuanto más rápido sea el barrido electrónico y el movimiento mecánico del cabezal, menor será el tiempo de adquisición y por tanto menos cuentas serán registradas.

La uniformidad en estudios de cuerpo entero es de gran importancia, sin embargo, no hay ningún estudio orientado a la búsqueda de parámetros globales estables y sensi-

bles que se puedan emplear como indicativos de una falta de uniformidad en este tipo de adquisiciones. En este caso, además de los factores propios del detector comentados anteriormente, puede haber un desajuste entre la velocidad de la ventana electrónica y la velocidad mecánica de la cabeza. Es decir, si la velocidad de apertura y cierre de la ventana electrónica y la velocidad mecánica de la cabeza no coinciden habrá diferencias en el número de cuentas detectadas en distintas zonas de la imagen. Además, vibraciones del sistema e irregularidades del suelo que soporta el equipo también pueden afectar su comportamiento. Por último, puede influir la forma de adaptar las señales x e y de posicionamiento durante el movimiento mecánico y durante la apertura o cierre de la ventana electrónica<sup>8</sup>.

El problema principal de los estudios de cuerpo entero, no obstante, es el bajo número de cuentas que se adquieren y como consecuencia el elevado ruido estadístico. Así, por ejemplo el número medio de cuentas de los rastreos

óseos de cuerpo entero es de  $2-3 \cdot 10^6$  cuentas, lo que se traduce en una densidad de cuentas muy baja dado que se trata de imágenes grandes con un elevado número de píxeles. En este trabajo se investiga la efectividad de varios índices globales, que existen en la literatura para imágenes planares estáticas, cuando se aplican a imágenes de cuerpo entero con una densidad de cuentas baja. Para esto, en una primera fase se estudió la sensibilidad de los índices a distintos defectos para varias densidades de cuentas, a partir de imágenes sintéticas perfectamente conocidas. Esta primera fase permitió escoger los índices de mejores características para su uso en control de calidad rutinario, así como obtener el número mínimo de cuentas necesario para que sean fiables. En una segunda fase se aplicaron los índices elegidos sobre imágenes experimentales.

## Material y método

Se evaluaron 6 parámetros globales para la estimación objetiva de la uniformidad en el campo útil de visión:

(i) **Uniformidad integral**<sup>4</sup>, la cual se define como,

$$UI = \frac{X_{max} - X_{min}}{X_{max} + X_{min}} \times 100 \quad (1)$$

Donde  $X_{max}$  y  $X_{min}$  son respectivamente el número máximo y mínimo de cuentas en el área de interés.

(ii) **Uniformidad diferencial**<sup>4</sup>, la cual es el valor máximo del resultado de aplicar la fórmula 1 a filas y columnas contiguas de 5 elementos en toda el área de interés.

(iii) **Coefficiente de variación**<sup>3</sup> de las cuentas en la matriz imagen,

$$CV = \frac{100}{\bar{X}} \times \left( \frac{1}{N} \sum_{i,j} (X_{i,j} - \bar{X})^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

Donde  $X_{i,j}$ , es el número de cuentas en el elemento  $i, j$  de la matriz imagen,  $\bar{X}$  es el número medio de cuentas por píxel y  $N$  es el número de píxeles en la imagen

(iv) **Factor de uniformidad**<sup>5</sup>, que no es más que el coeficiente de variación 'corregido' mediante la resta de la varianza de Poisson a la varianza observada,

$$FU = \frac{100}{\bar{X}} \times \left( \frac{1}{N} \sum_{i,j} (X_{i,j} - \bar{X})^2 - \bar{X} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (3)$$

Mediante esta 'corrección' del coeficiente de variación se pretende determinar si un error aleatorio observado es consistente con el predicho por las variaciones aleatorias de la tasa de decaimiento de una fuente o si hay errores adicionales presentes, debidos a fallos en el estado del detector.

(v) **Dispersión de la uniformidad diferencial**<sup>7</sup>, la

cual compara uno a uno el número de cuentas del primer píxel, en filas y columnas contiguas de 5 elementos, con las cuentas en los 4 elementos siguientes y obtiene un valor promedio de estas comparaciones a lo largo de todo el área de interés,

$$DUD = 100 \times \left\{ \frac{1}{C} \sum_{i,j} \left[ \sum_{k=1}^4 \left( \frac{|X_{i,j} - X_{i,j+k}|}{X_{i,j} + X_{i,j+k}} \right)^2 + \sum_{h=1}^4 \left( \frac{|X_{i,j} - X_{i+h,j}|}{X_{i,j} + X_{i+h,j}} \right)^2 \right] \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (4)$$

Donde  $X_{i,j}$ ,  $X_{i,j+k}$  y  $X_{i,h+j}$  son las cuentas en los píxeles cuyas coordenadas en la imagen son  $(i,j)$ ,  $(i,j+k)$  y  $(i,h+j)$  respectivamente y  $C$  es el número de comparaciones realizadas.

(vi) Número de píxeles cuyo número de cuentas se desvía más de un 10% de las cuentas medias por píxel, expresado como porcentaje del número total de píxeles en el área de interés<sup>6</sup>. Nos referiremos a él como **índice histograma**.

Para el cálculo de todos los parámetros, excepto el factor de uniformidad, se emplea un filtro de suavizado con una matriz  $3 \times 3$  como núcleo de suavizado de columnas  $(1, 2, 1)$ ,  $(2, 4, 2)$  y  $(1, 2, 1)$  que reduce la desviación estándar de las variaciones alrededor del valor medio debidas al ruido en un factor  $0,375^2$ .

Para el cálculo de los índices propuestos se implementó un programa en Matlab (The MathWorks, Inc.) que utiliza imágenes en formato Dicom (versión 3). El uso de este formato permite la aplicación del programa a imágenes procedentes de la mayoría de equipos ya que la conversión a formato Dicom está ampliamente extendida en equipos médicos. Además de esta forma, para la evaluación de las imágenes basta con disponer de un PC convencional y no es necesario emplear programas incorporados o programados en las estaciones de trabajo.

En un estudio previo se obtuvieron imágenes experimentales para conocer las características de las imágenes reales. Para ello se emplearon 3 gammacámaras, 1 DHD de dos cabezales, 1 DSX de un solo cabezal, ambas de la firma SMV y otra de doble cabezal modelo Millenium VG de General Electric. Cabe destacar que en las dos primeras cámaras, la adquisición de cuerpo entero se realiza con movimiento de los cabezales respecto al paciente, mientras que en la cámara Millenium VG la adquisición se realiza con movimiento de la camilla respecto a los cabezales. En todos los casos la medida se realizó situando sobre el cabezal de las cámaras una fuente plana de Co-57 (Amersham Healthcare CTRQ1) que cuando se realizó el experimento tenía una actividad de  $8.14 \cdot 10^{10}$  Bq (2,2 mCi). Para la cámara DHD se empleó colimador de ultra alta resolución

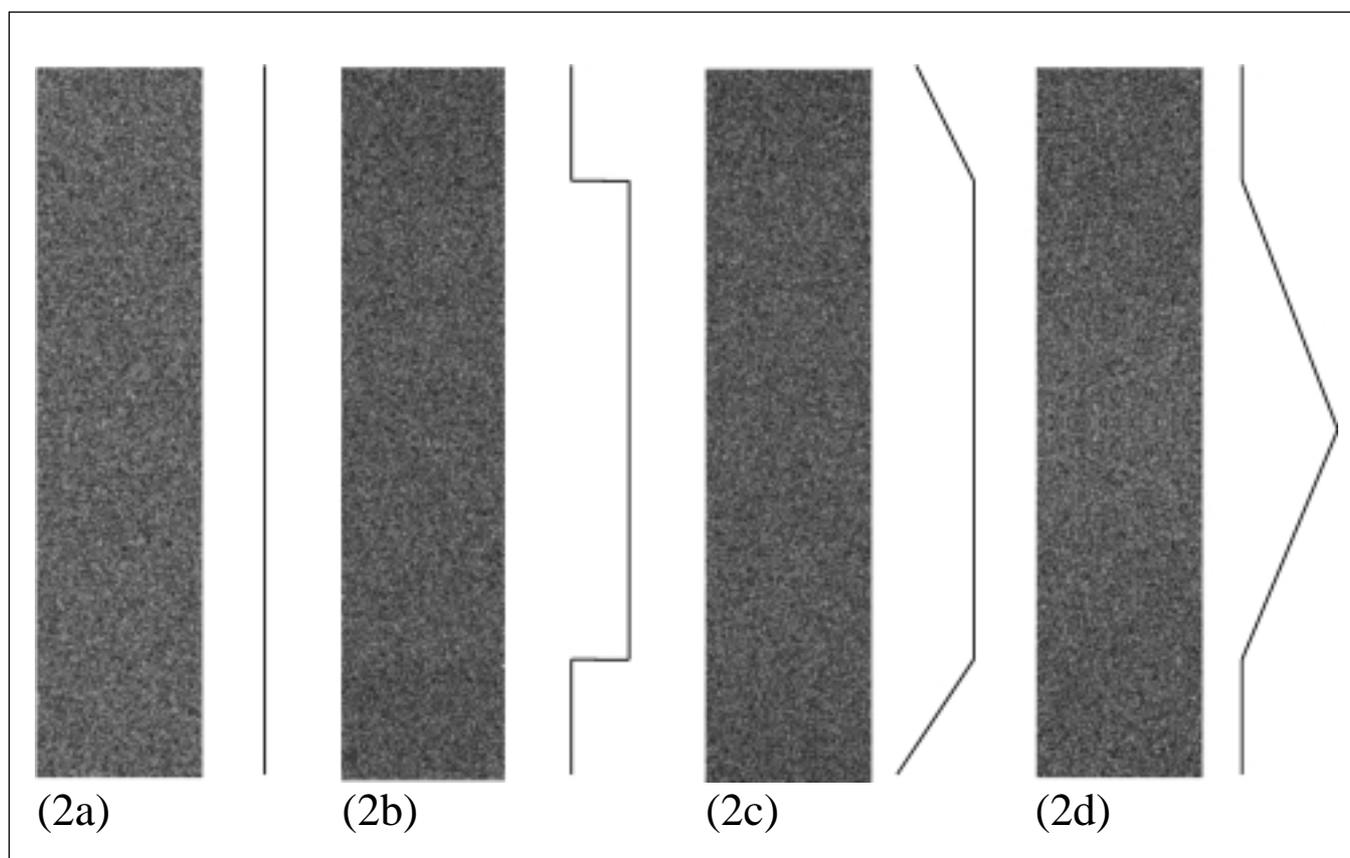


Fig. 2. Tipos de imágenes sintéticas generadas: imagen sin defecto (fig. 2a); imagen con artefacto tipo escalón (fig. 2b); (iii) imagen con artefacto tipo rampa (fig. 2c); (iv) imagen con artefacto tipo rampa central (fig. 2d).

(UHR), tamaño de matriz de 2048x512 píxeles y velocidades 80, 40, 20, 12, 4 y 2 cm/s y se obtuvo un nº medio de cuentas/píxel de 0,7, 1,4, 2,7, 4,8, 12,9 y 26,8 cuentas/píxel respectivamente para el cabezal 1 y de 0,8, 1,8, 3,3, 6,2, 15,2 y 33,6 cuentas/píxel respectivamente para el cabezal 2. Para la cámara DSX, empleando colimador de alta resolución (HR), tamaño de matriz de 2048x512 píxeles y la velocidad clínica de 12 cm/s el número medio de cuentas/píxel obtenido es 9,9 cuentas/píxel. Por último en la cámara VG empleando colimador de alta resolución (VPC-45), tamaño de matriz de 1024x256 píxeles y velocidad clínica de 12 cm/s el nº medio de cuentas por píxel obtenido es 20,6 cuentas/píxel para ambos cabezales.

Una vez conocidas las características de las imágenes experimentales a partir de las medidas en las 3 gammacámaras, para el análisis de los diferentes índices al variar el número de cuentas se generaron 4 tipos de imágenes sintéticas: (i) imágenes sin defecto que sólo contienen ruido estadístico (figura 2a); (ii) imágenes con artefacto tipo escalón, es decir el nº medio de cuentas/píxel en los extremos de la imagen cae bruscamente a un valor inferior al correspondiente en una zona central (figura 2b); (iii) imágenes con artefacto tipo rampa en las que el número medio de cuentas/píxel es constante en la zona central de la imagen pero disminuye linealmente con la distancia en los extremos

(figura 2c); (iv) imágenes con artefacto tipo rampa central en las que el nº medio de cuentas/píxel en los extremos de la imagen es constante pero aumenta linealmente en la zona central conforme nos acercamos al punto medio de esta zona (Figura 2d). Todas estas imágenes pretenden simular defectos reales y por ello en todos los casos se ha dividido la imagen en tres zonas, como muestra la figura 1: dos zonas en los extremos correspondientes al área de barrido electrónico y una zona central en la que la adquisición se realiza con movimiento mecánico del cabezal o camilla.

Todas las imágenes se han creado a partir de un generador de números aleatorios implementado en Matlab. El tamaño de matriz empleado es de 2048x512 píxeles y el número medio de cuentas/píxel de las diferentes imágenes es: 1,5, 5, 10, 15, 20 y 30, que simulan las cuentas/píxel que se obtuvieron en el estudio experimental previo, en las condiciones expuestas anteriormente. Considerando la intensidad del artefacto como la diferencia entre el número medio de cuentas/píxel en la zona central y en los extremos de la imagen, expresado como porcentaje del valor en la zona central, todos los artefactos mencionados anteriormente se generaron para una intensidad de un 6% y un 10%. Además, para cada número medio de cuentas/píxel y cada uno de los 4 tipos de imágenes descritos se generaron 30 imágenes para tener una

estimación de la desviación estándar de cada índice de uniformidad al variar el número de cuentas y el defecto.

Para el estudio de cada uno de los parámetros aplicados a las imágenes simuladas se analizaron 2 factores:

(i) La sensibilidad de los índices a los defectos simulados, para lo que comparamos su valor medio en imágenes defectuosas y en imágenes sin defecto empleando la prueba de comparación de medias para muestras grandes con datos independientes<sup>9</sup> (test-t). Este test consiste en realizar el siguiente cálculo:

$$z = |m_1 - m_2| / \sqrt{(s_1^2 / n_1) + (s_2^2 / n_2)} \quad (5)$$

Esta expresión no es más que el error relativo de la diferencia de medias ( $m_1, m_2$ ), siendo  $s_1^2$  y  $s_2^2$  las varianzas de dos muestras de tamaño  $n_1$  y  $n_2$ . Para el estudio de los parámetros utilizamos el valor de  $z$  de dos formas, por un lado consideramos que el índice detecta un determinado artefacto cuando la diferencia entre el valor medio del índice en una imagen sin defecto y con defecto es significativa con un riesgo inferior al 1 por 1000 ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ). Por otro lado,  $z$  informa de la magnitud de la diferencia entre las medias respecto a sus fluctuaciones, en consecuencia diremos que un índice es más sensible a un defecto que a otro, o para un número de cuentas u otro, cuanto mayor sea el valor de  $z$

(ii) Sencillez de cálculo.

En función de los 2 factores descritos elegimos los índices que presentaban las mejores características para su uso en control de calidad rutinario y sobre estos aplicamos de nuevo el test-t para comprobar si los índices elegidos son capaces de distinguir entre artefactos del mismo tipo pero de distinta intensidad, es decir si su valor es dependiente de la intensidad del artefacto. Consideramos que el índice distingue artefactos de distinta intensidad si la diferencia entre el valor medio del índice en una imagen con artefacto de una intensidad (6%) y en otra imagen con artefacto de otra intensidad (10%) es significativa con riesgo inferior al 1 por 1000 ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ).

Por último, estudiamos cómo se comportaban los índices de mejores características en imágenes experimentales. Para ello, por un lado, en la cámara DSX obtuvimos 5 imágenes idénticas empleando colimador de alta resolución (HR) y velocidad clínica de 12 cm/s. Además, calculamos los índices en una imagen obtenida en la cámara DHD con colimador de ultra alta resolución (UHR) y velocidad 2 cm/s. Esta imagen muestra un defecto claramente visible y analizamos el efecto de este artefacto sobre los índices. Obtuvimos también los índices en una imagen adquirida en la cámara VG empleando colimador de alta resolución (VX-45) y velocidad 12 cm/s.

## Resultados

Los resultados obtenidos en **imágenes sintéticas** para todos los índices evaluados se muestran en las tablas de la 1 a la 6. En

ellas aparece el valor medio del índice y la desviación estándar. Además entre paréntesis se muestra el valor de  $z$  obtenido. En cada una de las tablas están los valores para todas las densidades de cuentas simuladas, tanto para las imágenes sin defecto como para cada una de las 6 imágenes defectuosas generadas. Las tablas de la 1 a la 6 corresponden respectivamente a los siguientes índices: uniformidad integral, uniformidad diferencial, coeficiente de variación, factor de uniformidad, dispersión de la uniformidad diferencial e índice histograma.

Las tablas de la 7 a la 9 muestran los resultados obtenidos en **imágenes experimentales**. La tabla 7 muestra el valor del coeficiente de variación, el factor de uniformidad y el índice histograma para las 5 imágenes de idénticas características (misma densidad de cuentas y mismo colimador) adquiridas en la cámara DSX, así como el valor medio y la desviación estándar de cada uno de estos índices. Puede observarse que los 6 parámetros propuestos inicialmente se han reducido a tres. El motivo de esta reducción se explica detalladamente en la discusión. En la tabla 8 se muestran el coeficiente de variación, el factor de uniformidad y el índice histograma calculados en una adquisición en la cámara DHD que muestra un defecto claramente visible. En la tabla 9 se muestran el coeficiente de variación, el factor de uniformidad y el índice histograma calculados en una adquisición en la cámara VG.

## Discusión

El primer índice analizado es la **uniformidad integral**. Para 1,5 cuentas/píxel el índice sólo es sensible al artefacto tipo rampa central de un 10 % ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ). Este índice sólo se muestra sensible a todos los defectos ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ) a partir de una densidad de cuentas de 20 cuentas/píxel, incrementándose  $z$  para 30

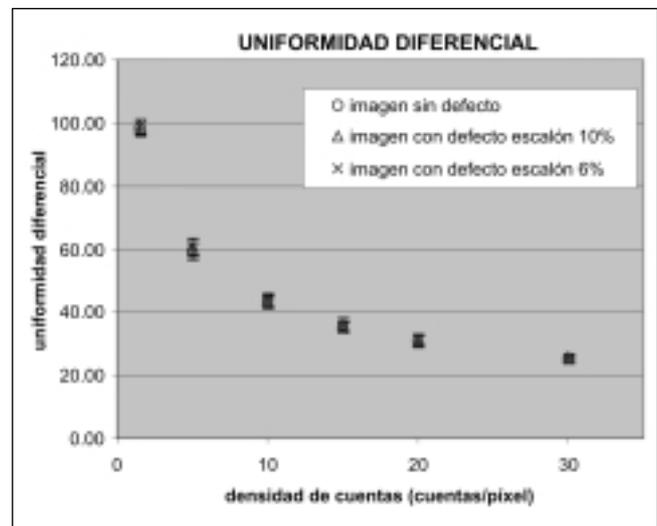


Fig. 3. Uniformidad diferencial en función de la densidad de cuentas para imágenes sin defecto y con defecto tipo escalón de una intensidad de un 6% y de un 10%.

Tabla 1. Valor de la uniformidad integral para los distintos tipos de imágenes simuladas en función de la densidad de cuentas. Entre paréntesis se muestra el valor de z.

UNIFORMIDAD INTEGRAL						
Densidad de cuentas (cuentas/píxel)						
Tipo imagen	1,5	5	10	15	20	30
sin defecto	98,9 ± 1,4	70,7 ± 1,8	53,5 ± 2,3	44,4 ± 1,7	39,4 ± 1,2	32,3 ± 1,4
Defecto escalón 6%	99,2 ± 1,3 (0,860)	71,7 ± 2 (2,036)	54,9 ± 1,8 (2,626)	45,4 ± 1,4 (2,487)	40,8 ± 1,2 (4,519)	34,0 ± 1,0 (5,412)
Defecto escalón 10%	99 ± 1,4 (0,277)	72,2 ± 1,9 (3,139)	56,1 ± 1,7 (4,979)	47,7 ± 1,7 (7,518)	42,4 ± 1,4 (8,911)	36,6 ± 1,4 (11,896)
Defecto rampa extremos 6%	99,2 ± 1,3 (0,860)	70,9 ± 2,0 (0,407)	55,0 ± 1,8 (2,813)	46,4 ± 1,5 (4,832)	41,3 ± 1,4 (5,644)	34,9 ± 1,4 (7,193)
Defecto rampa extremos 10%	99,2 ± 1,3 (0,860)	73,6 ± 2,1 (5,743)	57,6 ± 1,6 (8,015)	49,5 ± 2,1 (10,339)	44,3 ± 1,2 (15,815)	38,5 ± 1,6 (15,973)
Defecto rampa central 6%	99,8 ± 0,8 (3,057)	74,2 ± 3,0 (5,480)	55,7 ± 1,8 (4,126)	48,1 ± 1,6 (8,681)	42,5 ± 1,2 (10,005)	36,7 ± 1,7 (10,943)
Defecto rampa central 10%	100,0 ± 0,0 (4,304)	75,8 ± 2,1 (10,010)	61,1 ± 1,9 (13,953)	52,4 ± 1,8 (17,698)	47,1 ± 1,3 (23,838)	41,1 ± 1,3 (25,229)

Tabla 2. Valor de la uniformidad diferencial para los distintos tipos de imágenes simuladas en función de la densidad de cuentas. Entre paréntesis se muestra el valor de z

UNIFORMIDAD DIFERENCIAL						
Densidad de cuentas (cuentas/píxel)						
Tipo imagen	1,5	5	10	15	20	30
sin defecto	98,2 ± 2,5	59,4 ± 2,5	43,1 ± 1,9	35,1 ± 1,6	30,8 ± 2,1	25,0 ± 1,1
Defecto escalón 6%	98,8 ± 2 (1,027)	60,6 ± 2,7 (1,786)	43,1 ± 2,1 (0)	35,5 ± 1,7 (0,939)	31,3 ± 1,8 (0,990)	25,0 ± 1,0 (0)
Defecto escalón 10%	98,5 ± 2,2 (0,493)	60,9 ± 2,7 (2,233)	43,8 ± 2,1 (1,354)	36,1 ± 2,1 (2,075)	31,1 ± 1,2 (0,679)	25,7 ± 1,0 (2,579)
Defecto rampa extremos 6%	98,7 ± 2,2 (0,822)	59,3 ± 1,9 (0,174)	43,3 ± 2,0 (0,397)	35,1 ± 1,2 (0)	31,1 ± 1,9 (0,580)	25,3 ± 1,1 (1,056)
Defecto rampa extremos 10%	98,7 ± 2,2 (0,822)	61,7 ± 2,9 (3,290)	43,8 ± 1,7 (1,504)	35,5 ± 1,2 (1,095)	31,0 ± 1,2 (0,453)	25,8 ± 1,4 (2,461)
Defecto rampa central 6%	99,7 ± 1,3 (2,916)	62,4 ± 3,6 (3,749)	43,8 ± 1,8 (1,465)	36,2 ± 1,7 (2,581)	31,2 ± 1,2 (0,906)	26,0 ± 1,3 (3,216)
Defecto rampa central 10%	100,0 ± 0,0 (3,944)	63,1 ± 2,9 (5,293)	46,1 ± 2,2 (5,653)	37,2 ± 1,9 (4,631)	32,5 ± 1,4 (3,689)	27,2 ± 1,5 (6,478)

cuentas/píxel y para los artefactos tipo rampa, con el mayor valor para el artefacto tipo rampa central (tabla 1).

El caso de la **uniformidad diferencial** es muy similar al de la uniformidad integral. Para 1,5 ctas/píxel el índice sólo es sensible al artefacto tipo rampa central de un 10% ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ). Este índice no se muestra sensible al artefacto tipo escalón ni tipo rampa en los extremos para ninguno de los números de cuentas simulados, aunque sí es sensible al artefacto tipo rampa central de un 6% para un  $n^\circ$  medio de 5 ctas/píxel y para este mismo defecto con una intensidad de un 10% para todas las

densidades de cuentas simuladas (tabla 2). En figura 3 se observa la falta de sensibilidad de la uniformidad diferencial al artefacto tipo escalón, ya que puede verse como se superponen los valores del índice correspondientes a imágenes sin artefacto y con artefacto de intensidad variable.

Otro de los índices analizados es el **coeficiente de variación**, que resulta sensible a todos los artefactos para todos los números de cuentas ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ). Además la sensibilidad aumenta ( $z$  mayor) con el número de cuentas y con la intensidad del artefacto y es mayor para

Tabla 3. Valor del coeficiente de variación para los distintos tipos de imágenes simuladas en función de la densidad de cuentas. Entre paréntesis se muestra el valor de  $z$

COEFICIENTE DE VARIACIÓN						
Densidad de cuentas (cuentas/píxel)						
Tipo imagen	1,5	5	10	15	20	30
sin defecto	30,62 ± 0,06	16,77 ± 0,03	11,86 ± 0,02	9,68 ± 0,02	8,39 ± 0,01	6,84 ± 0,01
<b>Defecto escalón 6%</b>	31,04 ± 0,05 (29,454)	17,16 ± 0,02 (59,245)	12,29 ± 0,02 (83,269)	10,16 ± 0,02 (92,952)	8,91 ± 0,01 (201,395)	7,45 ± 0,01 (236,252)
<b>Defecto escalón 10%</b>	31,45 ± 0,07 (49,309)	17,66 ± 0,04 (97,495)	12,93 ± 0,02 (207,205)	10,91 ± 0,02 (238,189)	9,74 ± 0,02 (330,681)	8,40 ± 0,02 (382,120)
<b>Defecto rampa extremos 6%</b>	30,99 ± 0,06 (23,883)	17,13 ± 0,03 (29,394)	12,29 ± 0,02 (83,269)	10,17 ± 0,02 (94,888)	8,91 ± 0,02 (127,374)	7,46 ± 0,02 (151,868)
<b>Defecto rampa extremos 10%</b>	31,40 ± 0,04 (59,245)	17,63 ± 0,03 (111,026)	12,91 ± 0,02 (203,332)	10,89 ± 0,02 (234,316)	9,72 ± 0,02 (325,782)	8,39 ± 0,01 (600,312)
<b>Defecto rampa central 6%</b>	32,15 ± 0,07 (90,896)	17,97 ± 0,04 (131,453)	13,05 ± 0,03 (180,774)	10,94 ± 0,02 (243,998)	9,70 ± 0,02 (320,883)	8,30 ± 0,02 (357,626)
<b>Defecto rampa central 10%</b>	33,69 ± 0,08 (168,151)	19,51 ± 0,05 (257,378)	14,80 ± 0,04 (360,075)	12,86 ± 0,03 (483,077)	11,76 ± 0,03 (583,701)	10,56 ± 0,02 (911,210)

Tabla 4. Valor del factor de uniformidad para los distintos tipos de imágenes simuladas en función de la densidad de cuentas. Entre paréntesis se muestra el valor de  $z$

FACTOR DE UNIFORMIDAD						
Densidad de cuentas (cuentas/píxel)						
Tipo imagen	1,5	5	10	15	20	30
sin defecto	3,0 ± 1,1	1,5 ± 0,7	1,1 ± 0,4	1 ± 0,4	0,7 ± 0,4	0,7 ± 0,3
<b>Defecto escalón 6%</b>	2,8 ± 1,0 (0,737)	2,9 ± 0,6 (8,317)	2,8 ± 0,4 (16,460)	2,8 ± 0,2 (22,045)	2,8 ± 0,1 (27,897)	2,8 ± 0,1 (36,373)
<b>Defecto escalón 10%</b>	4,6 ± 1,4 (4,922)	4,7 ± 0,4 (21,740)	4,8 ± 0,2 (45,316)	4,8 ± 0,1 (50,480)	4,7 ± 0,1 (53,137)	4,7 ± 0,1 (69,282)
<b>Defecto rampa extremos 6%</b>	3,0 ± 1,3 (0)	2,6 ± 0,7 (6,086)	2,8 ± 0,4 (16,460)	2,8 ± 0,2 (22,045)	2,8 ± 0,2 (25,720)	2,8 ± 0,1 (36,373)
<b>Defecto rampa extremos 10%</b>	4,6 ± 1,1 (5,633)	4,6 ± 0,4 (21,060)	4,7 ± 0,2 (44,091)	4,7 ± 0,1 (49,152)	4,7 ± 0,1 (53,137)	4,7 ± 0,1 (69,282)
<b>Defecto rampa central 6%</b>	4,2 ± 1,6 (3,385)	4,3 ± 0,7 (15,492)	4,3 ± 0,2 (39,192)	4,3 ± 0,2 (40,417)	4,2 ± 0,1 (46,495)	4,3 ± 0,1 (62,354)
<b>Defecto rampa central 10%</b>	7,8 ± 1,0 (17,685)	7,6 ± 0,3 (43,871)	7,6 ± 0,2 (79,608)	7,6 ± 0,1 (87,676)	7,6 ± 0,1 (91,661)	7,6 ± 0,1 (119,512)

el artefacto tipo rampa central (tabla 3). Esto es debido a que este tipo de artefacto afecta a un área mayor.

El **factor de uniformidad** detecta todos los defectos simulados a partir de 5 cuentas/píxel ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ), mostrando una mayor sensibilidad al aumentar el número de cuentas ( $z$  mayor) y para el artefacto tipo rampa central (tabla 4). Sin embargo, la característica más importante de este índice es que para imágenes con defecto es prácticamente independiente del número de cuentas, como muestra la figura 4. Además, para imágenes sin defecto la dependencia con el número de cuentas a partir de 5 cuentas/píxel es muy suave.

El siguiente parámetro a analizar es la **dispersión de la uniformidad diferencial**. El índice es sensible a todos los defectos para todas las densidades de cuentas ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ). Para el artefacto tipo escalón y el tipo rampa en los extremos para las dos intensidades y para el tipo rampa central de intensidad 6%, el índice muestra su sensibilidad máxima para un número medio de 10 cuentas/píxel. A partir de este valor máximo la sensibilidad disminuye. La sensibilidad del índice a los artefactos tipo escalón y rampa en los extremos es muy similar, sin embargo el índice muestra claramente una sensibilidad mayor al artefacto tipo rampa central. Para el artefacto ti-

Tabla 5. Valor de la dispersión de la uniformidad diferencial para los distintos tipos de imágenes simuladas en función de la densidad de cuentas. Entre paréntesis se muestra el valor de z

DISPERSIÓN DE LA UNIFORMIDAD DIFERENCIAL						
Densidad de cuentas (cuentas/píxel)						
Tipo imagen	1,5	5	10	15	20	30
sin defecto	19,64 ± 0,04	10,61 ± 0,02	7,48 ± 0,01	6,10 ± 0,01	5,28 ± 0,01	4,31 ± 0,01
Defecto escalón 6%	19,85 ± 0,03 (23,004)	10,71 ± 0,02 (19,365)	7,56 ± 0,01 (30,984)	6,16 ± 0,01 (23,238)	5,33 ± 0,01 (19,365)	4,35 ± 0,01 (15,492)
Defecto escalón 10%	19,98 ± 0,05 (29,084)	10,78 ± 0,02 (32,920)	7,60 ± 0,01 (46,476)	6,21 ± 0,01 (42,603)	5,37 ± 0,01 (34,857)	4,39 ± 0,01 (30,984)
Defecto rampa extremos 6%	19,82 ± 0,03 (19,718)	10,70 ± 0,02 (17,428)	7,55 ± 0,01 (27,112)	6,16 ± 0,01 (23,238)	5,33 ± 0,01 (19,365)	4,35 ± 0,01 (15,492)
Defecto rampa extremos 10%	19,95 ± 0,02 (37,967)	10,77 ± 0,02 (30,984)	7,59 ± 0,01 (42,603)	6,19 ± 0,01 (34,857)	5,36 ± 0,01 (30,984)	4,38 ± 0,01 (27,112)
Defecto rampa central 6%	20,50 ± 0,04 (83,269)	11,06 ± 0,02 (87,142)	7,80 ± 0,01 (123,936)	6,36 ± 0,01 (100,698)	5,50 ± 0,01 (85,206)	4,49 ± 0,01 (69,714)
Defecto rampa central 10%	21,2 ± 0,05 (133,442)	11,41 ± 0,03 (121,529)	8,04 ± 0,02 (137,171)	6,56 ± 0,01 (178,157)	5,68 ± 0,01 (154,919)	4,63 ± 0,01 (123,936)

Tabla 6. Valor del índice histograma para los distintos tipos de imágenes simuladas en función de la densidad de cuentas. Entre paréntesis se muestra el valor de z

ÍNDICE HISTOGRAMA						
Densidad de cuentas (cuentas/píxel)						
Tipo imagen	1,5	5	10	15	20	30
sin defecto	73,6 ± 0,1	55,1 ± 0,1	39,9 ± 0,1	30,2 ± 0,1	23,3 ± 0,1	14,4 ± 0,1
Defecto escalón 6%	78,6 ± 0,1 (193,649)	55,3 ± 0,1 (7,746)	42,2 ± 0,1 (89,079)	32,6 ± 0,3 (41,570)	26,1 ± 0,1 (108,444)	18,2 ± 0,1 (147,173)
Defecto escalón 10%	73,3 ± 0,1 (11,619)	56,0 ± 0,1 (34,857)	44,2 ± 0,1 (166,538)	36,0 ± 0,4 (77,049)	31,0 ± 0,1 (298,220)	24,0 ± 0,2 (235,151)
Defecto rampa extremos 6%	77,8 ± 1,8 (12,761)	55,3 ± 0,1 (7,746)	40,8 ± 0,1 (34,857)	32,8 ± 0,1 (100,698)	26,2 ± 0,1 (112,317)	18,2 ± 0,2 (93,081)
Defecto rampa extremos 10%	78,6 ± 1,0 (27,250)	58,6 ± 0,1 (135,554)	44,1 ± 0,1 (162,665)	35,8 ± 0,5 (60,154)	30,6 ± 0,1 (282,728)	23,0 ± 0,2 (210,656)
Defecto rampa central 6%	72,6 ± 0,1 (38,730)	57,3 ± 0,1 (85,206)	44,0 ± 0,7 (31,759)	36,5 ± 0,1 (243,998)	30,2 ± 0,4 (91,661)	23,0 ± 0,3 (148,956)
Defecto rampa central 10%	76,3 ± 2,3 (6,424)	60,7 ± 0,1 (216,297)	50,2 ± 0,2 (252,297)	45,3 ± 0,3 (261,543)	40,5 ± 0,2 (421,312)	36,5 ± 0,2 (541,337)

po rampa central de un 10% el pico de sensibilidad corresponde a 15 cuentas/píxel (tabla 5).

Por último, comentaremos el **índice histograma**. El índice es sensible a todos los defectos para todas las densidades de cuentas ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ). Este índice muestra una dependencia irregular de la sensibilidad con el número de cuentas y con el tipo de defecto y no se observa ninguna tendencia clara (tabla 6).

Una vez analizados cada uno de los índices por separado comparemos sus características. Los resultados anteriores muestran claramente que la uniformidad diferencial y la uniformidad integral son los índices menos sensibles de los

estudiados. De hecho, la uniformidad diferencial no se muestra sensible a todos artefactos simulados para ninguna de las densidades de cuentas estudiadas. La uniformidad integral muestra un comportamiento mejor, mostrándose sensible a todos los defectos simulados a partir de 20 cuentas/píxel. Sin embargo, este valor está muy por encima de la densidad de cuentas que necesitan otros índices estudiados. Esto puede ser debido a que estos dos índices se calculan a partir de dos valores, mientras que los índices restantes se calculan a partir de todos los elementos de la imagen.

El coeficiente de variación, la dispersión de la uniformidad diferencial y el índice histograma, detectan todos

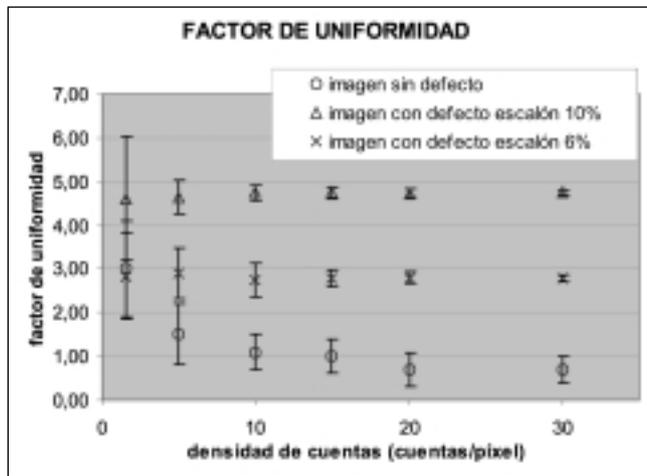


Fig. 4. Factor de uniformidad en función de la densidad de cuentas para imágenes sin defecto y con defecto tipo escalón de una intensidad de un 6% y de un 10%.

los defectos simulados para todas las densidades de cuentas estudiadas.

Los 3 índices anteriores muestran la desventaja de que son fuertemente dependientes del número de cuentas en el rango de bajo número de cuentas de este estudio. Esto es una limitación desde el punto de vista práctico, ya que para que su valor sea comparable en imágenes distintas, estas deben tener idéntico número de cuentas. El factor de uniformidad resuelve esta limitación, ya que es prácticamente independiente del número de cuentas para imágenes con defecto. Dado que las imágenes sin defecto son ideales y experimentalmente siempre habrá cierta falta de uniformidad cabe esperar que el índice sea poco dependiente de la densidad de cuentas en imágenes experimentales. Sin embargo, al contrario que los índices anteriores requiere al menos 5 cuentas/ píxel para detectar los defectos simulados en este trabajo

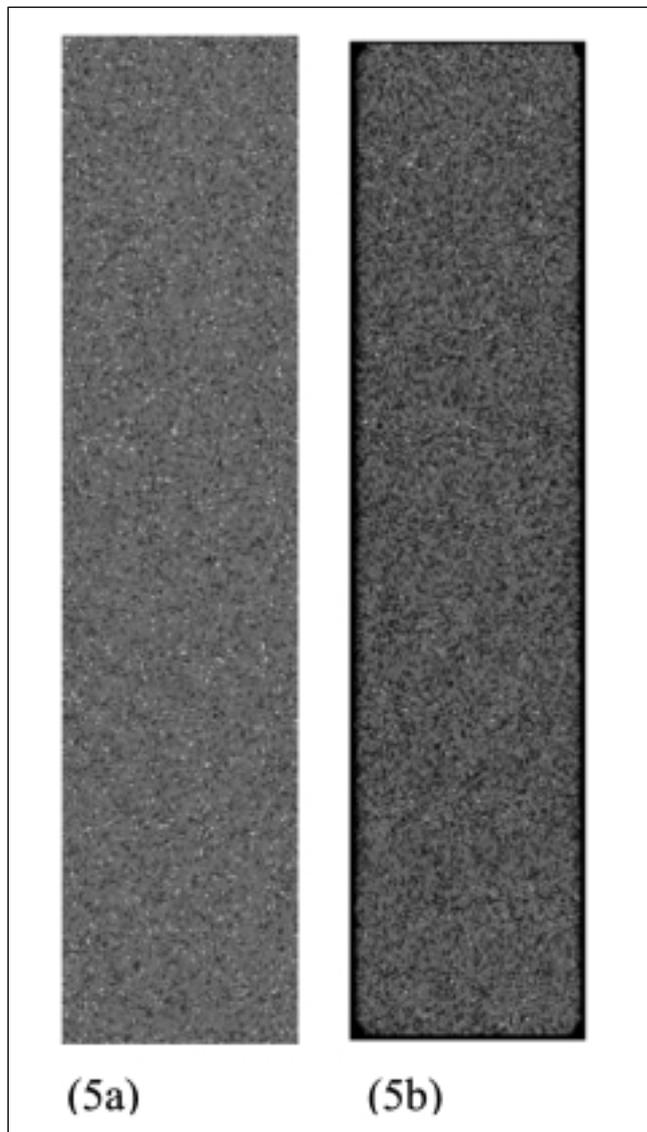


Fig. 5. Imagen sintética sin defecto para una densidad de cuentas de 10 ctas/píxel (5a). Imagen adquirida en la cámara dsx a velocidad 12 cm/s (5b).

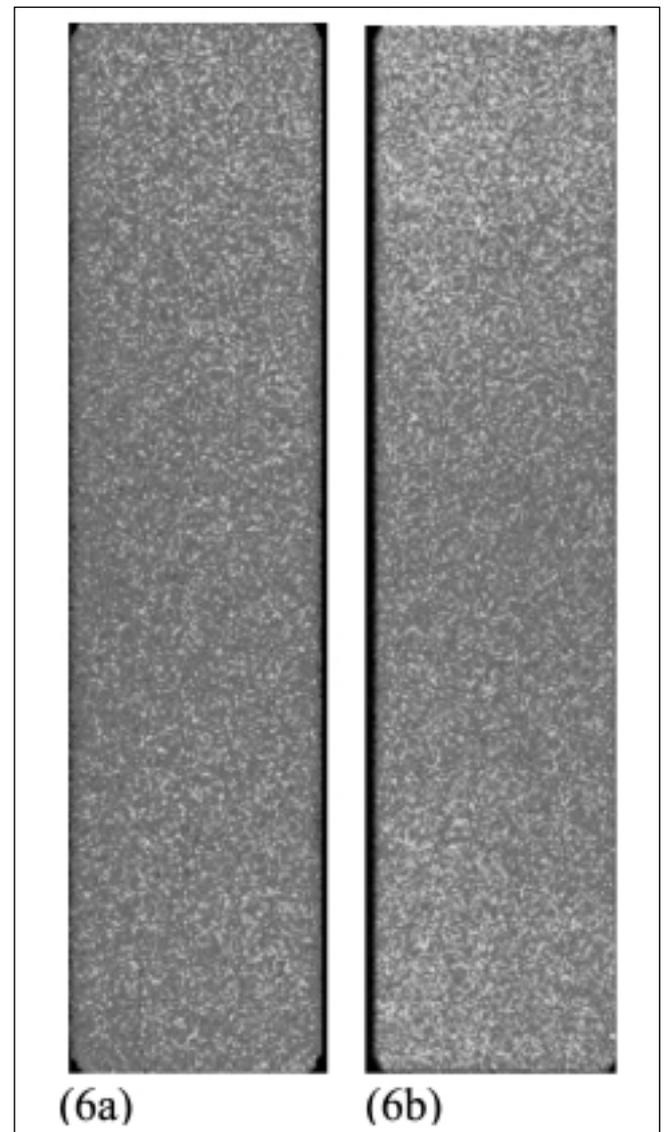


Fig. 6. Imagen adquirida en la cámara dhd a velocidad de 2 cm/s en el cabezal uno (6a) y el cabezal 2 (6b).

**Tabla 7. Valor del coeficiente de variación, el índice histograma y el factor de uniformidad para 5 imágenes adquiridas en la cámara DSX a velocidad de 12 cm/s**

CÁMARA DSX							
Parámetro	Número de adquisición (9,9 ctas/píxel)					Media	Std
	1	2	3	4	5		
Coefficiente de variación	12,13	12,16	12,16	12,11	12,14	12,14	0,02 (0,2%)
Factor de uniformidad	2,3	2,2	2,3	2,3	2,2	2,3	0,1 (4%)
Índice histograma	40,4	40,4	40,4	40,2	41,9	40,7	0,7 (2%)

De todo lo expuesto hasta ahora concluimos que los índices que presentan las mejores características para su uso en control de calidad rutinario son el coeficiente de variación, el factor de uniformidad y el índice histograma. Excluimos la dispersión de la uniformidad diferencial porque su cálculo es mucho más complejo y no aporta ninguna ventaja respecto al resto.

El test-t aplicado sobre los tres índices escogidos muestra que tanto el coeficiente de variación como el

**Tabla 8. Valor del coeficiente de variación, el índice histograma y el factor de uniformidad de dos imágenes de la cámara DHD**

CÁMARA DHD		
Parámetro	CABEZAL 1 (26,8 ctas/píxel)	CABEZAL 2 (33,6 ctas/píxel)
Coefficiente de variación	7,97	8,17
Factor de uniformidad	3,3	5
Índice histograma	20,8	22,5

**Tabla 9. Valor del coeficiente de variación, el índice histograma y el factor de uniformidad de dos imágenes de la cámara VG**

CÁMARA VG		
Parámetro	CABEZAL 1 (20,7 ctas/píxel)	CABEZAL 2 (20,6 ctas/píxel)
Coefficiente de variación	8,4	8,37
Factor de uniformidad	1,4	2,2
Índice histograma	23,4	23,1

factor de uniformidad son capaces de distinguir artefactos de distinta intensidad para todos los tipos de defectos simulados ( $p < 0,001$ ,  $z > 3,291$ ). El índice histograma también distingue artefactos de distinta intensidad en todos los casos salvo para el defecto tipo rampa en los extremos para una densidad de cuentas de 1,5 ctas/píxel.

Como hemos visto, el valor de los índices por si solo carece de significado si no se compara con su valor en una imagen sin defecto. Por tanto, para el uso de los índices como indicadores de la uniformidad de una imagen es necesario disponer de unos valores de referencia para una densidad de cuentas perfectamente especificada. En este trabajo se han calculado los índices sobre imágenes sintéticas sin defecto pero que tienen en cuenta la naturaleza estadística de las desintegraciones radiactivas. En la tabla 10 se presentan estos resultados que proponemos como valores de referencia. Concluimos que una imagen es más defectuosa cuanto más se aleja el valor del índice del valor de referencia. La experiencia de cada centro permitirá escoger un valor del índice a partir del cual el defecto puede afectar al diagnóstico y es necesaria la intervención del servicio técnico. En base a esto a continuación compararemos el valor de los índices calculados sobre imágenes experimentales (ta-

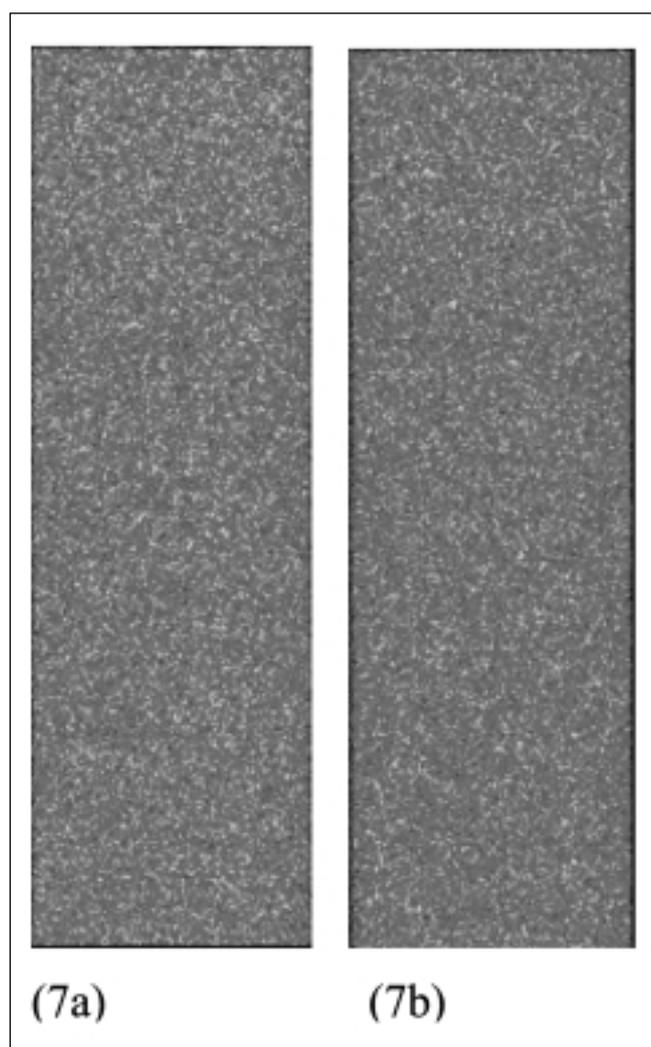


Fig.7. Imagen adquirida en la cámara VG a velocidad de 12 cm/s en el cabezal uno (7a) y el cabezal 2 (7b).

**Tabla 10. Valores de referencia propuestos para el coeficiente de variación, el índice de uniformidad y el índice histograma**

VALORES DE REFERENCIA DE LOS ÍNDICES DE UNIFORMIDAD						
Densidad de cuentas (ctas/píxel)						
Índice	1,5	5	10	15	20	30
Coeficiente de variación	30,62	16,77	11,86	9,68	8,39	6,84
Factor de uniformidad	3,0	1,5	1,1	1	0,7	0,7
Índice histograma	73,6	55,1	39,9	30,2	23,3	14,4

**Tabla 11. Valor medio y desviación estándar del coeficiente de variación, el índice histograma y el factor de uniformidad para la cámara DSX y para imágenes sintéticas sin defecto de igual densidad de cuentas**

Parámetro	IMAGEN SINTÉTICA SIN DEFECTO (10 ctas/píxel)	IMAGEN CÁMARA DSX (9,9 ctas/píxel)	DIFERENCIA
Coeficiente de variación	11,86 ± 0,02	12,14 ± 0,02	0,28 ± 0,03
Factor de uniformidad	1,1 ± 0,4	2,3 ± 0,1	1,2 ± 0,4
Índice histograma	39,9 ± 0,1	40,7 ± 0,7	0,8 ± 0,7

**Tabla 12. Valor del coeficiente de variación, el índice histograma y el factor de uniformidad para los dos cabezales de la cámara DHD, para imágenes sintéticas sin defecto igual densidad de cuentas y diferencia entre ambos**

Parámetro	IMAGEN SINTÉTICA SIN DEFECTO		IMAGEN CÁMARA DHD		DIFERENCIA	
	26,8 ctas/píxel	33,6 ctas/píxel	Cabezal 1	Cabezal 2	Cabezal 1	Cabezal 2
Coeficiente de variación	7,24	6,47	7,97	8,17	0,73	1,7
Factor de uniformidad	0,7	0,7	3,3	5	2,6	4,3
Índice histograma	15,9	14,5	20,8	22,5	4,9	8

**Tabla 13. Valor del coeficiente de variación, el índice histograma y el factor de uniformidad para los dos cabezales de la cámara VG, para imágenes sintéticas sin defecto igual densidad de cuentas y diferencia entre ambos**

Parámetro	IMAGEN SINTÉTICA SIN DEFECTO		IMAGEN CÁMARA VG		DIFERENCIA	
	20,7 ctas/píxel	20,6 ctas/píxel	Cabezal 1	Cabezal 2	Cabezal 1	Cabezal 2
Coeficiente de variación	8,24	8,26	8,40	8,37	0,16	0,11
Factor de uniformidad	0,7	0,7	1,4	2,2	0,7	1,5
Índice histograma	21,5	21,6	23,4	23,1	1,9	1,5

blas 7, 8 y 9) con el valor de estos obtenido en imágenes sintéticas sin defecto de igual densidad de cuentas.

La tabla 11 compara el valor medio de los índices en la cámara DSX con el valor de estos obtenido en imágenes sintéticas sin defecto de igual densidad de cuentas. En los tres casos vemos que el valor medio del índice en la imagen real es superior al de la imagen sintética, sin embargo si consultamos las tablas 3, 4 y 6 veremos que es ligeramente inferior al obtenido en imágenes con defecto de una intensidad de un 6%. Por tanto, el valor de

los tres índices parece indicar que la imagen tiene cierta falta de uniformidad pero menor a la de los casos simulados en este trabajo. En la figura 5 se muestra la imagen de la 3ª adquisición en la cámara DSX comparada con una imagen sintética 'ideal' de igual densidad de cuentas que no tiene defecto y puede verse que la falta de uniformidad indicada por los índices no es fácilmente apreciable.

La figura 6 muestra las imágenes adquiridas en cada uno de los dos cabezales de la cámara DHD y como puede ob-

servarse ambas muestran un claro defecto que consiste en una densidad de cuentas inferior en la zona central de la imagen respecto a los extremos. En la tabla 12 se compara el valor de los índices en imágenes experimentales con su valor en imágenes sintéticas sin defecto de igual número de cuentas. El valor de los índices en imágenes sintéticas sin defecto para las densidades de cuentas experimentales se interpoló o extrapoló a partir de los valores de la tabla 10. La diferencia entre los índices en las imágenes experimentales y en las imágenes sin defecto es muy superior a la observada en el caso anterior (tabla 11), lo que indica que el índice se ve afectado por el defecto claramente apreciable. Además la diferencia es mayor para la imagen del cabezal 2 lo que es coherente, ya que esta imagen es más defectuosa como puede observarse en la figura 5.

La figura 7 muestra las imágenes adquiridas en cada uno de los dos cabezales de la cámara VG y como puede observarse ninguna de ellas muestra un defecto apreciable. En la tabla 13 se compara el valor de los índices en imágenes experimentales con su valor en imágenes sintéticas sin defecto de igual número de cuentas. El valor de los índices en imágenes sintéticas sin defecto para las densidades de cuentas experimentales se interpoló a partir de los valores de la tabla 10. Se observa una diferencia entre el valor del índice en la imagen real y en la imagen sintética sin defecto de ambos cabezales, muy inferior a la obtenida en el caso anterior (tabla 12). Esto es coherente con el hecho de que la imagen (figura 7) no muestra ningún cambio apreciable visualmente.

## Conclusiones

Se puede concluir que de los 6 índices propuestos la uniformidad integral y la uniformidad diferencial son los

que presentan la menor sensibilidad a los defectos simulados. El coeficiente de variación, el índice histograma y el factor de uniformidad son los que presentan las mejores características como indicadores de la uniformidad en estudios de cuerpo entero. En concreto, el factor de uniformidad presenta la importante característica de ser prácticamente independiente de la densidad de cuentas.

Los valores de los índices en imágenes sintéticas sin defecto se pueden emplear como valores de referencia con los que comparar el valor en una imagen experimental y extraer así información sobre la uniformidad de la imagen.

## Referencias

1. Hughes A, Sharp PF. The sensitivity of objective indices to changes in gamma camera non-uniformity. *Phys Med Biol* 1989; 34(7): 885-893.
2. Tenhunen M, Pyykkönen J, Tenhunen-Eskelinen M, Jaatinen K, Kuikka JT. Components of the flood-field uniformity index in a gamma camera. *Phys Med Biol* 1996; 41: 1209-1216.
3. Sharp P, Marshall I. The usefulness of indices measuring gamma camera non-uniformity. *Phys Med Biol* 1981; 26(1): 149-153.
4. Performance measurements of scintillation cameras. Standards Publication N° NU1, Washington, DC. National Electrical Manufacturers Association (1986).
5. Cox NJ, Diffey BL. A numerical index of gamma camera uniformity. *BRJ Radiol* 1976; 49: 734-5.
6. Sano RM. Performance Standards: Characteristics and Test Conditions for Scintillation Cameras. Medical Radionuclide Imaging (Vienna: IAEA)1998; 2: 141-59.
7. Hughes A, Sharp PF. Factors affecting gamma-camera non-uniformity. *Phys Med Biol* 1988; 33 (2): 259-269.
8. Blokland JAK, Camps JAJ, Pauwels EKJ. Aspects of performance assesment of whole body imaging systems. *Eur J Nucl Med* 1997; 24: 1273-1283.
9. Domenech Massons SR. Bioestadística. Editorial Herder. Barcelona. (1980).

# Dosimetría de haces pequeños de electrones mediante un método sencillo basado en película radiográfica

I. Torres<sup>1</sup>, J. Pérez-Calatayud<sup>1</sup>, F. Lliso<sup>1</sup>, J. Roselló<sup>3</sup>, E. Casal<sup>2</sup>,  
V. Carmona<sup>1</sup>, V. Puchades<sup>1</sup>, C. P. Lopes<sup>1</sup>, E. Tomás<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Unidad de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe. Valencia.

<sup>2</sup>Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

<sup>3</sup>Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital General Universitario-Eresa. Valencia.

## Introducción y objetivos

Como está descrito en la literatura<sup>1-6</sup>, la dependencia de los parámetros dosimétricos de los haces de electrones frente al tamaño del campo de irradiación, es despreciable en tanto que sea mayor o del orden del rango práctico ( $R_p$ ) de éstos en el tejido. Sin embargo cuando las dimensiones que definen el área, o una porción de ésta, son menores que  $R_p$  para la energía en uso, las características dosimétricas varían respecto a los datos de referencia adquiridos para tamaños de campo estándar, debido a la pérdida de equilibrio electrónico lateral. Así pues, para cada caso concreto, en estas situaciones de campos pequeños o con estrechamientos, se requiere una dosimetría individualizada y de ahí la importancia de disponer de un método sencillo que proporcione la precisión adecuada.

En la práctica clínica la irradiación de lesiones superficiales de extensión relativamente pequeña se da principalmente en los casos de epitelomas, sarcomas de Kaposi, etc. En nuestro Servicio, estas irradiaciones se han llevado a cabo hasta hace algunos años mediante RX en un equipo de terapia superficial (RT100, Philips), en la actualidad, debido a la retirada de este equipo, se tratan mediante haces de electrones de baja energía en el acelerador lineal SLi (Elekta). Por otro lado, la misma situación se daría también en el caso de irradiaciones con haces de electrones de alta energía con campos muy pequeños, alargados o de forma muy irregular.

Además de los trabajos dedicados a investigar este efecto, existen una serie de publicaciones que se centran en el método para llevar a cabo la dosimetría de estos casos en la rutina clínica<sup>7-9</sup>. Los diferentes autores proponen métodos basados en el uso combinado de cámaras de ionización planoparalelas de pequeña superficie, dosímetros termoluminiscentes (TLD), díodos y películas, poniendo de manifiesto que el uso de películas proporciona una precisión adecuada y supone una reducción en el tiempo empleado en la dosimetría.

El objetivo de este trabajo es el desarrollo y automatización de un método dosimétrico práctico para estas situaciones, basado en el uso de película y escáner informático convencional de transparencias.

## Material y métodos

Para el estudio se han utilizado películas radiográficas X-OmatV (33 x 41 cm<sup>2</sup>), situadas perpendiculares al haz en el seno de un maniquí de láminas de poliestireno. La película irradiada se analiza en un escáner de sobremesa (Duoscan T1200, Agfa) con opción de adquisición en modo de transparencia, se procesa en el programa FAR que permite automatizar el proceso tal y como está descrito en detalle en Roselló et al.<sup>10</sup>. Las mismas películas se han analizado también mediante un isodensitómetro (Model 1705 - CMS, de apertura óptica 2 mm y paso 0,254 mm).

Las medidas se han verificado mediante detectores TLD, con chips (xd100) 3x3 mm<sup>2</sup> de área y espesor 0,38 mm (lector: Harshaw 6600 tld reader).

Las irradiaciones se han realizado en el acelerador SLi (Elekta) que produce electrones de energías nominales 4,

Correspondencia: J. Perez-Calatayud. Unidad de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital La Fe. Avenida de Campanar, 21. 46009 Valencia.

E-mail: perez\_jos@gva.es

Fecha de recepción: 10-3-2004

Fecha de aceptación: 28-7-2004

6, 8, 10, 12, 15, 18 y 20 MeV. Este acelerador está dotado de colimadores fijos cuadrados de tamaños  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $14 \times 14 \text{ cm}^2$  y  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , tamaños definidos a una DFS de 95 cm (final del aplicador), en los cuales puede insertarse un recorte (inserto) de cerrobend que defina la forma de campo deseada. En nuestro Servicio, para definir la irregularidad del campo se utiliza el inserto de cerrobend en el aplicador para energías de 10 MeV o mayores y se utiliza un recorte de plomo de espesor adecuado, apoyado en la superficie del paciente, en el caso de energías menores. En todos los casos los tratamientos se realizan a una DFS de  $100 \text{ cm}^{11}$ .

Las diferentes irradiaciones se realizan en una única película, protegiendo el resto de la placa con láminas de plomo del espesor adecuado. Se realizan por un lado, 5 irradiaciones destinadas a obtener la curva de calibrado dosis-transmisión, es decir, el conjunto de valores de transmisión obtenidos a partir de dosis conocidas, todas ellas a la misma profundidad, aproximadamente la del máximo de dosis absorbida correspondiente. Se utiliza un inserto cuadrado cuyo tamaño no comprometa el equilibrio electrónico lateral y se administran dosis absorbidas conocidas en el rango adecuado teniendo en cuenta las características de la película X-OmatV, variando el número de unidades de monitor en cada irradiación.

Por otro lado se llevan a cabo las irradiaciones correspondientes al "inserto problema" para lo cual se sitúa la película a diferentes profundidades que van desde la superficie hasta aproximadamente  $R_p$ .

Las irradiaciones dedicadas al calibrado han consistido en 5 campos cuadrados de tamaño  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ , a los que se han administrado 5 valores de dosis diferentes en un intervalo de entre 10 cGy y 40 cGy aproximadamente situando las películas bajo un espesor de poliestireno de 13 mm en el caso de 6 MeV y de 23 mm en el caso de 10 MeV. Estas profundidades se han convertido a profundidades equivalentes de agua<sup>12</sup> y se ha tenido en cuenta la dosis de referencia de cada energía, medida con cámara de ionización plana NACP, para asignar los valores de dosis.

Procesadas las películas mediante el programa FAR, en primer lugar se construyen las curvas de calibración, asignando los valores de dosis a los correspondientes valores de transmisión de la película y ajustando los datos a un polinomio de segundo orden. A continuación con estas curvas se analiza el inserto problema y por último se genera un informe en el que se obtienen la distribución absoluta de dosis en profundidad y la distribución de dosis en cada plano perpendicular al eje del haz, a la profundidad de medida. Todo el proceso (digitalización y análisis) se ha repetido 3 veces para estimar en la incertidumbre global la repetibilidad.

Para contrastar los resultados obtenidos con la película radiográfica se han realizado además un grupo de medidas con TLD previamente calibrados para las energías correspondientes cuyo adecuado comportamiento para este propósito se había estudiado en un trabajo anterior<sup>13</sup>. Los TLD se han colocado a profundidades coincidentes

con las utilizadas con el inserto problema situando en cada profundidad 4 dosímetros.

Las mismas películas se han analizado también mediante isodensitómetro (CMS), para evaluar el proceso de análisis utilizando los datos de densidad óptica relativa. Estos datos se han ajustado externamente mediante una hoja de cálculo a un polinomio de orden 2, igual que con el programa FAR, y éste se ha usado para obtener la curva de dosis en profundidad, repitiendo el proceso 3 veces.

En la determinación de las incertidumbres de los resultados se ha llevado a cabo una estimación de las mismas. La incertidumbre correspondiente a la curva de dosis en profundidad del campo estándar se ha estimado tomando como referencia las indicaciones y valores que aparecen en Granados et al<sup>14</sup>. Para los valores obtenidos con los TLD se ha asignado la incertidumbre basándose en los datos obtenidos por Casal et al<sup>13</sup>. Para el inserto problema, en la estimación de la incertidumbre se ha tenido en cuenta el valor de la desviación estándar de la transmisión que proporciona el programa FAR, el introducido por la obtención a través del ajuste, el de la dosis de referencia y el correspondiente a la repetibilidad.

## Resultados y discusión

Dadas las dimensiones de los campos objeto del estudio, en la película se pueden realizar 5 irradiaciones de calibrado, suficientes para obtener la curva de calibrado en el intervalo de dosis deseado<sup>15</sup>, y 7 irradiaciones para el inserto problema. Estas últimas son suficientes para obtener información de la zona de interés clínico. En la figura 1 puede verse un ejemplo de película irradiada.

Mediante el programa FAR se han obtenido los 5 valores de transmisión para las 2 energías y de ahí las curvas de calibración se han ajustado a polinomios de orden 2. El valor concreto de estos parámetros puede variar con el revelado, pero esta variación afecta por igual a las irradiaciones con el inserto problema. Asimismo al utilizar sólo 5 puntos para el ajuste, el error estadístico de los parámetros es alto, pero dado que los valores de dosis escogidos para el calibrado abarcan el intervalo a utilizar y el término cuadrático es pequeño los resultados obtenidos a través del ajuste son correctos.

Introduciendo los datos de transmisión correspondientes a los "campos problema" se han obtenido las dosis absorbidas respectivas, construyendo las curvas de distribución de dosis en profundidad.

En las figuras 2 y 3 pueden verse los valores correspondientes a 6 MeV y 10 MeV respectivamente, obtenidos mediante la película y los obtenidos con los dosímetros TLD, en estas se han incluido también los datos de dosis en profundidad que corresponderían a la curva de rendimiento de "campo estándar" para la dosis de referencia actualizada. Se han unido los puntos obtenidos mediante TLD y cámara de ionización mediante curvas de tipo spline con objeto de que las líneas ayuden a la vi-

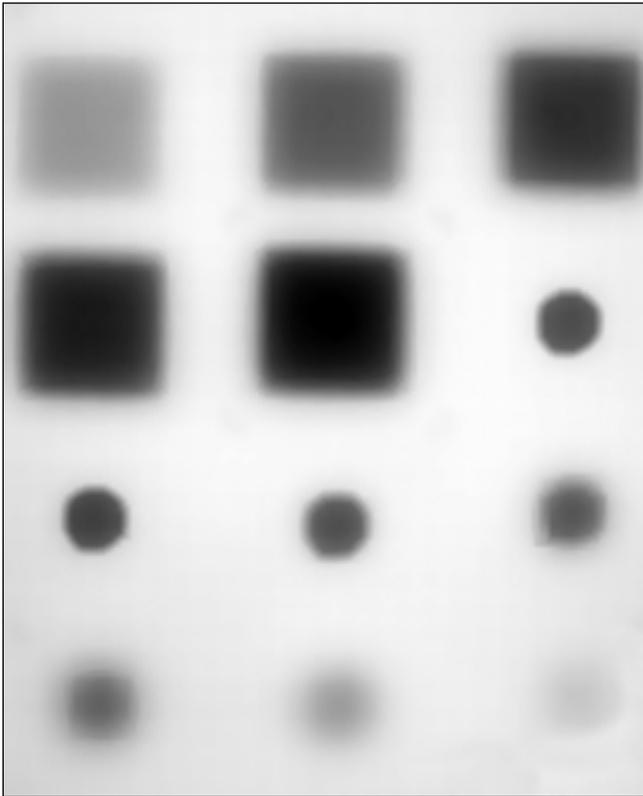


Fig. 1. Ejemplo de película irradiada con electrones 10 MeV. Se observan por un lado las irradiaciones con dosis conocidas correspondientes al aplicador 6x6 cm<sup>2</sup> y por otro lado las efectuadas con el inserto problema de diámetro 3 cm.

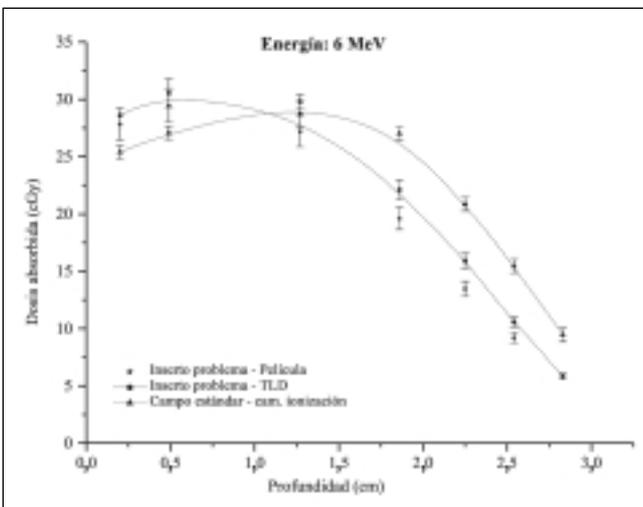


Fig. 2. Resultados obtenidos mediante la película radiográfica y mediante TLD para electrones de 6 MeV. Se incluye también la curva correspondiente al campo estándar obtenida con cámara de ionización.

sualización del gráfico. Los valores de las incertidumbres relativas son 3% para la curva correspondiente al inserto estándar, 4% para los valores obtenidos mediante TLD y 5% para el inserto problema.

Las curvas obtenidas a partir del isodensitómetro coinciden con las obtenidas mediante este proceso y por ello

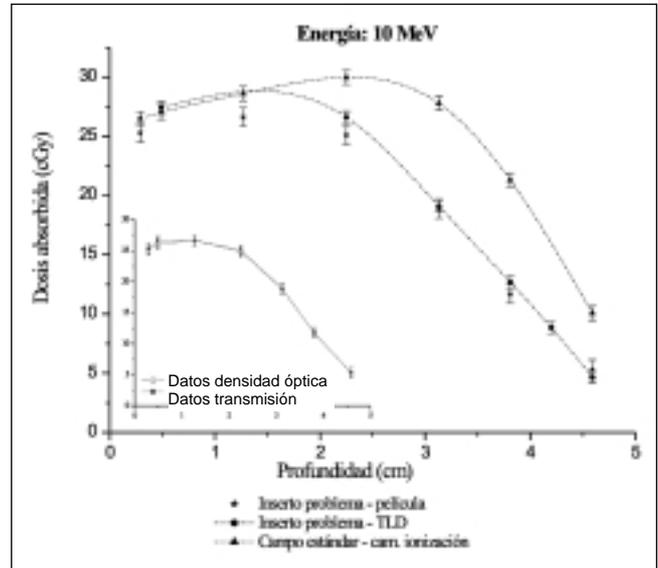


Fig. 3. Resultados obtenidos mediante la película radiográfica y mediante TLD para electrones de 10 MeV. Se incluye también la curva correspondiente al campo estándar obtenida con cámara de ionización y una gráfica comparativa de los datos obtenidos de los valores de transmisión frente a los de densidad óptica.

sólo se ha incluido una gráfica insertada a título ilustrativo en la figura 3.

En la figura 4 puede verse la presentación de resultados proporcionados por el programa FAR para el inserto de diámetro 3 cm correspondiente a energía 10 MeV, esto es, la curva de dosis en profundidad, el factor recorte (cociente entre la dosis absorbida para el "campo problema" y la dosis para el "campo estándar" correspondiente, en este caso 6x6 cm<sup>2</sup>, en el máximo) y las isodosis correspondientes superpuestas a la película radiográfica digitalizada.

Aunque en las gráficas se aprecia que los valores obtenidos para 6 MeV mediante película no son, estrictamente hablando, compatibles con los obtenidos con los TLD, cabe indicar que en particular la incertidumbre de los resul-

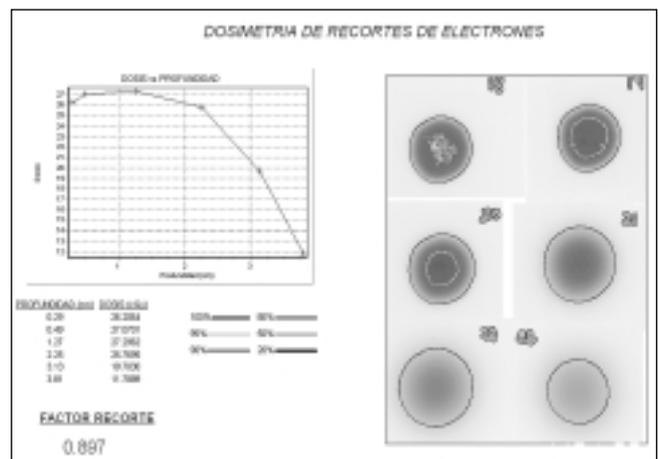


Fig. 4. Informe obtenido con el programa FAR para el ejemplo de película irradiada con electrones 10 MeV y el inserto problema de diámetro 3 cm.

tados obtenidos mediante los TLD es difícil de estimar. En el estudio de Casal et al<sup>13</sup> se apreció que, así como para los haces de fotones estudiados la respuesta del TLD no dependía de la energía, ésta variaba mucho para los electrones estudiados (de energía 10 MeV), lo cual puede indicar que también ésta varíe con la degradación del haz, diferente balance de la componente primaria y secundaria, etc. En todo caso para estos tamaños de campo tan pequeños no existe posibilidad de utilizar una cámara plana.

## Conclusión

Se ha estudiado un método para la dosimetría de haces pequeños de electrones basado en la irradiación de películas X-OmatV, películas que al presentarse, como ya es conocido, en "ready-pack" son de muy cómoda utilización.

Al tratarse de campos de dimensiones pequeñas, es suficiente una sola película para obtener la curva de calibrado y un número suficiente de puntos para reconstruir la distribución de dosis en profundidad, evitándose así las posibles discrepancias entre películas del mismo paquete.

La digitalización mediante un escáner de sobremesa hace el proceso muy rápido, siendo en la actualidad la existencia de este elemento muy común en los Servicios, y aportando una gran versatilidad a la hora de analizar la información.

El método es aplicable así mismo al estudio de campos muy irregulares o rectangulares muy alargados.

La automatización mediante el programa FAR permite obtener toda la información necesaria, esto es, distribución absoluta de dosis en profundidad y en los planos perpendiculares al eje del haz, en un tiempo muy corto, siendo el tiempo total de ocupación de Unidad y de análisis muy inferior al que se emplearía con otros métodos dosimétricos.

Los resultados obtenidos, a la hora de administrar el tratamiento son compatibles con la precisión requerida en la práctica clínica, aún así en una segunda fase de este trabajo se ha comenzado un estudio mediante simulación por Monte Carlo para analizar, entre otras, la posible dependencia de la respuesta del TLD con la variación de energía de los electrones con la profundidad.

## Referencias

1. Sharma SC, Wilson DL, Jose B. "Dosimetry of small fields for Therac 20 electron beams". *Med Phys* 1984; 11(5): 697-702.
2. Mc Ginley PH, Mc Laren JR, Barnett BR. "Small electron beams in radiation therapy". *Radiology* 1979; 131(1): 231-234.
3. Klevenhaguen SC. "Physics of Electron Beam Therapy". Ed. Lenihan. J.M.A., London, 79-82, 1985.
4. Begnozzi L, Arcangeli G, Giovinazzo G, Franceschelli L, Biancardi Benassi M. "Dosimetry problems of radiotherapy with electron fields of small dimension or partially shielded". *Radiol Med* 1990; 80 (4 Supl 1): 37-42.
5. Rustgi SN, Working KR. "Dosimetry of small field electron beams". *Med Dosim* 1992; 17(2): 107-10.
6. Rashid H, Islam MK, Rosenow UF, Ting JY. "Small-field electron dosimetry for the SL linear accelerator". *Med Phys* 1990; 17(4): 710-14.
7. Niroomand-Rad A, Gillin M., Kline RW, Grimm DF. "Film dosimetry of small beams for routine radiotherapy planning". *Med Phys* 1986; 13(3): 416-421.
8. Shiu AS, Otte VA, Hogstrom KR. "Measurement of dose distributions using film in therapeutic electron beams". *Med Phys* 1989; 16(6): 911-915.
9. El-Khatib E, Antolak J, Scrimger J. "Evaluation of film and thermoluminescent dosimetry of high-energy electron beams in heterogeneous phantoms". *Med Phys* 1992; 19(2): 317-323.
10. Roselló J, Sánchez-Doblado F, Arrans R, Brualla L, Planes D, López Torrecilla J. "Nueva herramienta para el control de calidad de tratamientos radioterápicos complejos". Comunicación al XIV Congreso Nacional de la SEFM, Vigo, 2003.
11. González A, Carmona V, Lliso F, Ruiz JC, Pérez-Calatayud J. "Criterio de elección de la DFS nominal para electrones con aplicadores fijos". Comunicación al XII Congreso Nacional de la SEFM, Santander, 1999.
12. Andreo P, Burns D, Hohfeld K, Saiful H, Tatsuaki K, Laitano F, Smyth V, Vynckier S. "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water". IAEA TRS398, Vienna, 2000.
13. Casal E, Gil JA, Soriano A, Pérez-Calatayud J, Lliso F, Carmona V, Ballester F, Limmami Y. "Estudio de un sistema automático de dosimetría por termoluminiscencia para su utilización en dosimetría in vivo en Radioterapia". Comunicación en el XII Congreso Nacional de Física Médica, Santander, 1999.
14. Granados CE, Andreo P, Brosted A, Lizuain MC, Saez C, Gultresa J. "Incertidumbres y tolerancias de la dosimetría en radioterapia". Curso de la SEFM, Oviedo, 1997.
15. Pérez-Calatayud J, Lliso F, Carmona V, Torres I, Rosello J, Ballester F, Gonzalez A, Puchades V, Tomás E, Lopes C, Baumman G. "ERI y Programa de Garantía de Calidad en IMRT. Consideraciones prácticas". Comunicación al XIV Congreso Nacional de la SEFM, Vigo, 2003.

## Cálculo de dosis alrededor de cavidades aéreas y asignación de densidad electrónica en aire en el planificador XiO

A. Miñambres Moro\*, C. Mínguez Aguilar, F.A. Floriano Pardal,  
F. García Vicente, L. Pérez González, J.J. Torres Escobar

*Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica  
Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.*

### Introducción

La presencia de diferencias de densidad en el cuerpo humano supone uno de los grandes retos en el cálculo de dosis para cualquier planificador de radioterapia externa. La situación más crítica en cuanto a cambios de densidad se da en el entorno de las cavidades aéreas creadas por los órganos del tracto respiratorio: fosas nasales, faringe, laringe, tráquea, bronquios, etc, problema que ha sido ampliamente estudiado y analizado<sup>1-13</sup>.

La cuestión de relevancia clínica no es conocer la dosis absorbida en aire, sino conocer la dosis absorbida en puntos del tejido próximos a una cavidad aérea. Estas zonas se caracterizan por un fuerte desequilibrio electrónico, tanto en la interfaz tejido-aire a la salida del haz (*build-down*) como en la interfaz aire-tejido a la entrada del haz en el tejido (*re-build-up*). Para medir la dosis en o cerca de una interfaz aire-tejido se pueden utilizar distintos métodos o instrumentos (cámara plana<sup>1,3,7,9,11</sup>, cámara de extrapolación<sup>2</sup>, TLD<sup>4-6,11</sup>, película<sup>7,13</sup>, detector de diamante<sup>6,8</sup>) o simulaciones Monte Carlo<sup>7,10-13</sup>. Experimentalmente se observa que la dosis en puntos de tejido próximos a la cavidad es menor que la dosis que habría en esos puntos si no hubiera cavidad. La subdosificación es mayor con tamaños de campo menores, cavidades más grandes y energías más altas. Por esta razón su importancia puede llegar a ser considerable en técnicas especiales que utilizan campos pequeños, como intensidad modulada<sup>8,13</sup> o radiocirugía<sup>6</sup>. Por otro lado, en algu-

nos tumores de cabeza y cuello es necesario irradiar la mucosa (de la laringe o la tráquea) situada a menos de 0,1 mm de profundidad. La subdosificación de la mucosa puede llegar al 80% de la dosis prescrita<sup>5</sup> (puntos a 0,05 mm de la superficie en irradiación con campos opuestos de 6 MV y tamaño 6x6 cm<sup>2</sup>), lo que puede relacionarse en algunos casos con una baja probabilidad de control local del tumor.

En cuanto a la dosimetría clínica, en estas situaciones los planificadores actuales dan valores de dosis por encima de los reales, a causa de la defectuosa modelización del transporte electrónico cerca del límite aire-tejido<sup>9,11-13</sup>. Este trabajo trata del comportamiento de un planificador comercial en dichas situaciones.

### Método y resultados

En nuestro hospital disponemos de un planificador XiO 4.1 (CMS, EE UU) para la dosimetría clínica de tratamientos de radioterapia externa. En localizaciones con heterogeneidades pronunciadas se utiliza el algoritmo MultiGrid Superposition<sup>14</sup>, un algoritmo del tipo convolución/superposición que efectúa los cálculos de dosis en zonas heterogéneas con una precisión aceptable (~2% en dosis local)<sup>15</sup>.

Sin embargo, en el cálculo cerca de cavidades aéreas este algoritmo presenta un artefacto relacionado con la asignación de densidad al aire. La densidad electrónica del aire relativa a la del agua es del orden de 0,001. No obstante, en la curva estequiométrica (números CT-densidad electrónica) los usuarios del planificador XiO sólo pueden seleccionar la densidad electrónica del tejido en pasos de 0,01, con un valor mínimo de 0, de manera que a la hora de asignar la densidad al aire (número CT ≈ -1084) la alternativa es asignar al aire densidad 0 o densidad 0,01.

Correspondencia: A. Miñambres. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital U. Marqués de Valdecilla. Avda de Valdecilla s/n. 39008 Santander. E-mail: angelmm\_hup@yahoo.es  
Fecha de recepción: 12-7-2004  
Fecha de aceptación: 13-9-2004

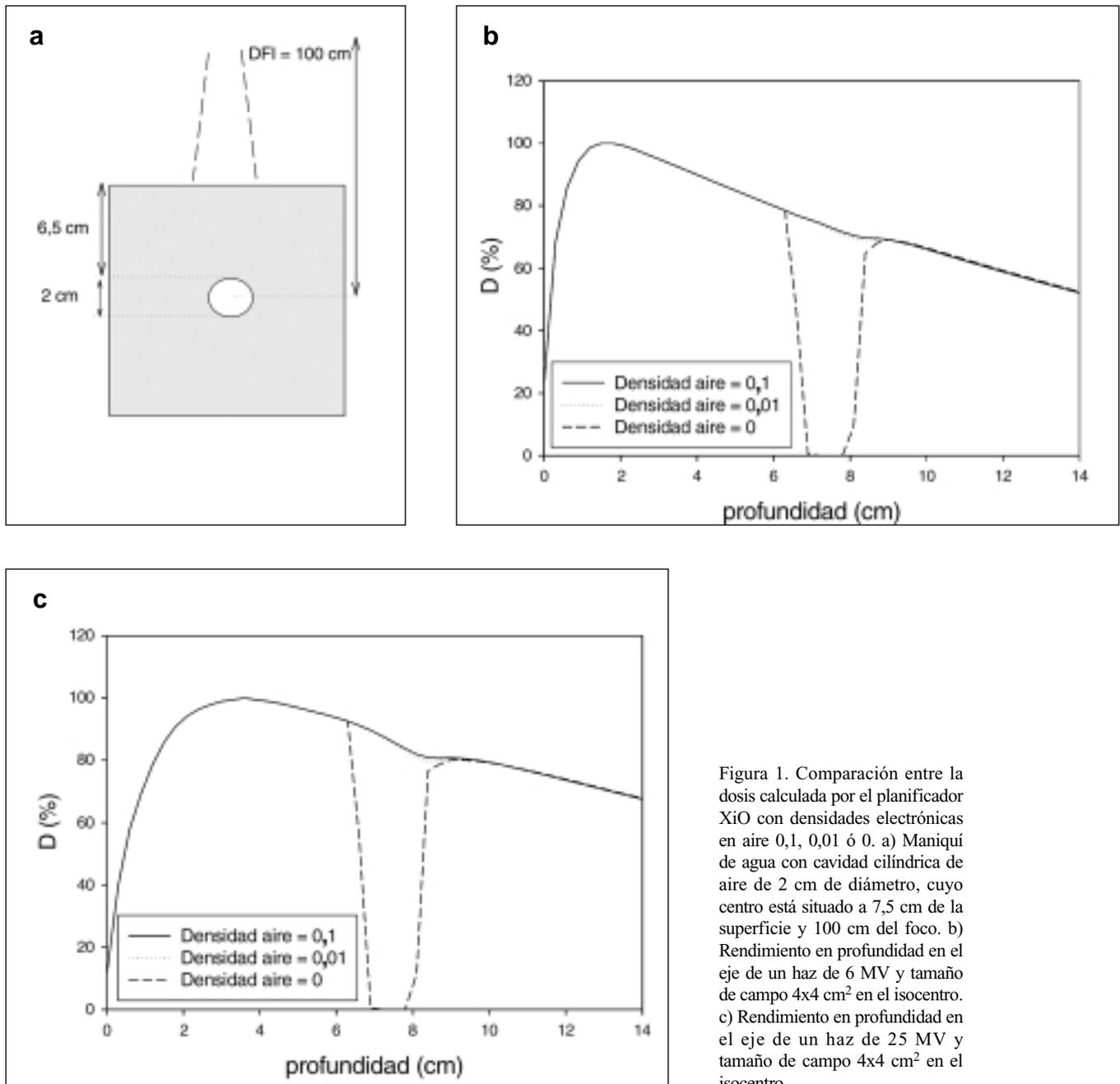


Figura 1. Comparación entre la dosis calculada por el planificador XiO con densidades electrónicas en aire 0,1, 0,01 ó 0. a) Maniquí de agua con cavidad cilíndrica de aire de 2 cm de diámetro, cuyo centro está situado a 7,5 cm de la superficie y 100 cm del foco. b) Rendimiento en profundidad en el eje de un haz de 6 MV y tamaño de campo 4x4 cm<sup>2</sup> en el isocentro. c) Rendimiento en profundidad en el eje de un haz de 25 MV y tamaño de campo 4x4 cm<sup>2</sup> en el isocentro.

Asignando al aire densidad 0 se observa que la dosis dentro de cavidades grandes (mayores de 1 cm de diámetro aproximadamente) disminuye bruscamente a cero para todas las energías (Figura 1). Experimentalmente se observa que la dosis en una cavidad aérea puede disminuir en la cavidad, pero nunca de forma tan extrema<sup>7,11</sup>. Por otra parte, si se asigna al aire densidad 0,01 desaparecen los artefactos de cálculo, pero con el inconveniente esta vez de que la densidad real del aire es diez veces menor de 0,01.

La cuestión consiste en qué densidad electrónica asignar al aire (0,01 ó 0) para que la dosis en puntos de tejido

próximos a la cavidad sea lo más correcta posible. Para ello se compararon los cálculos del planificador XiO con medidas o modelizaciones Monte Carlo en distintos maniqués con cavidades aéreas publicadas en la bibliografía<sup>8,10,13</sup>. No es un método totalmente exacto puesto que las calidades de los haces utilizados en los artículos no son exactamente las calidades del planificador XiO de nuestro hospital, pero suficiente si solamente se desea obtener una estimación aproximada del efecto.

En la Figura 2 se comparan los cálculos del planificador con los datos obtenidos por Monte Carlo de Allen Li y cols.<sup>10</sup> para una cavidad rectangular (3 cm de espesor y

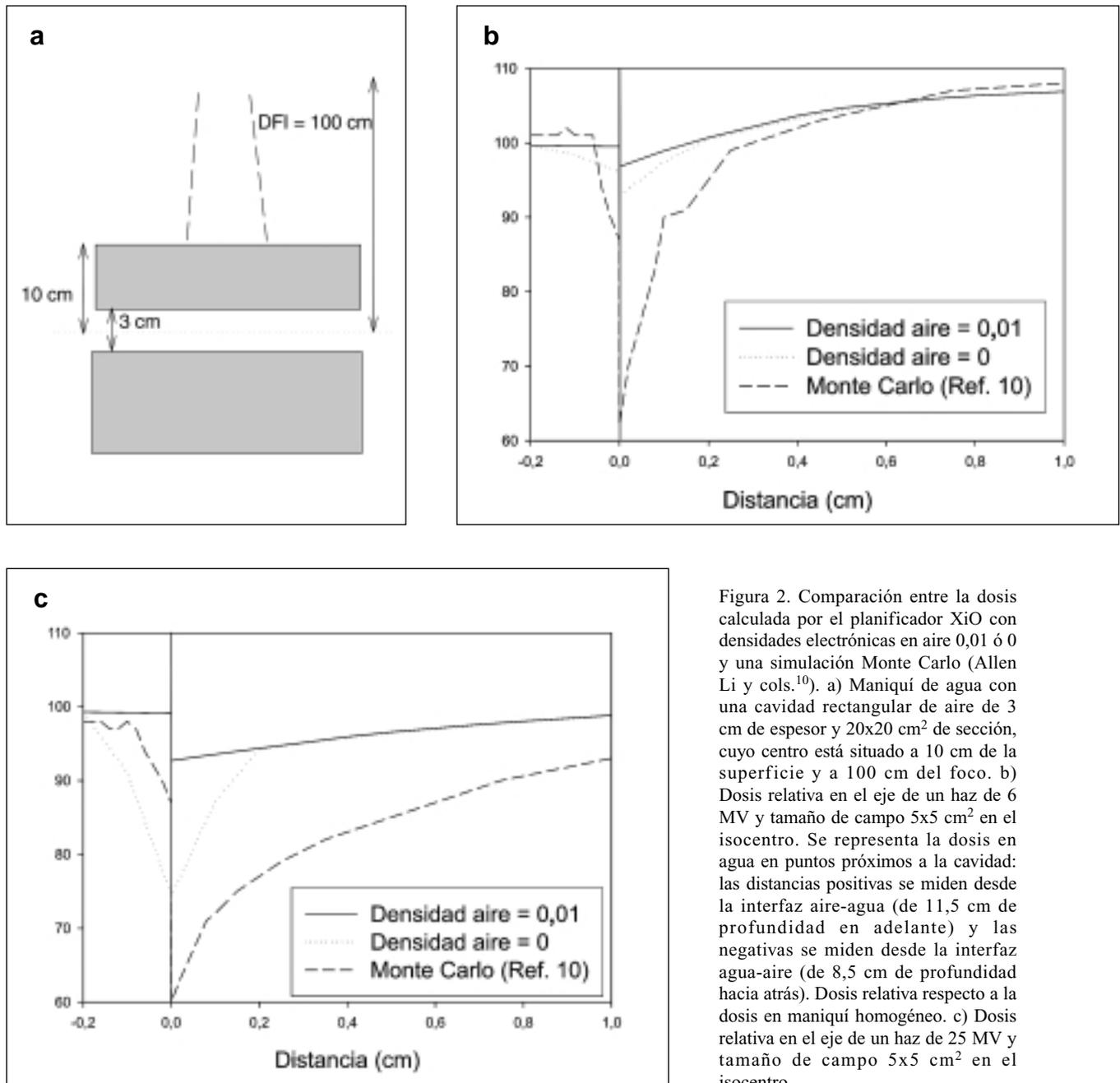


Figura 2. Comparación entre la dosis calculada por el planificador XiO con densidades electrónicas en aire 0,01 ó 0 y una simulación Monte Carlo (Allen Li y cols.<sup>10</sup>). a) Maniquí de agua con una cavidad rectangular de aire de 3 cm de espesor y 20x20 cm<sup>2</sup> de sección, cuyo centro está situado a 10 cm de la superficie y a 100 cm del foco. b) Dosis relativa en el eje de un haz de 6 MV y tamaño de campo 5x5 cm<sup>2</sup> en el isocentro. Se representa la dosis en agua en puntos próximos a la cavidad: las distancias positivas se miden desde la interfaz aire-agua (de 11,5 cm de profundidad en adelante) y las negativas se miden desde la interfaz agua-aire (de 8,5 cm de profundidad hacia atrás). Dosis relativa respecto a la dosis en maniquí homogéneo. c) Dosis relativa en el eje de un haz de 25 MV y tamaño de campo 5x5 cm<sup>2</sup> en el isocentro.

20x20 cm<sup>2</sup> de sección). El planificador XiO calcula con el algoritmo MultiGrid Superposition para haces de 6 MV y 25 MV de un acelerador Saturne 43 (Varian, EE UU). La simulación Monte Carlo utiliza el código EGS4 para haces de 6 MV y 24 MV.

En la Figura 3 se comparan los cálculos del planificador XiO con las medidas de De Wlaminck y cols.<sup>8</sup> y los datos obtenidos por Monte Carlo de Martens y cols.<sup>13</sup> para una cavidad cilíndrica de 2 cm de diámetro. Los cálculos del planificador son análogos a los del caso anterior. Las medidas se realizaron con un detector de diamante<sup>8</sup> con un volumen activo de 0,21 mm de espesor y 3,6 mm de diámetro (PTW-

Freiburg, modelo 60003, Alemania) para un haz de 6 MV de un acelerador SL25 (Elekta, Reino Unido). En la simulación Monte Carlo<sup>13</sup> se modela un haz de 6 MV de un acelerador SLi plus (Elekta, Reino Unido) con el código EGS4.

Además, en la Figura 1 se muestran los rendimientos en profundidad calculados por el planificador XiO en un maniquí con una cavidad aérea de 2 cm de diámetro. Para tener una idea de cómo calcularía el planificador con densidad en aire 0,001 es útil comparar sus cálculos con densidades 0,1 y 0,01. Por esta razón se muestran en la figura los rendimientos con tres asignaciones de densidad en aire: 0,1, 0,01 ó 0.

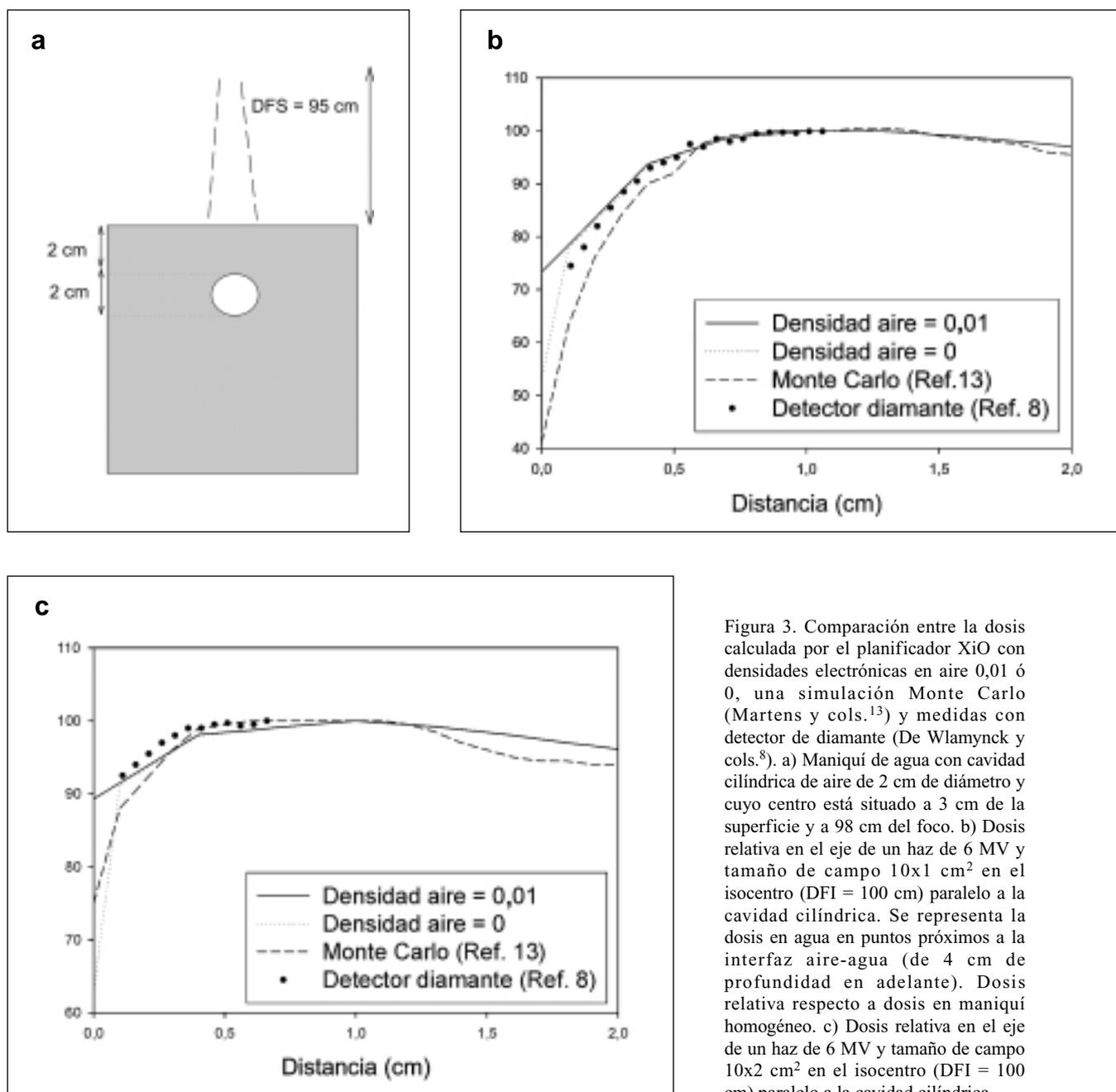


Figura 3. Comparación entre la dosis calculada por el planificador XiO con densidades electrónicas en aire 0,01 ó 0, una simulación Monte Carlo (Martens y cols.<sup>13</sup>) y medidas con detector de diamante (De Wlaminck y cols.<sup>8</sup>). a) Maniquí de agua con cavidad cilíndrica de aire de 2 cm de diámetro y cuyo centro está situado a 3 cm de la superficie y a 98 cm del foco. b) Dosis relativa en el eje de un haz de 6 MV y tamaño de campo 10x1 cm<sup>2</sup> en el isocentro (DFI = 100 cm) paralelo a la cavidad cilíndrica. Se representa la dosis en agua en puntos próximos a la interfaz aire-agua (de 4 cm de profundidad en adelante). Dosis relativa respecto a dosis en maniquí homogéneo. c) Dosis relativa en el eje de un haz de 6 MV y tamaño de campo 10x2 cm<sup>2</sup> en el isocentro (DFI = 100 cm) paralelo a la cavidad cilíndrica.

## Discusión y conclusiones

La subdosificación predicha por la simulación Monte Carlo en la Figura 2b es del 90% a 1 mm de la superficie, para el haz de 6 MV, frente al 99% y 97% calculados por el planificador para densidades en aire 0,01 y 0 respectivamente. A más de 3 mm de la superficie la diferencia entre la simulación Monte Carlo y el planificador (para ambas densidades) es menor del 2%. En el caso de 25 MV (Figura 2c) la simulación Monte Carlo predice una subdosificación del 72% a 1 mm de la superficie, mientras que el planificador XiO proporciona 94% y

87% en el mismo punto, para densidades en aire 0,01 y 0 respectivamente. Estos datos indicarían que sería preferible asignar al aire densidad 0, pues así la subdosificación calculada se aproxima más a la real.

La cavidad de la Figura 2, por su gran tamaño, no es representativa de las cavidades que se encuentran en el cuerpo humano. La cavidad de la Figura 3, cilíndrica y de 2 cm de diámetro, está más próxima a la situación real. La subdosificación predicha en este caso por la simulación Monte Carlo para el campo de 10x1 cm<sup>2</sup> (Figura 3b) es de 63% a 1 mm de la superficie, 75% por el detector de diamante y 78% por el planificador para ambas

densidades (0,01 ó 0). A partir de 6 mm de la interfaz la diferencia entre las cuatro curvas es menor del 2%. Con el campo de 10x2 cm<sup>2</sup> (Figura 3c) la subdosificación predicha a 1 mm la interfaz es de un 88% por Monte Carlo, 93% por el detector de diamante y 91% por el planificador XiO para las dos densidades. A partir de 3 mm de la interfaz la diferencia entre las cuatro curvas es menor del 2%. Las diferencias para este tamaño de campo son pequeñas y, de hecho, De Wlamynck y cols.<sup>8</sup> realizaron medidas con el detector de diamante para campos de 10x3 y 10x4 cm<sup>2</sup> pero no las muestran en su artículo porque el efecto estudiado es insignificante para estos tamaños de campo. También se observa en la Figura 3c que la dosis calculada por el planificador con densidad 0 en la interfaz (63%) es aún menor que la predicha por la simulación Monte Carlo (75%), lo que podría estar causado por que la dosis calculada por el planificador es cero en gran parte de la cavidad. Por tanto, lo que en las Figuras 2b, 2c y 3b sugería un mejor acuerdo entre el cálculo del planificador con densidad en aire 0 y la dosis real, ahora parece más bien consecuencia del cálculo equivocado de la dosis en aire por el planificador.

Por último, en la Figura 1 se presentan los rendimientos en profundidad calculados por el planificador XiO en un maniquí con una cavidad aérea para tres asignaciones de densidad en aire: 0,1, 0,01 y 0. Las dimensiones de la cavidad (2 cm de diámetro) y del tamaño de campo (4x4 cm<sup>2</sup>) representan uno de los casos más desfavorables en el uso habitual del planificador XiO en nuestro Servicio. Con asignación de densidad 0 se observa que la dosis calculada es cero, en claro desacuerdo con los valores de dosis en aire obtenidos por simulación Monte Carlo en cavidades aéreas<sup>7,11</sup>. Respecto a los puntos de tejido próximos a la interfaz la diferencia entre la dosis calculada por el planificador con densidades 0,1 y 0,01 es pequeña: un 2% a 1 mm de la interfaz, y menos de 1% de 2 mm en adelante, para ambas energías. Esto nos lleva a suponer que la dosis que calcula el planificador en tejido próximo a la interfaz aire-tejido con densidad 0,01 en aire no debe ser muy distinta de la que calcularía si la densidad asignada fuera 0,001. Esta suposición se ve confirmada por el hecho de que Allen Li y cols.<sup>10</sup> no hallaron diferencias significativas en las dosis obtenidas en estas zonas por simulación Monte Carlo cuando se aumentaba la presión del aire de la cavidad de 1 atm a 10 atm.

En conclusión, decidimos que en la curva estequiométrica del planificador XiO al número CT del aire le correspondiera una densidad electrónica relativa igual a 0,01. Descartamos el valor 0 porque el cálculo equivocado de la dosis en aire que se da en este caso puede provocar que la dosis en puntos de tejido próximos a la interfaz aire-tejido sea erróneamente baja. Suponemos que el cálculo que haría el planificador con la densidad real del aire (0,001) no sería muy distinta de la que hace con densidad 0,01. Además podemos estimar, en las condiciones habituales en nuestro Servicio (tamaños de campo mayo-

res de 4x4 cm<sup>2</sup> y cavidades menores de 3 cm de diámetro), el error en los cálculos del planificador: en puntos del tejido a más de 5 mm de la interfaz aire-tejido la diferencia con la dosis real es del orden del 2%, de 2 a 5 mm de la interfaz la dosis calculada por el planificador puede ser hasta un 5% mayor que la dosis real, y en puntos de tejido a menos de 2 mm de la interfaz la dosis calculada por el planificador puede ser hasta un 10-20% mayor que la dosis real.

## Referencias

1. Young ME J, Kornelsen RO. "Dose corrections for low-density tissue inhomogeneities and air channels for 10 MV x-rays". *Med Phys* 1983; 10: 450-455.
2. Beach JL, Mendiondo MS, Mendiondo O. "A comparison of air-cavity inhomogeneity effects for cobalt-60, 6 and 10 MV x-ray photon beams". *Med Phys* 1987; 14:140-144.
3. Klein EE, Chin LM, Rice RK, Mijnheer BJ. "The influence of air cavities on interface doses for photon beams". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993; 27: 419-427.
4. Niroomand-Rad A, Harter K. W, Thobejane S, Bertrand K. "Air cavity effects on the radiation dose to the larynx using Co-60, 6 MV and 10 MV photon beams". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994; 29: 1139-1146.
5. Ostwald PM, Kron T, Hamilton C. "Assessment of mucosal underdosing in larynx irradiation". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 36: 181-187.
6. Rustgi AK, Samuels MA, Rustgi SN. "Influence of air inhomogeneities in radiosurgical beams". *Med Dosim* 1997; 22: 95-100.
7. Kan WK, Wu PM, Leung HT, Lo TC, Chung CW, Kwong DL, Sham ST. "The effect of the nasopharyngeal air cavity on x-ray interface doses". *Phys Med Biol* 1998; 43: 529-537.
8. De Wlamynck K, De Wagter C, De Neve W. "Diamond detector measurements near simulated air channels for narrow photon beams". *Radiother Oncol* 1999; 53:155-159.
9. Shahine BH, Al-Gahzi MSAL, El-Khatib E. "Experimental evaluation of interface doses in the presence of air cavities compared with treatment planning algorithms". *Med Phys* 1999; 26: 350-355.
10. Allen Li X, Yu C, Holmes T. "A systematic evaluation of air cavity dose perturbation in megavoltage x-ray beams". *Med Phys* 2000; 27: 1011-1017.
11. Arnfield MR, Hartmann Siantar C, Siebers J, Garmon P, Cox L, Mohan R. "The impact of electron transport on the accuracy of computed dose". *Med Phys* 2000; 27: 1266-1274.
12. Huang C, Chu T, Lin S, Lin J, Hsieh C. "Accuracy of the convolution/superposition dose calculation algorithm at the condition of electron disequilibrium". *Appl Radiat Isot* 2002; 57: 825-830.
13. Martens C, Reynaert R, De Wagter C, Nilsson P, Coghe C, Palmans H, Thierens H, De Neve W. "Underdosage of the upper-airway mucosa for small fields as used in intensity modulated radiation therapy: A comparison between radiochromic film measurements, Monte Carlo simulations, and collapsed cone convolution calculations". *Med Phys* 2002; 29: 1528-1535.
14. Miften M, Wiesmeyer M, Monthofer S, Krippner K. "Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS RTP system". *Phys Med Biol* 2000; 45: 817-833.
15. García-Vicente F, Miñambres A, Jerez I, Modolell I, Pérez L, Torres JJ. "Experimental validation tests of fast Fourier transform convolution and multigrid superposition algorithms for dose calculation in low-density media". *Radiother Oncol* 2003; 67: 239-249.

# Gestión de residuos sólidos radioactivos en el Hospital Universitario Virgen de las Nieves de Granada. Propuesta de un nuevo método

X. J. Juan Senabre, R. Ruiz Velasco, M. Á. Benito Bejarano, A. Orellana Salas,  
J. L. Osorio Ceballos, G. Arregui Castillo, J. A. Bullejos de la Higuera

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada.*

## Introducción

En el Hospital Universitario Virgen de las Nieves (HUVN) se sigue un protocolo de medida de residuos sólidos y líquidos radioactivos desde hace varios años. En este artículo se describe un nuevo método más eficaz que renovará la forma de gestionar los residuos sólidos.

Tradicionalmente todos los residuos sólidos emisores gamma se han medido con un MCA tomando varias muestras aleatorias de cada contenedor. El resto de residuos, emisores beta, se miden con otros detectores (sonda LB 1231 del UMo y el detector Delta 5), cogiendo también muestras aleatorias. El proceso resulta complicado, tedioso y con una incertidumbre estadística difícil de evaluar.

El nuevo procedimiento que se propone consiste en considerar cada contenedor como un todo y medir su tasa de dosis con un monitor de radiación (sonda LB 1236 del UMo). A continuación se convierte la medida en actividad específica, ya que esta última magnitud es con la que el CSN establece los límites de exención (LE) para los residuos radioactivos. Este método es mucho más rápido que el anterior, menos preciso pero suficiente teniendo en cuenta un margen de confianza.

El interés científico recae en que al medir todo el conjunto del contenedor se evita la susceptibilidad del método estadístico de elección de muestras aleatorias, consiguiéndose unas medidas óptimas en poco tiempo. Esto

último se traduce en una reducción de la dosis recibida por el personal profesionalmente expuesto.

## Material y métodos

Los residuos sólidos radioactivos del HUVN se generan en varias unidades. Este trabajo se centra en los generados en Braquiterapia (BT) y en Medicina Nuclear (MN). En cada una de ellas se usa un tipo de radionúclidos y se sigue un procedimiento de gestión de residuos radioactivos. Se tiene un almacén de alta actividad (AAA) donde los residuos sólidos permanecen inicialmente un tiempo, y finalmente se guardan en el almacén de baja actividad (ABA) el tiempo necesario hasta que la actividad específica esté por debajo de los LE establecidos por el CSN (tabla 3).

Se hace una estimación de las actividades puestas en juego en cada fase. Se tiene la documentación de las actividades recibidas y dispensadas en el 2003. La diferencia entre éstas es igual a la actividad que se desintegra más la actividad que no se usa, y que por lo tanto se queda como residuo. Esta expresión varía con el tiempo, por consiguiente, se evalúa en un instante determinado y para cada radionúclido<sup>1</sup>.

$$A_{recibida} - A_{dispensada} = A_{decay} + A_{residuo} \quad (1)$$

En primera aproximación se calcula la actividad que se pierde por *decay* teniendo en cuenta la fecha de recepción, la de calibración reflejada en el certificado y el uso que se

Correspondencia: X. J. Juan Senabre. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Av. de las Fuerzas Armadas, 2. 18012 Granada.

E-mail: xabyjuan@yahoo.es;rir.hvn.sspa@juntadeandalucia.es

Tel:958 02 00 27

Fecha de recepción: 30-4-2004

Fecha de aceptación: 14-7-2004

<sup>1</sup>La expresión no se cumple en los casos de terapia metabólica con I-131, en los cuales parte del residuo está constituido por la actividad dispensada al paciente.

**Tabla 1. Actividades recibidas, dispensadas, perdidas por desintegración y generadas como residuo en HUVN**

Radioisótopos	$\Gamma$ (mSv m <sup>2</sup> )/(kBq h)	Actividad (MBq)	recibida (%)	A dispensada (%)	A decay (%)	A res líq (%)	A res sól (%)
Cr-51	3,4E - 09	7,13E + 02	0,000	28,02	69	2,62	0,36
F-18	-	1,06E + 06	0,085	38,63	61,3	0,02	0,05
Ga-67	1,4E - 08	6,72E + 04	0,005	51,26	20	22,99	5,75
I-131	3,9E - 08	5,46E + 05	0,044	76,07	20	3,54	0,39
I-125	5,9E - 09	3,81E + 02	0,000	0,00	5	90,25	4,75
I-123	2,8E - 08	2,60E + 04	0,002	75,89	24	0,08	0,03
Sr-89	1,4E - 11	1,55E + 02	0,000	83,87	8	8,00	0,13
Tc-99m/Mo-99	1,2E - 08	1,24E + 09	99,841	0,36	98	1,14	0,49
Tl-201	8,3E - 08	5,02E + 04	0,004	24,17	20	50,25	5,58
Y-90	-	4,07E + 03	0,000	77,27	10	11,45	1,27
P-32	-	7,07E + 02	0,000	46,05	30	21,55	2,39
Se-75	3,9E - 08	0	0,000	0,00	0	0,00	0,00
In-111	5,7E - 08	1,17E + 04	0,001	57,43	25	15,81	1,76
Co-57		6,10E + 01	0,000	81,97	5	11,73	1,30
Co-58	1,0E - 07	0	0,000	0,00	0	0,00	0,00
Sm-153	8,0E - 09	1,39E + 05	0,011	56,64	43	0,32	0,04
Er-167		7,40E + 04	0,006	0,10	99,7	0,18	0,02

le dé al radiofármaco. Con esto se estima la actividad que se queda como residuo y posteriormente la proporción de residuo sólido y líquido que se desprende de cada radioisótopo atendiendo a las técnicas de uso y manipulación.

En la siguiente tabla se anota la actividad total recibida, su relación en porcentaje, así como el desglose siguiendo la ecuación (1). Debido a que cambia con el tiempo el desglose se estima en el momento que los residuos entran en el AAA.

Se observa que la mayoría de la actividad recibida se pierde por desintegración del radiofármaco, debido a que la mayor cantidad de radioisótopos que se reciben tienen un semiperíodo muy corto (pocas horas), por lo que se "consumen" sin ser aprovechados. La proporción de actividad que pasa a ser residuo es pequeña en actividad, pero se verá más adelante que sí es significativa en masa.

Lo que es verdaderamente representativo para el Servicio de Radiofísica y PR es la cantidad de contenedores de residuos radiactivos, y su masa, que pasan al ABA. Así por ejemplo, los residuos sólidos de Tc-99m se van almacenando cada día de la semana en contenedores diferentes, de manera que decae con el tiempo y cuando se traslada al ABA decae en pocos días por debajo del LE. Los generadores de Tc-99m/Mo-99 se retiran al ABA y son gestionados por el laboratorio suministrador. El F-18 se usa casi todo y los restos decaen rápidamente, pues su semiperíodo es de sólo 1,83 horas. El Se-75 y Co-58 se usan muy poco. El resto permanecen 2 meses en el AAA y luego pasan al ABA.

Las siguientes representaciones aclaran la cantidad de residuos que se manejan, y qué radioisótopos generan más cantidad de residuos.

**Tabla 2. Resumen de la relación de actividades en HUVN**

Resumen de Actividades	A (MBq)	Relación (%)
A total recibida	1,27E + 09	100,0
A total dispensada	5,51E + 06	0,44
A total decay	1,24E + 09	97,6
A total residuo	2,03E + 07	1,62
A total residuo líquido	1,83E + 07	1,46
A total residuo sólido	2,00E + 06	0,16

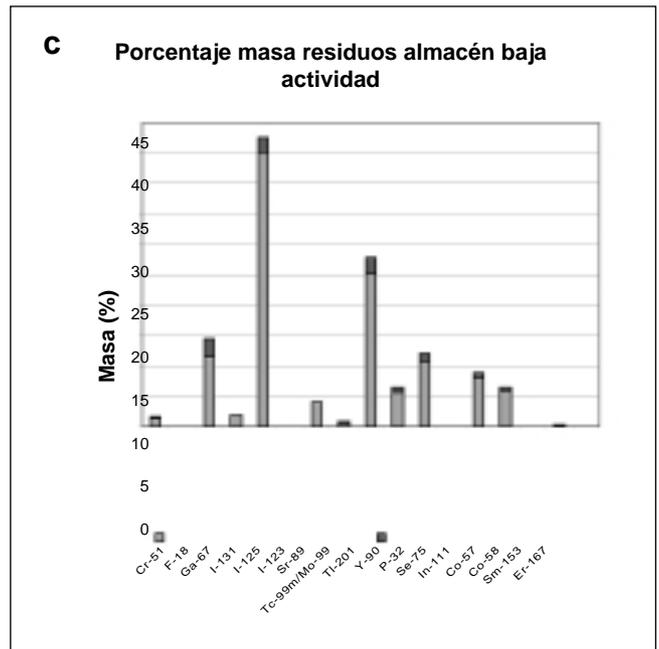
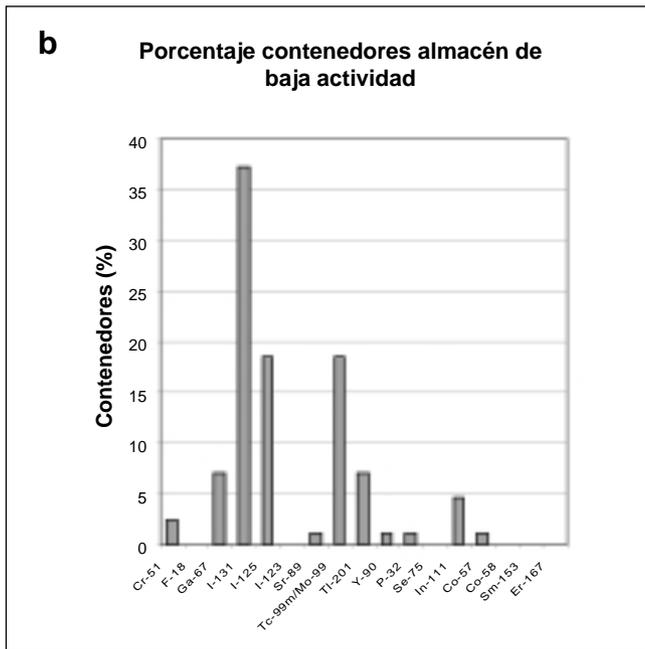
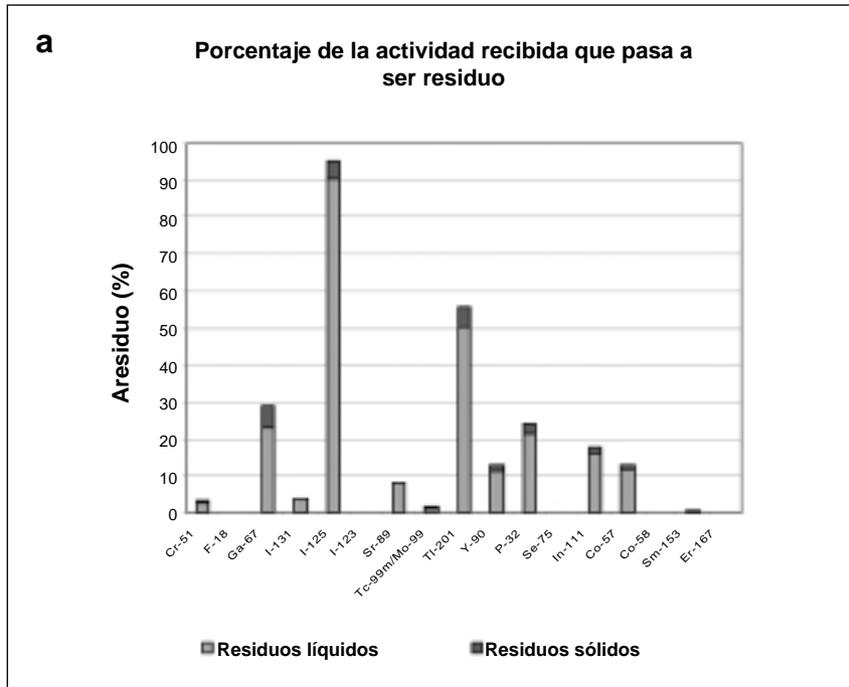


Fig. 1. (a) Representación de las actividades que pasan a ser residuo respecto de las actividades recibidas. (b) Relación de la cantidad de contenedores. (c) Relación en masa de los contenedores.

En el ABA se acumulará sobre todo contenedores de I-131 procedente de BT, de poca masa y actividad, pero con mucho volumen; muchos contenedores de Tc-99 m, de elevada masa y poca actividad; Ga-67 y Tl-201, que se desintegran en pocos meses; I-125, que es el que se concentra en más altas masas, con un semiperíodo largo pero afortunadamente con un LE mayor que el de la mayoría; Se-75 y Co-57, que por sus largos semiperíodos de desintegración se deben evacuar

vía ENRESA, o bien se almacenan en el ABA el tiempo requerido; el resto de radionúclidos se presentan en menor proporción.

La tabla 3 resume los valores del LE para cada uno de los radionúclidos, una estimación del tiempo de enfriamiento y la forma de evacuación<sup>2</sup>.

<sup>2</sup>m: meses, d: días, h: horas.

Tabla 3. LE, tiempo de enfriamiento y forma de evacuación de los residuos sólidos radioactivos

Radionúclidos	Límite Exención (Bq/Kg)	Tiempo Enfriam	Forma de evacuación
Cr-51	1,00E+06	5 m	Vertido
F-18	1,00E+05	10 h	Vertido
Ga-67	1,00E+05	3 m	Vertido
I-131	1,00E+05	3 m	Vertido
I-125	1,00E+06	5 m	Vertido
I-123	1,00E+05	1m	Vertido
Sr-89	1,00E+06	5 m	Vertido
Tc-99m/Mo-99	1,00E+05	10 d	Vertido
Tl-201	1,00E+05	2 m	Vertido
Y-90	1,00E+05	2 m	Vertido
P-32	1,00E+05	10 m	Vertido
Se-75	1,00E+05	100 m	Bultos
In-111	1,00E+05	2 m	Vertido
Co-57	1,00E+05	200 m	Bultos
Co-58	1,00E+04	50 m	Vertido
Sm-153	1,00E+05	5 m	Vertido
Er-167	1,00E+05	1 h	Vertido

Finalmente se tienen las cápsulas de I-131 y de Co-57 que no son utilizadas y se almacenan como residuo sólido. Para este caso se emplea el mismo método, y aprovechando el certificado de las mismas se podrá comparar teóricamente.

Los residuos sólidos se van depositando en bolsas de plástico que se alojan dentro de contenedores también de plástico. Si la medida se hace desde fuera habrá que tener en cuenta la atenuación producida por todo el plástico y el aire, la autoabsorción e inhomogeneidad. Las características de nuestros contenedores son las siguientes.

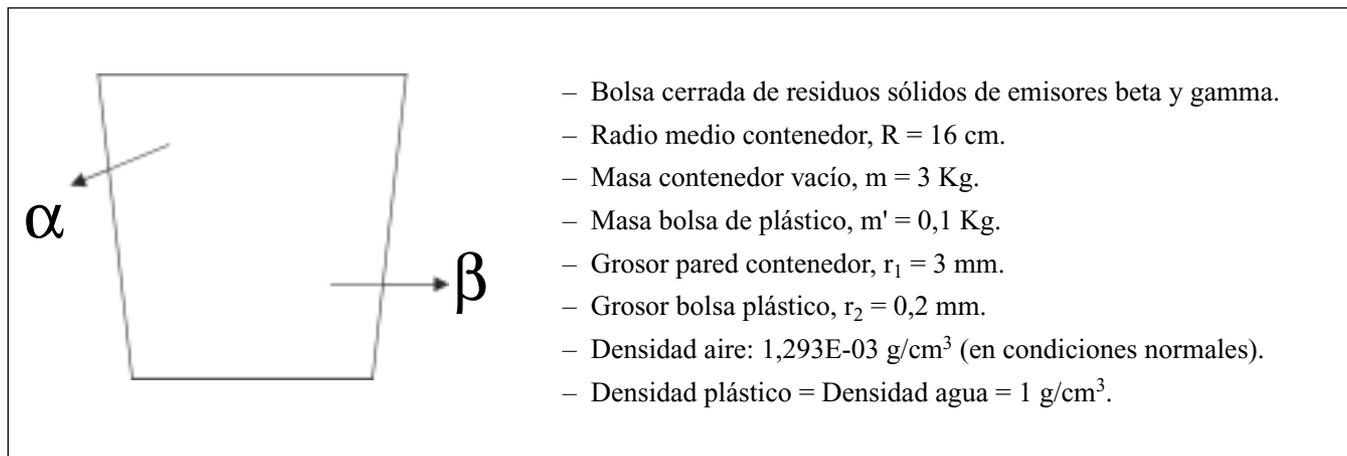
A priori se intuye que la radiación gamma se atenuará poco y saldrá del contenedor, siendo posible su medida

desde fuera, pero para la radiación beta habrá que hacer otros cálculos. Se toman las expresiones empíricas de la referencia bibliográfica 6 para el alcance de partículas beta en medios de bajo Z.

$$R = 0,412 T^{(1,27 - 0,0954 \ln T)} \quad T(\text{MeV}) \quad (2,1)$$

$$\ln T = 6,63 - 3,24 (3,29 - \ln R)^{0,5} \quad R(\text{g/cm}^2) \quad (2,2)$$

Se efectúan los cálculos para tres energías de las partículas beta, obteniéndose los siguientes resultados teniendo en cuenta las atenuaciones.



- Bolsa cerrada de residuos sólidos de emisores beta y gamma.
- Radio medio contenedor,  $R = 16$  cm.
- Masa contenedor vacío,  $m = 3$  Kg.
- Masa bolsa de plástico,  $m' = 0,1$  Kg.
- Grosor pared contenedor,  $r_1 = 3$  mm.
- Grosor bolsa plástico,  $r_2 = 0,2$  mm.
- Densidad aire:  $1,293E-03$  g/cm<sup>3</sup> (en condiciones normales).
- Densidad plástico = Densidad agua =  $1$  g/cm<sup>3</sup>.

Fig. 2. Modelo de contenedor.

Tabla 4. Alcance de las partículas beta en el contenedor

$E_B$ dentro contenedor (MeV)	$E_B$ salida contenedor (MeV)	Alcance residual ( $g/cm^2$ )	Comentarios
1	0,332	0,09	Energía residual considerable.
0,7	0,129	0,03	Energía residual menor.
0,5	0	0	Se absorbe todo.

Se calcula ahora la atenuación de la radiación gamma en aire y plástico. Los coeficientes de atenuación máxicos respectivos son:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{air} = 0,09 \text{ cm}^2 / \text{g} \quad \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{agua} = 0,10 \text{ cm}^2 / \text{g} \quad (3)$$

De manera que los factores de atenuación en agua y aire son: 0,988, 0,969. El experimento no es tan sensible como para apreciar esta atenuación, siendo la producida por distancia y autoabsorción de la fuente las más significativas.

Con estos resultados se deduce que sólo las betas del Y-90 se detectarán desde el exterior, el resto son atenuadas por el aire y el plástico. Por lo tanto para medir los radionúclidos beta se procederá según el procedimiento clásico y para los radionúclidos gamma el propuesto, que se describe en detalle a continuación.

### Método de medida propuesto para residuos sólidos emisores gamma

Se trata de hacer una medida indirecta, con las siguientes consideraciones:

1. El centro del contenedor está a una distancia de 1 metro, y se asume que es una fuente puntual.
2. Se mide con la sonda 1236 del detector UMo la tasa de dosis. Se trata de un monitor de radiación, y como tal no hace medidas muy exactas, por lo que habrá que tener en cuenta una determinada tolerancia expandida. Este monitor está calibrado.
3. Se hacen cuatro medidas separadas con una angulación de  $90^\circ$ , de manera que haciendo la media se compensa por inhomogeneidad.
4. Se comparan las medidas clásicas con las realizadas por el nuevo procedimiento y se obtiene experimentalmente un factor de corrección por autoabsorción ( $K_{autoabs}$ ).
5. En las futuras medidas se usarán los resultados obtenidos.

Con todas estas consideraciones la base matemática del método se sustenta en la expresión siguiente:

$$\dot{\chi} = \Gamma \frac{A}{d^2} \Rightarrow \dot{D} \times 8.76E-03 = \Gamma \frac{A}{d^2} \quad (4)$$

Es decir, a 1 m:

$$A = \frac{\dot{D} \times 8.76E-03}{\Gamma} \quad (5)$$

La actividad medida experimentalmente será la A obtenida de la expresión anterior multiplicada por el factor de corrección por autoabsorción.

$$A_{res} = A \cdot K_{autoabs} \quad (6)$$

La masa se mide con un dinamómetro bien calibrado, restándole la masa del contenedor y las bolsas vacías.

De este modo se obtiene de manera indirecta la medida de la actividad específica para radionúclidos emisores gamma, de una manera mucho más rápida que con el método de recoger muestras y medirlas en el MCA. El principal inconveniente se verá que es la menor exactitud de este nuevo procedimiento, pero suficiente para lo que se quiere medir.

Para finalizar, se elabora una tabla que relaciona la tasa de dosis y la masa, con la actividad específica y se visualiza si la medida está por debajo o por encima del LE. Se adoptará una tolerancia expandida para asegurar que la incertidumbre de la medida no dé un resultado equivocado. Las tablas comentadas están implementadas en hojas de cálculo. Se muestra una a continuación.

Esta tabla en la práctica es más extensa, abarcando más valores de tasa de dosis y masa. Si la medida queda en un recuadro blanco es que está por debajo del LE y por lo tanto se puede proceder a la autorización de la evacuación.

Con el MCA se realiza una calibración en energía y otra en actividad. Es muy importante fijar una geometría para todas las medidas, la cual se realiza con moldes de *stirofoan* que encajan y se posicionan de una sola manera en el MCA. Así se determina una geometría para la medida de todos los viales (cilíndricos y paralelepípedos), otra para las cápsulas, así como para las fuentes cilíndricas de calibración. Esto permite comparar esta última medida con la del nuevo procedimiento.

### Resultados y discusión

Se muestra la importancia de la geometría con la siguiente representación gráfica. La variación de la geo-

**Tabla 5. Ejemplo de tabla para calcular el LE de residuos de I-131. Sólo si la medida está en un recuadro blanco se puede autorizar la evacuación del residuo**

Radionúclido	I-131							
Cte. Gamma (Gy·m <sup>2</sup> /s·Bq)	1,083E-17							
LE (Bq/Kg)	1,00E + 05							
Probab emisión gamma	0,81							
Tasa Dosis (uSv/h)	Masa(Kg) 0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4
0,1	4,49E + 04	2,25E + 04	1,50E + 04	1,12E + 04	8,99E + 03	7,49E + 03	6,42E + 03	5,62E + 03
0,2	8,99E + 04	4,49E + 04	3,00E + 04	2,25E + 04	1,80E + 04	1,50E + 04	1,28E + 04	1,12E + 04
0,3	1,35E + 05	6,74E + 04	4,49E + 04	3,37E + 04	2,70E + 04	2,25E + 04	1,93E + 04	1,69E + 04
0,4	1,80E + 05	8,99E + 04	5,99E + 04	4,49E + 04	3,59E + 04	3,00E + 04	2,57E + 04	2,25E + 04
0,5	2,25E + 05	1,12E + 05	7,49E + 04	5,62E + 04	4,49E + 04	3,74E + 04	3,21E + 04	2,81E + 04
0,6	2,70E + 05	1,35E + 05	8,99E + 04	6,74E + 04	5,39E + 04	4,49E + 04	3,85E + 04	3,37E + 04
0,7	3,15E + 05	1,57E + 05	1,05E + 05	7,86E + 04	6,29E + 04	5,24E + 04	4,49E + 04	3,93E + 04
0,8	3,59E + 05	1,80E + 05	1,20E + 05	8,99E + 04	7,19E + 04	5,99E + 04	5,14E + 04	4,49E + 04
0,9	4,04E + 05	2,02E + 05	1,35E + 05	1,01E + 05	8,09E + 04	6,74E + 04	5,78E + 04	5,06E + 04
1	4,49E + 05	2,25E + 05	1,50E + 05	1,12E + 05	8,99E + 04	7,49E + 04	6,42E + 04	5,62E + 04
1,1	4,94E + 05	2,47E + 05	1,65E + 05	1,24E + 05	9,89E + 04	8,24E + 04	7,06E + 04	6,18E + 04
1,2	5,39E + 05	2,70E + 05	1,80E + 05	1,35E + 05	1,08E + 05	8,99E + 04	7,70E + 04	6,74E + 04
1,3	5,84E + 05	2,92E + 05	1,95E + 05	1,46E + 05	1,17E + 05	9,74E + 04	8,35E + 04	7,30E + 04
1,4	6,29E + 05	3,15E + 05	2,10E + 05	1,57E + 05	1,26E + 05	1,05E + 05	8,99E + 04	7,86E + 04
1,5	6,74E + 05	3,37E + 05	2,25E + 05	1,69E + 05	1,35E + 05	1,12E + 05	9,63E + 04	8,43E + 04
1,6	7,19E + 05	3,59E + 05	2,40E + 05	1,80E + 05	1,44E + 05	1,20E + 05	1,03E + 05	8,99E + 04
1,7	7,64E + 05	3,82E + 05	2,55E + 05	1,91E + 05	1,53E + 05	1,27E + 05	1,09E + 05	9,55E + 04
1,8	8,09E + 05	4,04E + 05	2,70E + 05	2,02E + 05	1,62E + 05	1,35E + 05	1,16E + 05	1,01E + 05
1,9	8,54E + 05	4,27E + 05	2,85E + 05	2,13E + 05	1,71E + 05	1,42E + 05	1,22E + 05	1,07E + 05
2	8,99E + 05	4,49E + 05	3,00E + 05	2,25E + 05	1,80E + 05	1,50E + 05	1,28E + 05	1,12E + 05
2,1	9,44E + 05	4,72E + 05	3,15E + 05	2,36E + 05	1,89E + 05	1,57E + 05	1,35E + 05	1,18E + 05
2,2	9,89E + 05	4,94E + 05	3,30E + 05	2,47E + 05	1,98E + 05	1,65E + 05	1,41E + 05	1,24E + 05
2,3	1,03E + 06	5,17E + 05	3,45E + 05	2,58E + 05	2,07E + 05	1,72E + 05	1,48E + 05	1,29E + 05
2,4	1,08E + 06	5,39E + 05	3,59E + 05	2,70E + 05	2,16E + 05	1,80E + 05	1,54E + 05	1,35E + 05
2,5	1,12E + 06	5,62E + 05	3,74E + 05	2,81E + 05	2,25E + 05	1,87E + 05	1,60E + 05	1,40E + 05
2,6	1,17E + 06	5,84E + 05	3,89E + 05	2,92E + 05	2,34E + 05	1,95E + 05	1,67E + 05	1,46E + 05
2,7	1,21E + 06	6,07E + 05	4,04E + 05	3,03E + 05	2,43E + 05	2,02E + 05	1,73E + 05	1,52E + 05
2,8	1,26E + 06	6,29E + 05	4,19E + 05	3,15E + 05	2,52E + 05	2,10E + 05	1,80E + 05	1,57E + 05
2,9	1,30E + 06	6,52E + 05	4,34E + 05	3,26E + 05	2,61E + 05	2,17E + 05	1,86E + 05	1,63E + 05
3	1,35E + 06	6,74E + 05	4,49E + 05	3,37E + 05	2,70E + 05	2,25E + 05	1,93E + 05	1,69E + 05

metría produce un cambio en el canal de medida y en las cuentas por segundo registradas.

Se infiere experimentalmente que el MCA mide fiablemente actividades comprendidas entre 1,00E+02 y

1,00E+05 Bq. Para la medida de energías no es tan sensible y basta con dejar un tiempo suficiente de medida.

Teniendo en cuenta las características de los radionúclidos, se realizan las medidas pertinentes con el MCA si-

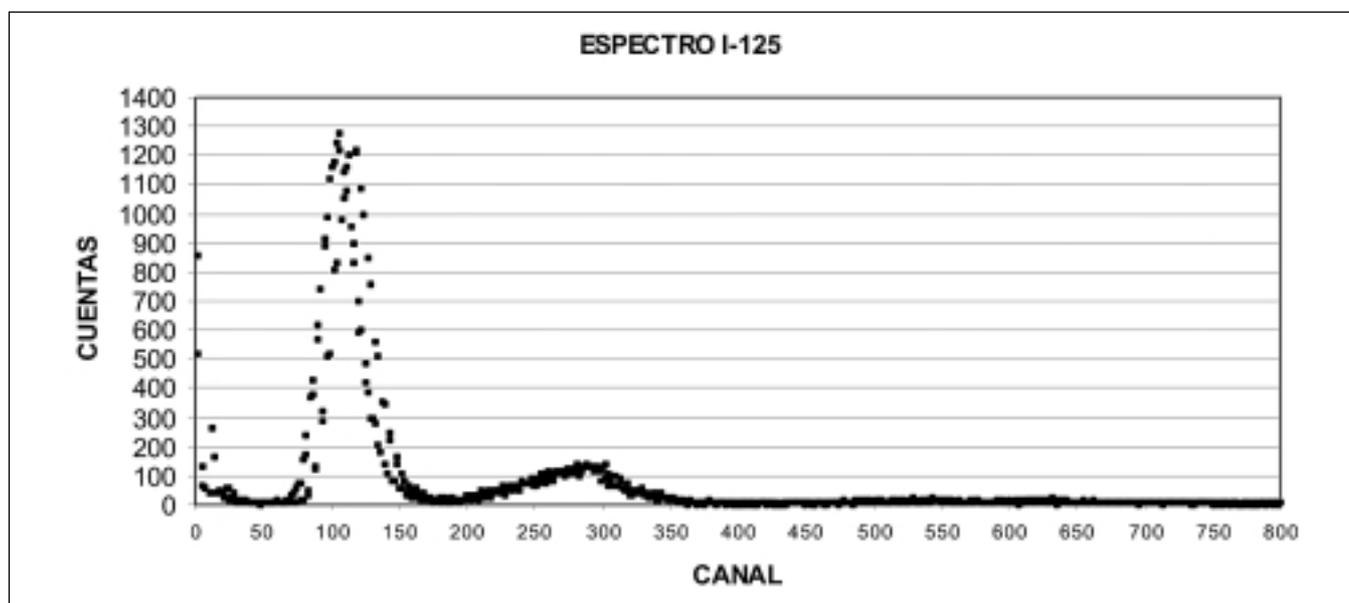


Fig. 3. Importancia de la geometría en la toma de medidas con el MCA. Un desplazamiento de la fuente a medir modifica el espectro.

guiendo las recomendaciones geométricas. Se hace uso de la expresión (7) para calibrar en energía el instrumental.

$$FC(E) = E_{teórica} / Canal \quad (7)$$

Se obtienen los valores medios de los FC (E) para cada radionúclido y se representan frente a la energía. La actividad en cada medida es variable y se mide experimentalmente que su influencia es del 5% en el peor de los casos. Se ajusta con una recta dichas medidas y los resultados tienen una incertidumbre del 10% para la calibración en energía de los viales, del 1% para las fuentes cilíndricas y del 2% para las cápsulas.

Para cada muestra se mide experimentalmente su actividad y se ajusta con un factor de calibración, según la expresión de abajo.

$$FC(A) = A_{teórica} / A_{exper} \quad (8)$$

Se ajusta una parábola y se obtienen unos resultados con una incertidumbre del 20% para viales, 15% para fuentes cilíndricas y 10% para viales.

Se supone de antemano que la medida experimental realizada con el MCA es la medida fiable, y respecto a la cual se compara la efectuada con la sonda 1236 del UMo, según las tablas del tipo 5.

Tabla 6. Comparación del método clásico de medida de residuos sólidos radioactivos con el propuesto

Radionúclido	A medida MCA (Bq/Kg) ( $\pm 20\%$ )	A medida UMo (Bq/Kg) ( $\pm 25\%$ )	Diferencia (%)
Cr-51	2,51E+04	2,06E+04	18,0
Ga-67	6,23E+02	5,19E+02	16,7
I-131	7,55E+02	5,88E+02	22,1
I-131 (cáps)	5,89E+04	4,72E+04	19,9
I-125	2,69E+02	0	-
Sr-89	3,09E+05	2,55E+05	17,6
Tl-201	4,11E+04	3,10E+04	24,6
Se-75	6,78E+05	5,00E+05	26,3
In-111	3,49E+03	2,70E+03	22,5
Co-57 (cáps)	9,29E+03	7,39E+03	20,5
Tc-99m	1,36E+02	1,11E+02	18,6
Sm-153	2,44E+03	2,00E+03	17,9

Con estos resultados se deduce que la diferencia máxima es de 26,3%. Por lo tanto al realizar una medida hay que considerar una incertidumbre expandida del 26% tal que asegura la decisión de autorizar, o no, la evacuación del residuo radiactivo. La incertidumbre total del método es del 46%, a pesar de que es mayor que la del anterior, sí que proporciona las ventajas descritas al principio.

## Conclusiones

Se procede a fijar una geometría en todas las medidas, se recopilan los datos de los espectros y se calibra el MCA en energía y actividad. Se determina su incertidumbre.

El I-125 constituye un problema ya que su energía es tan baja que no atraviesa la ventana de la sonda, y por lo tanto no sirve este método. Para el resto de radionúclidos se puede aplicar. Por lo tanto se usará el método tradicional para la medida de I-125 y de los emisores beta puros.

Tomando una incertidumbre total del 46% se acepta el nuevo método para la medida de residuos sólidos radioactivos, con el que se consigue un ahorro de tiempo de medidas y una reducción en la exposición de los profesionales. Dicha incertidumbre supone un mayor

tiempo de almacenamiento de los contenedores radioactivos, pero no resulta excesivo para la capacidad de nuestro ABA.

## Referencias

1. Manual de Protección Radiológica del HUVN 2002.
2. Informe anual de la instalación radiactiva, 2003.
3. Informes de actividades dispensadas y recibidas en Radiofarmacia (Amersham) y RIA. 2003.
4. RD 738/2001 Reglamento de Protección Sanitaria sobre Radiaciones Ionizantes.
5. Guía Técnica de Gestión de Materiales Residuales con Contenido Radiactivo Procedentes de Instalaciones de Ámbito Sanitario. SEPR-ENRESA 2002.
6. Generación y Gestión de residuos de baja actividad. SEPR-SNE 1994.
7. Instrucción IS/05, de 26 de febrero de 2003, del CSN, por el que se definen los valores de los límites de exención para radionucleidos.
8. J. E. Turner, Radiation. Protection and Measurement. 1990.
9. G. F. Knoll, Radiation. Protection and Measurement. 1989.
10. Gopal B. Saha. Fundamentals of Nuclear Pharmacy. 1992.
11. Servicio de Medicina Nuclear del HUVN, Principios de Radiofarmacia en Medicina Nuclear. 1995.
12. <http://www.doseinfo-radar.com/Point%20source.doc> (tablas cte. gamma).
13. <http://www2.bnl.gov/ton/menu.html> (tablas decay).

## POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA



### FABRICACIÓN DE MOLDES

**Cortadores de bloques de Styrofoam**, tipos manual y automáticos para cortes 2D y 3D, partiendo de datos de placa radiográfica + scanner o de sistema de planificación disponible.

**Sistema de planificación autodidáctico**, de manejo sencillo y práctico, especial para nuevos centros de trabajo.

**Bloques de poliestireno** cortados a medida. **Crisoles de fusión** de diferentes capacidades.

**Aleaciones de baja fusión** con o sin cadmio. **Bandejas de enfriamiento**.

**Pupitres con vibradores**. **Placas y bandejas portamoldes**. Sistema de bloques satélites.

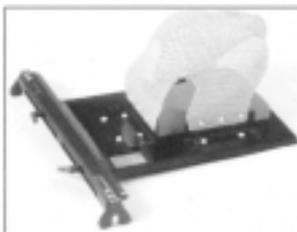
**Materiales para bolus**. **Marcadores adhesivos**.

**Tomadores de contorno y espesores corporales**, etc.

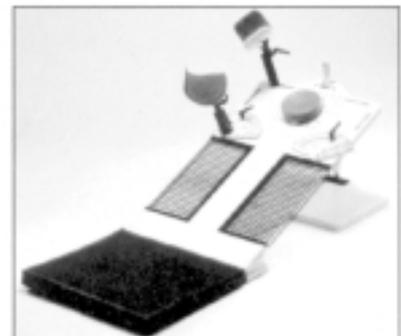


### FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

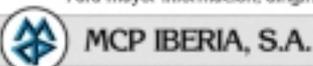
**Inmovilización de pacientes** mediante bandejas de fijación, adaptables a las camillas de las unidades de tratamiento o simulación, en metacrilato o fibra de carbono. Diferentes modelos para **pelvis, mamas (plano inclinado), cabeza y hombros**. **Hojas termoplásticas** moldeables a mano. Baños termostáticos.



**Colchones o almohadillas plásticas**, que rigidizan por aplicación de vacío, para posicionamiento y repetición de posturas incómodas durante el tratamiento.



Para mayor información, diríjase a:



MCP IBERIA, S.A.

Miembro del Grupo de Compañías MCP

Avda. San Pablo, 31 - Nave 18 • 28820 COSLADA - Madrid Teléfonos (34-1) 669 41 82/42 36 • Telefax (34-1) 669 40 24



### Plan Estratégico: Misión y objetivos de la SEMF

En la reunión de la Junta Directiva de 28 de septiembre de 2004 se aprobó el Plan Estratégico que se expone. En este Plan se define la Misión y Objetivos de la SEMF, y desde él se están estableciendo los diferentes Planes de Acción para la obtención de los objetivos, sin olvidar que en estos objetivos tenemos que colaborar y participar todos. No es posible avanzar solos, el desarrollo de una sociedad es una actividad cooperativa, y a esa actividad estamos todos emplazados.

#### Misión

La Misión de la SEMF es fomentar la práctica de la Física Médica como aplicación de los métodos de la Física a las Ciencias de la Salud, en la asistencia clínica, la investigación, docencia y desarrollo; y con procedimientos propios aplicados a los procesos asistenciales de la atención a la salud de los ciudadanos. Promover, difundir y promocionar las actividades en Física Médica, el desarrollo profesional y la excelencia profesional y científica de los profesionales de la Física Médica.

#### Plan estratégico

##### 1. Difusión y comunicación

- Desarrollo del espacio en internet como vehículo de comunicación entre los miembros de la SEMF, otras sociedades científicas nacionales e internacionales y a la sociedad en su conjunto.
- Difusión de las conclusiones de las sesiones científicas o formativas nacionales o internacionales.
- Publicación de textos y procedimientos.
- Difusión y presencia de la Revista de Física Médica en entornos nacionales e internacionales.
- Registro en índices bibliográficos de la Revista de Física Médica.
- Incrementar la participación y la frecuencia de publicación de la Revista de Física Médica.

##### 2. Desarrollo Profesional

- Promocionar y difundir la especialidad sanitaria de Radiofísica Hospitalaria, como profesión en la atención al paciente y en otras actividades asistenciales y preventivas en el ámbito de la salud.
- Difundir y potenciar la cartera de servicios para la asistencia sanitaria de los pacientes en proce-

sos de tratamiento y diagnóstico y en los programas de calidad.

- Participar activamente en organizaciones supranacionales del ámbito de la Física Médica y de la Física.
  - Establecer colaboraciones con otras sociedades y entidades científicas y profesionales nacionales e internacionales
  - Establecer criterios para la gestión en Física Médica y actividad sanitaria.
  - Participar activamente con las organizaciones regionales de física médica y establecer foros de participación y actividad conjunta.
  - Participar en la elaboración y desarrollo de normativas y reglamentos
  - Promocionar el desarrollo profesional.
- ##### 3. Investigación y desarrollo Científico
- Potenciar la investigación como medio de desarrollo profesional y científico.
  - Promover, promocionar, incentivar y apoyar programas de doctorado y de investigación.
  - Incentivar y apoyar proyectos de investigación
  - Trabajar junto con entidades asociadas para la promoción y financiación de proyectos de investigación
  - Promover sesiones de intercambio de información científica
  - Promover y organizar sesiones científicas y técnicas nacionales y regionales
  - Suministrar información y ayuda para los grupos de investigación sobre procedimientos y financiación.
  - Promocionar y difundir los resultados científicos
- ##### 4. Formación
- Establecer programas de referencia de formación en Física Médica.
  - Establecer sistema y criterio de acreditación de cursos nacionales e internacionales.
  - Continuar con el desarrollo del Programa de Formación Continuada de Profesionales y sistema de acreditación de la formación.
  - Promover la organización de cursos y sesiones tecnológicas y promocionar su acreditación.
  - Organización de cursos y sesiones conjuntamente con otras sociedades.
  - Mantener y promocionar los cursos en congresos y sesiones nacionales y regionales.
  - Financiación mediante becas a cursos y congresos

#### 5. Promoción de la Excelencia

- Promocionar la participación en los procesos asistenciales y en la actividad sanitaria de los profesionales de la Física Médica.
- Promover la participación en el desarrollo de procedimientos y en la implantación de nuevas tecnologías.
- Promocionar la participación de los profesionales en el desarrollo docente de otros profesionales.
- Colaborar con entidades y agencias de acreditación en la elaboración y desarrollo de normativas, auditorías y en la aplicación y desarrollo de nuevas tecnologías y aplicaciones.
- Promover la acreditación de la calidad de las actividades.

Aprobado por Junta Directiva en reunión de 28 septiembre 2004

#### **Recientemente ha salido publicado el Booklet nº 8 de la ESTRO**

"A PRACTICAL GUIDE TO QUALITY CONTROL OF BRACHYTHERAPY EQUIPMENT"

Edited by J. Venselaar and J. Perez-Calatayud

Authors: M. Bidmead, E. Brioth, J. Burger, I. Ferreira, E. Grusell, S. Kirisits, P. Kneschaurek, M. Kawczynska, C. Marchetti, T. Paulsen, J. Perez-Calatayud, A. Rijnders,

A. Roue, N. Teixeira, H. Tolli, J. Venselaar.

Es uno de los resultados de las tareas realizadas por el grupo de trabajo BRAPHYQS (**BR**Achytherapy **PHYS**ics **Q**uality Assurance **S**ystems) dentro del Proyecto ESQUIRE (**E**ducation, **S**cience and **Q**uality Assurance **I**n **R**adiotherapy in Europe) concedido a la ESTRO.

El libro consta de 10 Capítulos dedicados a: Descripción del Equipamiento utilizado en Braquiterapia, Calibración de fuentes, Radioprotección, Control de Calidad en Equipamiento e Implantes, Descripción y Control de Calidad de Aplicadores, Procedimientos de Control de Calidad General en el Departamento, Control de Calidad de Sistemas de Planificación y Auditorías en Braquiterapia.

Este libro incluye procedimientos, con frecuencias y tolerancias, para su uso en la Comunidad Europea.

Uno de los Capítulos está dedicado al cálculo de dosis y Sistemas de Planificación. En éste se dan recomendaciones, usando datos de referencia, así como información práctica de formalismos y Sistemas de Planificación. Finalmente, el lector puede encontrar tablas de datos de las diferentes fuentes a utilizar como entrada y verificación de los Sistemas de Planificación.

El libro puede descargarse en la [www](http://www.estro.be) de la ESTRO ([www.estro.be](http://www.estro.be)) sección de Publicaciones, ESTRO (Physics) Booklets.

**J. Pérez-Calatayud**

### III Congreso Ibero Latino Americano y de las Regiones del Caribe de Física Médica y IX Congreso Brasileño de Física Médica

Entre los días 26 y 29 de septiembre se celebró en Río de Janeiro el III Congreso Ibero Latino Americano y de las regiones del Caribe de Física Médica y el IX congreso Brasileño de Física Médica. La organización del citado congreso corría a cargo de ALFIM (Asociación Latinoamericana de Física Médica) y ABFM (Asociación Brasileña de Física Médica).

El objetivo principal era reunir a los miembros de las diferentes sociedades de Física Médica de Ibero Latinoamérica y de las regiones del Caribe, así como a los profesionales y estudiantes de Física Médica, para presentar y discutir los resultados de las más recientes investigaciones y trabajos sobre las aplicaciones de la Física en la medicina.

El programa científico también incluía temas sobre Seguridad y Protección Radiológica en las prácticas médicas, educación y formación de los profesionales y situación presente y futura de la Física Médica en Latinoamérica.

Se impartieron 5 cursos de refresco:

1. Advances in Physics of Radiation Therapy.
2. Advances in Physics of Diagnostic Radiology: Mammography.
3. Advances in Physics of Nuclear Medicine.
4. Photodynamic Therapy.
5. Radiological Protection of Patients? Quality Programs. Procedures for patient dosimetry and methods for dose reduction: RX and MN.

Gracias a un premio que la SEFM me concedió tras la publicación de un trabajo en la Revista de Física Médica, tuve el honor y el inmenso placer de poder participar en este congreso, en primer lugar, como representante de la SEFM, y en segundo lugar, impartiendo el curso de refresco número 5.

El día 26 participe en la inauguración del congreso transmitiendo a los profesionales de la Física Médica y a las Sociedades de Física Médica allí representadas el deseo y la buena disposición de la SEFM para seguir colaborando y participando en los diferentes proyectos que puedan ayudar a transmitir y compartir el conocimiento y la experiencia adquirida en todas las áreas de las aplicaciones de la Física en la Medicina. También comuniqué el deseo y el apoyo de la SEFM para que sea reconocida la Física Médica como la profesión en todos los países de Latinoamérica.

El curso número 5 lo impartí durante los días 27, 28 y 29. La afluencia fue masiva los tres días y los asistentes mostraron un gran interés por todos los temas, especialmente por los relacionados con la dosimetría a los pacientes tanto en RX como en MN.

Finalmente el día 29 participé en una mesa redonda sobre el reconocimiento de la Física Médica como profesión, explicando la situación legal de la especialidad de la Radiofísica en España y la situación en los diferentes estados de la Unión Europea. Esta charla creó gran interés ya que ningún país Latinoamericano tiene reconocida la profesión y ahora empiezan a caminar para que su trabajo sea reconocido como tal. El caso de España puede servir de orientación en el camino que cada país tiene que recorrer hasta la definición de la profesión.

A pesar de tener una agenda algo apretada, también tuve tiempo para hacer turismo cultural y conocer la ciudad de Río de Janeiro en casi todas sus facetas. Tengo que confesar que volví sin pisar las fantásticas playas de esta ciudad y sin bailar Samba, pero puedo manejar por sus calles sin ningún problema e incluso podría hacer de guía turístico.

La experiencia fue fantástica, tanto en lo profesional como en la relación personal con los físicos de los diferentes países. Por ello, desde este foro, os animo a todos a participar en estos eventos de manera activa para seguir manteniendo los lazos de unión con la Física Latinoamericana.

Para terminar, mi agradecimiento al presidente de la SEFM, Pedro Galán Montenegro, por la confianza depositada en mí para representar a la SEFM y por su apoyo en todas las fases de mi participación, tanto técnicas como organizativas, en este evento. Mi agradecimiento, también, para VARIAN Medical Systems por las gestiones realizadas para mi inscripción y participación en el congreso.

**Pedro Ruiz Manzano**

*Sº Física y Protección Radiológica.  
Hospital Clínico Universitario  
"Lozano Blesa". Zaragoza.*

### Informe Curso Básico de Anatomía y Fisiología para Radiofísicos

Durante los días 14 al 18 de junio de 2004, se desarrolló en la Facultad de Medicina de Sevilla la segunda edición

el Curso Básico "Anatomía y Fisiología para Radiofísicos". Participaron 24 alumnos, en su mayoría Residentes en Radiofísica Hospitalaria. De nuevo en esta ocasión deseo expresar mi agradecimiento al profesorado de los Departamentos de Anatomía y Fisiología Médica de la Universidad de Sevilla, por su colaboración, y felicitar en nombre de este colectivo a los alumnos, por su interés y actitud participativa.

El contenido del curso de este año ha incluido un tema sobre Sistemas linfáticos para optimizar sus aplicaciones oncológicas.

En relación a la respuesta del alumnado, he de indicar que la opinión generalizada ha sido favorable en todos los aspectos, si bien siempre existen detalles que pueden mejorar. En este sentido es general el deseo de que las prácticas de Anatomía se impartan en dos tardes en lugar de una para atenderlas con más comodidad. Algunos expresan la idea de realizar una segunda parte donde se impartiesen conceptos más avanzados. Otros le parecería muy adecuado el incrementar los temas dedicados a describir imágenes anatómicas de Tomografía Computarizada, Resonancia Magnética y Tomografía por Emisión de Positrones. Todos estos aspectos serán estudiados para la próxima edición del Curso.

**Juan Carlos Mateos Pérez**  
*Director del Curso*

### **Informe del Curso sobre Radiobiología Clínica**

La Radiobiología y la Física sustentan a la Radioterapia; aquélla, contrariamente a ésta, dista de poseer un desarrollo pleno y de tener unas pautas de aplicación bien definidas. Por ello, los objetivos del curso han sido esencialmente dos: exponer los fundamentos de la Radiobiología, con una orientación que permita reflexionar sobre su aplicación a la práctica clínica; y presentar algunas áreas de investigación en las que el radiofísico puede contribuir a la generación de conocimiento o a la mejora de los datos experimentales disponibles para ello.

La conformación del grupo de profesores respondía a estos propósitos y, junto a colegas radiofísicos con interés y experiencia en este campo, han participado como docentes investigadores cuyas áreas de trabajo tienen relación con los temas tratados en el curso.

Han sido 25 los alumnos asistentes; de entre ellos, 12 son especialistas y 12 son residentes de Radiofísica Hospitalaria, además de un becario doctor en ciencias físicas. Este equilibrio entre especialistas y residentes supone una situación muy adecuada para algo que, a mi juicio, debe procurarse en un curso de formación continua: en el seno de la estructura formal de un conjunto de clases dirigidas por diferentes pro-

fesores, plantear discusiones entre colegas sobre los temas profesionales que, en relación con los contenidos del curso, más nos preocupan.

El material que se entregó a los alumnos estaba compuesto por el libro "Radiobiología Clínica", editado por la SEFM en junio de 2003, y un CD que contiene información adicional aportada por los profesores: presentaciones de las lecciones, temas no incluidos en el libro, artículos y hojas de cálculo.

Las clases se desarrollaron en el Seminario del Departamento de Física Moderna de la Universidad de Granada, durante los días 20, 21 y 22 de septiembre de 2004. La estructura del programa se vertebró a partir de exposiciones de 90 minutos, en las que se mostraron los aspectos teóricos básicos de la Radiobiología Clínica: biología celular, efectos subcelulares de la radiación, supervivencia celular, respuesta de los tumores y los tejidos sanos a la radiación, modelos de isoeffecto y relaciones dosis-respuesta. Como complemento, en clases de 60 minutos, se mostró el trabajo de laboratorio e investigación que subyace a estos fundamentos teóricos en cada una de las áreas de interés; con el objetivo de hacer manifiesta la posible aportación del radiofísico para aumentar la calidad, tanto de los datos clínicos y experimentales disponibles, como de los métodos empleados para su análisis. Por último, en varias sesiones prácticas, se plantearon ejemplos de aplicación clínica de las relaciones de isoeffecto, de los modelos de dosis-respuesta y de los histogramas dosis-volumen.

La presencia de cinco profesores durante todas las clases ayudó a generar discusiones interesantes; un ejemplo destacado fue la posible interpretación, empírica o de base biológica, de los modelos de supervivencia celular. Discusiones que mostraron a la Radiobiología como una disciplina incompleta en la que existen áreas abiertas al trabajo científico y, sobre todo, dificultades para su aplicación clínica (que el radiofísico puede contribuir a resolver).

El tiempo dedicado a las sesiones prácticas fue insuficiente, aunque se cumplió con el programa; y así lo manifiestan algunos comentarios de los asistentes al curso. En particular, no pudo desarrollarse con la extensión demandada por los alumnos la influencia del tiempo total en los programas de radioterapia fraccionada y su aplicación en casos clínicos de interés, como las interrupciones de los tratamientos o las demoras en su inicio.

Los alumnos respondieron a una encuesta al final del curso. Sus resultados globales, resumen de un conjunto de preguntas que no detallo aquí, se muestran en la Tabla 1. De éstos se puede concluir esencialmente que el grado de asimilación de los contenidos ha estado entre adecuado y bueno, y que la valoración hecha por los alumnos es buena en todos los apartados.

Quiero agradecer a la Comisión de Docencia de la SEFM la confianza depositada en nuestra propuesta

**Tabla 1. Resultados de la encuesta del curso de Radiobiología Clínica. Los diferentes apartados se valoraban entre 1 y 5, y lo que se presenta aquí corresponde a la media aritmética de las respuestas a las preguntas formuladas.**

<b>Alumnos</b>	Nivel de conocimientos previos	2,5
	Asimilación de los temas tratados	3,6
<b>Organización y dirección</b>		4,1
<b>Temario y Profesorado</b>	Contenidos de los temas	3,9
	Labor docente	3,9
<b>Nivel de consecución de los objetivos</b>		4,1
<b>Adecuación al programa de formación continuada de la SEFM</b>		4,3

para desarrollar este curso, y el esfuerzo de todos los profesores para preparar y exponer sus lecciones. Quiero dar las gracias a los compañeros que han asistido al curso, como alumnos por confiar en nuestros planteamientos. También a Camino Bellón, nuestra secretaria, que ha realizado una labor diligente para que todo estuviese listo cuando se necesitaba. Por último, quiero dar las gracias al profesor Antonio Lallena, y al Departamento de Física Moderna de la Universidad de Granada, por facilitarnos el lugar y los medios técnicos precisos para realizar el curso.

**Damián Guirado Llorente**

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

En la semana del 25 al 29 de octubre de 2004 se celebró en Madrid y en la sede del CIEMAT, la tercera edición del curso "Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria" C05-SEFM/04.

Asistieron 24 alumnos de los que 22 pertenecían a distintas Instituciones Hospitalarias Españolas en calidad de Especialistas en radiofísica hospitalaria y Residentes de los tres años y los otros dos alumnos a la Universidad. Al igual que en las ediciones anteriores el curso 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.

El objetivo inicial del curso se puede resumir en tres aspectos: el primero es suministrar una base de lo que es la metrología, de cómo está organizada y de sus términos y conceptos fundamentales, el segundo es mostrar las bases y conceptos de lo que representa una calibración además 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, y el tercero y aplicado a todas las áreas de la Radiofísica es proporcionar adicionalmente los conocimientos prácticos para cumplir adecuadamente, en los aspectos metroológicos y de control de calidad, con los Reales Decretos.

A la vista de los resultados del examen y de la encuesta de evaluación del curso, todo parece indicar que el curso ha sido muy provechoso, y que ha cumplido con los objetivos previstos.

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. Así mismo quieren agradecer también el interés, curiosidad y atención mostrados por todos los alumnos que han asistido al curso. Muchas gracias a todos.

**Antonio Brosed Serreta**  
**Ana M<sup>a</sup> González Leitón**

## ***EL CONGRESO IRPA 11***

### ***Actualidad y perspectivas internacionales de la protección radiológica***

#### **La "International Radiation Protection Association (IRPA)"**

La Asociación Internacional de Protección Radiológica, agrupa en sus 45 Sociedades nacionales a más de 20.000 científicos y técnicos de más de 50 países. Sus asociados expertos en la utilización de las radiaciones en diversas áreas, discuten en sus congresos regionales y mundiales (que se celebran cada 4 años) sus últimos estudios e investigaciones para lograr una mejora en la seguridad y protección de los trabajadores, de los pacientes, del público y del medio ambiente.

La Sociedad Española de Protección Radiológica ganó la candidatura en el año 2000, en Hiroshima, para la organización del 11º Congreso Mundial de la IRPA, en Madrid. Dicho evento se celebró en el Palacio de Congresos de Madrid, del 23 al 28 de mayo 2004, bajo la Presidencia de Honor de S. M. El Rey Juan Carlos I.

#### **Desarrollo de IRPA 11**

Más de 1.400 expertos de 78 países, entre los que se encontraban los máximos especialistas mundiales, debatieron durante 5 días la situación actual y las perspectivas de futuro de la Protección Radiológica, desde diferentes puntos de vista y en las diferentes áreas relacionadas con esta disciplina: la investigación de los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes y no ionizantes, las implicaciones de protección en sus diversas aplicaciones (diagnóstico y tratamientos médicos, industria, producción energética, tratamiento de residuos radiactivos, etc.), tanto en relación a los trabajadores y la población como al medio ambiente, sus aspectos reguladores, etc.

Dentro de un esquema organizativo basado en 5 Sesiones plenarias, entre las que cabe destacar la presentación oficial por parte de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) de sus nuevas recomendaciones que marcarán las normativas nacionales en los próximos



15 años, se planificaron 16 cursos de refresco, con una participación de 715 personas y 15 conferencias magistrales. Es de destacar que los participantes en el Congreso presentaron más de 1.200 trabajos, de los que más de 60 fueron seleccionados para su presentación oral.

En paralelo al programa científico, se organizó la mayor exposición técnica de Protección Radiológica habida en la IRPA, con más de 50 expositores, que facilitó la comunicación entre los congresistas y las más importantes compañías industriales y técnicas, y la posibilidad de conocer los últimos productos, servicios o avances tecnológicos en este campo.

Para facilitar la participación de jóvenes especialistas, especialmente de países en vías de desarrollo, el Comité Organizador planificó un grupo de trabajo que gestionase las solicitudes presentadas y los fondos económicos obtenidos con este fin. El soporte financiero, que provino de la IAEA, OMS, OPS y de Sociedades científicas de IRPA, facilitó la participación de más de 120 especialistas de 29 países.

#### **Conclusiones del programa científico**

El programa científico se estructuró en torno a nueve grandes áreas temáticas, cuyas conclusiones principales han sido:



### ***Efectos biológicos y sanitarios causados por la radiación***

La epidemiología está permitiendo evaluar el impacto de dosis cada vez más bajas al estudiar poblaciones cada vez más numerosas, y en paralelo, la dosimetría va encontrando vías para estimar mejor las bajas dosis con fines epidemiológicos, tratando de reducir las incertidumbres. Las investigaciones epidemiológicas en curso en el campo de las bajas dosis incluyen colectivos de trabajadores profesionalmente expuestos, personas sometidas a radiodiagnóstico, poblaciones afectadas por descargas accidentales y rutinarias desde instalaciones nucleares y por el poso radiactivo de los ensayos atómicos del pasado, así como los supervivientes de los bombardeos atómicos. Entre estos últimos hay que destacar el hallazgo de un incremento significativo de mortandad por enfermedades distintas al cáncer.

Además de la epidemiología, también la radiobiología y la genética están contribuyendo a conocer mejor el impacto de la radiación sobre los organismos más sensibles. Por ejemplo, cada vez aparece más evidente como especialmente cancerígena la exposición in útero. Cuanto más se avanza en ese conocimiento, su protección se convierte en un reto para la Protección Radiológica.

Además, en los últimos tiempos está cambiando el paradigma clásico que identificaba al ADN como único blanco de los daños causados por la radiación, al descubrir que los daños en la célula pueden ocurrir también mediante la comunicación celular y otros mecanismos. Los nuevos conceptos estudiados por los radiobiólogos, como los efectos por proximidad celular, la inestabilidad genómica y la respuesta adaptativa, han de resultar de gran importancia a la hora de entender los mecanismos biológicos del daño causado por la radiación.

En resumen, se pueden citar las siguientes conclusiones:

- Apenas hay evidencias directas sobre los riesgos a dosis bajas; por ello, sigue siendo necesaria la extrapolación del riesgo desde la exposición a dosis altas.
- Para dosis pequeñas, el riesgo resulta pequeño.

- El sistema de Protección Radiológica debe ser aplicable a todos (hombres, mujeres, niños, grupos más radiosensibles, etc.); y
- La relación dosis-efecto lineal sin umbral sigue siendo una suposición razonable con fines de Protección Radiológica.

### ***El sistema de Protección Radiológica y su aplicación normativa***

Dentro de este área temática se presentó y debatió uno de los temas "estrella" del Congreso: las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) para el siglo XXI, que se publicarán en 2005, y de las que se facilitó un borrador resumido a todos los congresistas. Estas recomendaciones han de considerarse como una evolución natural y aclaración de las anteriores publicadas en 1990.

El principal cambio aparece al situar en el nivel más fundamental de la protección el concepto de restricción de dosis individual asociada a cada fuente. Dentro del alcance de las recomendaciones, el sistema de restricción de dosis tiene por objeto la protección de los individuos más expuestos en cada una de las situaciones posibles - normal, accidental o exposición a fuentes ya existentes-excluyendo, no obstante, la exposición de los pacientes. Se recomiendan cuatro niveles máximos de restricción, que han de complementarse con la optimización de la protección. Los límites de dosis se mantienen para la protección de cada individuo frente al conjunto de fuentes que le afecten y sólo para la situación normal. Los conceptos de exclusión y exención se mantienen, si bien se aclaran y cuantifican tanto para fuentes artificiales como naturales. También hay algunos cambios y mejoras en la definición de las magnitudes dosimétricas, destacando el cambio en los factores de ponderación de los tejidos para definir la dosis efectiva y la recomendación de emplear todos los componentes de la dosis colectiva en forma matricial.



### **Dosimetría de la radiación**

A partir de los 240 trabajos presentados se pueden identificar algunos avances significativos y ciertas tendencias para el futuro de la dosimetría. Resulta espectacular el avance y la creciente importancia de los métodos numéricos en dosimetría, tanto interna como externa. Destaca la capacidad de los métodos de Monte Carlo para simular la respuesta de los detectores, para simplificar las calibraciones o para calcular con fiabilidad las dosis a órganos en diferentes situaciones y geometrías. Igualmente es notable su capacidad para calcular las magnitudes limitantes a partir de otras cuya medida sea relativamente sencilla. Por otro lado hay que destacar los avances en la dosimetría de neutrones, en la que se han desarrollado nuevos sistemas activos para dosimetría personal, todavía no perfectos, pero tremendamente mejores que los existentes no hace muchos años. Con respecto a las líneas prometedoras para el futuro, cabe destacar la dosimetría biológica, con técnicas como la FISH (*Fluorescence In Situ Hybridization*) de la que se ha presentado un nuevo método con capacidad retrospectiva para identificar aberraciones cromosómicas estables, junto con la dosimetría retrospectiva, a partir de EPR (*Electron Paramagnetic Resonance*) y métodos por luminiscencia, con los que parece ya viable la determinación de dosis absorbidas inferiores a los 100 mGy, lo que resulta excelente para abordar estudios epidemiológicos con menor incertidumbre en la determinación de la dosis.

### **Protección Radiológica de los pacientes**

Los temas principales abordados en las 140 comunicaciones, la ponencia invitada y los dos cursos de refresco fueron la Protección Radiológica en radiología diagnóstica, medicina nuclear, radiología intervencionista y radioterapia, prestando un especial interés a las nuevas técnicas diagnósticas y terapéuticas. Se ha podido constatar en ellas el creciente interés por la implementación de procedimientos y controles de calidad a todos los niveles, desde la radiología dental a los procedimientos más sofisticados como la tomografía axial computarizada o en las técnicas de medicina nuclear. También ha recibido especial atención la dosimetría de la paciente durante el embarazo. Con respecto a la radioterapia, los trabajos se centraron en las simulaciones por Monte Carlo y la contaminación neutrónica en los haces de fotones. Otros temas con múltiples contribuciones fueron la dosimetría *in vivo*, y la protección en la aplicación de técnicas de braquiterapia o de radiocirugía. Por último, se abordó la problemática de las personas que prestan cuidados y compañía a los pacientes, teniendo en cuenta que en las nuevas recomendaciones de la ICRP les puede resultar aplicable el límite de 20 mSv, y con especial atención a las mujeres embarazadas.

Parte de las conclusiones fueron:

- La formación en Protección Radiológica para las exposiciones médicas es aún un reto y necesita ser potenciada. Dicha formación debería integrarse en la práctica clínica, debiendo investigar y diseñar métodos y medios para conseguir implicar a la clase médica en dichas actividades de formación.
- La industria debería incluir la formación en Protección Radiológica como parte del entrenamiento básico para la utilización de nuevos equipos.
- Ha de evitarse el cribado de colectivos mediante tomografía computarizada o la auto-prescripción. Tales procedimientos han de justificarse debidamente y el público debería ser informado acerca de los riesgos que comportan.
- Se precisa investigar sobre la optimización de dosis y la calidad de imagen en la práctica clínica, sobre todo en el campo de la tomografía computarizada y otras técnicas digitales, para lo que pueden ser de gran ayuda el empleo de maniqués apropiados.
- En el uso práctico de niveles diagnósticos de referencia se debería llegar a tener en cuenta el tamaño del paciente y la complejidad de los procedimientos.
- Las auditorías sobre la dosimetría de los pacientes, los tiempos de fluoroscopia y el número de imágenes ayudarían a optimizar los procedimientos complejos. Debe prestarse especial atención a la irradiación pediátrica.
- Se hace necesaria la actividad coordinada entre las acciones nacionales e internacionales para la Protección Radiológica del paciente, especialmente con el Plan Internacional del OIEA sobre el tema.
- En el campo de la radiología intervencionista se están investigando activamente métodos para estimar la dosis al paciente y la distribución de la dosis en la piel.

### **Protección Radiológica de los trabajadores**

Las nuevas tecnologías y aplicaciones de las sustancias radiactivas, sobre todo en el campo médico, en donde surgen nuevas técnicas y se emplean mayores actividades, plantean la necesidad de optimizar la protección en más de un caso. Son ejemplos de ello los campos mixtos de radiación existentes en torno a los ciclotrones empleados para producción de isótopos para PET (*positron emission tomography*), no siempre bien caracterizados, o la detección de exposiciones ocupacionales muy elevadas en la piel del médico que aplica tratamientos para enfermedades inflamatorias de las articulaciones con emisores beta. Por ello parece imprescindible que los expertos en Protección Radiológica participen desde la fase de concepción de los equipos y de la planificación de los trabajos. Igualmente resulta necesario y altamente positivo el intercambio de experiencias operativas y, dados los nive-

les de riesgo que se podrían alcanzar con los equipos actuales, resulta imprescindible la inclusión de la Protección Radiológica en los currícula de las facultades de medicina, tanto a nivel teórico como práctico, constatándose que aún falta mucho para lograr el grado de armonización deseable.

También mereció atención la exposición de las tripulaciones aéreas, que está bien caracterizada y es perfectamente predecible bajo condiciones solares estables, pero que en caso de tormenta solar puede experimentar un incremento significativo de la exposición para los individuos afectados, debiendo calcularse las dosis retrospectivamente.

En todas estas cuestiones, la creación de redes de intercambio de experiencia contribuye a mejorar la protección y a encontrar soluciones armonizadas entre los distintos países. La movilidad de los trabajadores en los tiempos actuales y los cambios en sus condiciones de trabajo son un factor que debe tenerse muy en cuenta.



### ***Protección Radiológica del público***

Se presentaron más de 200 trabajos, en los que se abordaron temas como el radón, la exposición natural, la vigilancia medioambiental, el modelado de la transferencia de actividad por el medio ambiente terrestre y su impacto sobre los seres humanos, la estimación de dosis, la restauración de emplazamientos contaminados, el impacto de las descargas líquidas y gaseosas, la gestión de residuos radiactivos, el desmantelamiento de instalaciones y el impacto remanente de las prácticas del pasado, entre ellas, las áreas contaminadas a consecuencia de conflictos armados, como las Guerras del Golfo y de los Balcanes, o las zonas de ensayos atómicos. Como objetivo común de muchos trabajos apareció la necesidad de demostrar el cumplimiento de los límites establecidos reglamentariamente, así como la evaluación de los riesgos potenciales para las personas y la biota. Pero también se constataron los problemas que en general se plantean, como la falta de realismo, las incertidumbres, la variabilidad en las predicciones, las discrepancias entre medidas

y modelos, la existencia de una amplia variedad de criterios y terminologías, la controversia social de determinadas actividades, etc. Las soluciones ofrecidas para esos problemas apuntan generalmente en dos direcciones principales: la construcción de redes y la búsqueda de coherencia y armonización internacional. Así, entre los retos que se plantean en diversos programas internacionales cabe citar la definición de grupos de referencia, de niveles de detección y de decisión, de metodologías y procedimientos estándar y de estrategias para el desmantelamiento y criterios de rehabilitación.

### ***Incidentes y accidentes***

La prevención de incidentes y accidentes y la revisión de la experiencia y conclusiones derivadas de los acaecidos en el pasado es un tema de especial interés, máxime cuando se constatan los terribles efectos sanitarios y sociales que pueden provocarse. Sobre estas cuestiones se presentaron del orden de 90 trabajos, un tercio de los cuales centrados en la planificación de emergencias, y el resto repartidos entre la gestión de la post-emergencia, las consecuencias de accidentes e incidentes del pasado, el tratamiento clínico para personas sobreexpuestas, pero también algunos, ciertamente importantes sobre las lecciones aprendidas y la prevención de nuevos sucesos, en especial los que potencialmente pueden causar las muchas fuentes "huérfanas" existentes por todo el mundo o la utilización de fuentes radiactivas con fines terroristas.

Al tratamiento clínico de pacientes que hayan sufrido un accidente radiológico se dedicó uno de los cursos de refresco, además de varios pósteres. Tal vez la principal conclusión sea constatar la importancia de mantener las capacidades en este sentido, incluyendo la cooperación internacional entre grupos y equipos especializados, ya que esta es una de las claves del éxito en los planes de emergencia frente a todo tipo de sucesos donde se puedan producir víctimas por irradiación.

Entre los accidentes que se revisaron se incluyeron algunos en instalaciones de radioterapia, exponiendo claramente la gravedad de los daños que se pueden producir. Todos los implicados en el diseño, fabricación, mantenimiento y operación de los equipos deben tener conciencia clara para dar prioridad absoluta a la seguridad.

Uno de los grupos de presentaciones más numeroso fue el dedicado a las emergencias nucleares, habiéndose impartido un curso de refresco sobre los sistemas de ayuda a la decisión y la gestión de emergencias y post-emergencias, tanto desde el punto de vista técnico como de la implicación de los diferentes agentes sociales.

Sobre las lecciones a aprender de los incidentes y accidentes con fuentes radiactivas se presentó una de las ponencias invitadas, donde quedó patente el grave problema que suponen los miles de fuentes "huérfanas" existentes, en especial en países del antiguo bloque soviético.

Como quedó patente tras varias presentaciones, estas fuentes son origen de numerosos incidentes de contaminación en la industria del metal, al mezclarse inadvertidamente entre las chatarras. La mejor prevención en ese campo resulta de la combinación de esfuerzos entre las autoridades industriales o comerciales, los organismos reguladores de la Protección Radiológica, y las industrias implicadas, sin olvidar los responsables de gestionar los residuos generados. El caso español fue presentado como ejemplo en ese sentido.

### ***Protección frente a las radiaciones no ionizantes***

En el campo de las radiaciones no ionizantes se impartió un curso de refresco sobre seguridad en el empleo del láser y hubo una interesante presentación sobre los efectos y la protección frente a la radiación ultravioleta solar: mientras que la radiación solar presenta innegables beneficios y resulta esencial para la salud, su exceso puede causar daños graves como eritema y quemaduras, cáncer de piel, daños en los ojos, inmunosupresión, etc. Parece demostrado no obstante que exposiciones limitadas protegen la piel y elevan el umbral de aparición de los daños.

Con respecto a los campos electromagnéticos y el cáncer, se celebró una mesa redonda plenaria, en la que se revisaron los estudios científicos en curso. Salvo una débil conexión observada en estudios epidemiológicos, entre los campos electromagnéticos (por encima de 0,4  $\mu$ T) causados por líneas de alta tensión y la aparición de leucemia infantil, no se ha llegado a conclusiones claras en ningún caso.

Con respecto al tema candente en la actualidad, sobre la relación entre telefonía móvil y salud, las conclusiones fueron que existe una gran actividad investigadora y se han publicado recientemente muchos informes de grupos de expertos nacionales e internacionales, sin que la evidencia científica hasta el momento indique la existencia de riesgos para la salud si se hace un uso normal de los teléfonos móviles. Existe aún la cuestión abierta de la posible mayor sensibilidad infantil, lo que está siendo estudiado por la OMS como parte de su proyecto Internacional sobre campos electromagnéticos. Los huecos existentes en el conocimiento se han de ir cerrando mediante

las investigaciones en curso; destaca el proyecto INTERPHONE, sobre el uso de los teléfonos móviles y el cáncer cerebral y de garganta, coordinado por la Agencia Internacional de Investigación sobre el Cáncer (IARC) en el cual participan 13 centros de investigación.

### ***Aspectos sociales e implicación del público en la Protección Radiológica***

Como conclusiones alcanzadas, en primer lugar habría que destacar la constatación de que la sociedad actual requiere la participación activa en cuestiones que afecten a la salud pública, proceso en el que la protección radiológica es sólo una voz más. Para que las decisiones sean aceptadas en último término, el proceso de toma de decisiones ha de ser inclusivo, abierto y clarificador para el espectro de grupos interesados, respetando además las posibles sensibilidades culturales locales.

La formación de los nuevos profesionales de la Protección Radiológica debería incluir la ética y la percepción del riesgo, además de potenciar las capacidades de comunicación y razonamiento, de forma que alcancen a comprender y a transmitir plenamente las implicaciones de sus acciones. Las asociaciones profesionales deberían mantenerse siempre abiertas para participar en los debates y dar respuesta a cuantas inquietudes y preguntas puedan surgir del público. Ello redundará en una mayor credibilidad. Igualmente, los desarrollos de recomendaciones y normas ganarían una mayor aceptación y amplio soporte si se someten a procesos de comentarios y discusión.

En conclusión, cabe decir que la clave principal de las cuestiones sociales y la implicación del público es la CONFIANZA en los expertos y en las propuestas de acciones, normas, etc. En caso contrario, la sociedad y la opinión pública podrían ejercer acciones contrarias, como es el caso de la energía nuclear o el almacenamiento de los residuos radiactivos.

**Leopoldo Arranz\*, Eduardo Gallego\*\***

\* Hospital Ramón y Cajal \*\* ETS Ingenieros Industriales Madrid

# Agenda

## Próximas convocatorias

### **IX Congreso de la Sociedad Española de Radiocirugía.**

Alicante, 18-20 noviembre 2004.

Información: [pgoytre@grupoimo.com](mailto:pgoytre@grupoimo.com)

### **Medical Imaging, SPIE International Symposium.**

San Diego, 12-17 febrero 2005.

Información: [www.spie.org/events/mi](http://www.spie.org/events/mi)

### **Radiotherapy Treatment Planning: Principles and Practice.**

Dublín (Irlanda). 6-10 marzo 2005.

Información: [www.estro.be](http://www.estro.be)

### **Short Course on Monte Carlo Treatment Planning.**

Philadelphia (PA, USA). 7-9 abril 2005

Información: [www.fccc.edu/clinical/radiation\\_oncology/monte\\_carlo\\_course.html](http://www.fccc.edu/clinical/radiation_oncology/monte_carlo_course.html)

### **5th International Conference on Isotopes.**

Bruselas (Bélgica), 25-29 abril 2005.

Información: [www.jrc.nl/5ici](http://www.jrc.nl/5ici)

### **ESTRO Annual Brachytherapy Meeting.**

Budapest (Hungría), 5-7 mayo 2005.

Información: [www.estro.be](http://www.estro.be)

### **X Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica.**

Huelva, 21-23 septiembre 2005.

Información: [www.sepr10.com](http://www.sepr10.com)

### **8th ESTRO Biennial Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy.**

Lisboa (Portugal), 24-29 septiembre 2005.

Información: [www.estro.be](http://www.estro.be)

## Cursos de formación continuada. SEFM - 2005

Acreditados por la Comisión de Docencia de la SEFM

### **Garantía de Calidad TC**

Código: C01-SEFM/05

Dirección: Prof. D. Alfonso Calzado Cantera  
Prof. D. Miguel López Tortosa

Lugar de celebración: Tarragona

### **Simulación MonteCarlo en Física Medica**

Código: C02-SEFM/05

Dirección: Prof. D. Alberto Sánchez-Reyes  
Fernández

Lugar de celebración: Barcelona

### **Control de Calidad de Sistemas de Planificación de Radioterapia.**

Código: C03-SEFM/05

Dirección: Profa. Dña. Esther Millán Cebrián

Lugar de celebración: Zaragoza

Las fechas de celebración, así como los programas detallados de los cursos, se anunciarán oportunamente a través de la página web de la SEFM: [www.sefm.es](http://www.sefm.es).

Los cursos van dirigidos a profesionales licenciados o ingenieros, pertenecientes al ámbito de la Física Médica.

La SEFM ha puesto en marcha recientemente cursos de formación específicos para los físicos en formación, residentes de la especialidad de RFH. Así pues, los cursos de FCP recuperan su espíritu inicial de "Formación Continuada de los PROFESIONALES" de modo que la inscripción de físicos residentes quedara restringida solamente a los de último año.

Para todos los cursos se solicitará la acreditación como actividad de formación continuada por la Comisión de Formación Continuada de las profesiones sanitarias del Sistema Nacional de Salud.

## 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 - nueva dirección*

Además de impresa en papel, el artículo debe enviarse en soporte informático a la dirección [revistafisicamedica@sefm.es](mailto:revistafisicamedica@sefm.es). 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.

The logo for the Sociedad Española de Física Médica (SEFM) features the lowercase letters "sefm" in a sans-serif font. To the right of the text is a stylized graphic consisting of a white line that forms a jagged, mountain-like shape, with a black radiation symbol (a circle with three curved lines) integrated into its central peak.

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA  
miembro de la EFOMP y de la IOMP

## XV Congreso Nacional de Física Médica

**PAMPLONA 2005**  
**28 junio / 1 julio**





**Sede del Congreso:** Palacio de Congresos y Auditorio de Navarra (BALUARTE)

Plaza del Baluarte s/n. 31002 PAMPLONA



**Información y secretaría TÉCNICA:** Congresos Navarra S.L.

C/ Larrabide, 15 bajo - 31005 PAMPLONA. Tfños: 948 274050 / 948 274011. Fax: 948 248227

E-mail: [congresos@congresosnavarra.com](mailto:congresos@congresosnavarra.com)

**PROGRAMA PRELIMINAR:**

	28. Martes			29. Miércoles		30. Jueves		1. Viernes	
				Sala 1	Sala 2	Sala 1	Sala 2	Sala 1	Sala 2
9.00-9.30				Acto Inaugural		Conferencia Invitada		Conferencia Invitada	
9.30-10.00				Conferencia Inaugural		Sesiones Póster	Sesiones Póster	Comunicaciones Orales	Comunicaciones Orales
10.00-10.30				Inauguración Exposición técnica					
10.30-11.00				Café		Café. Exposición técnica		Café. Exposición técnica	
11.00-11.30				Comunicaciones Orales	Comunicaciones Orales	Comunicaciones Orales	Comunicaciones Orales	Conferencia Clausura	
11.30-12.00				Comunicaciones Orales	Mesa Redonda "Gupos de Trabajo"	Conferencia Invitada		Acto de Clausura	
12.00-12.30				Salida en Autobus a Javier		Almuerzo de trabajo		Despedida. Aperitivo	
12.30-13.00				Comida en Javier		Mesa Redonda "F. Continuada/Docencia"			
13.00-13.30				Excursión Javier, Monasterio de Leyre ...		Asamblea SEFM			
13.30-14.00									
14.00-16.00									
16.00-16.30	Cursos de actualización								
16.30-20.00	Entrega de Documentación	Análisis y Control de Calidad de la de la Imagen Digital	Avances en la Tomografía por Emisión de Positrones	Aspectos Físicos de la Radioterapia con Intensidad Modulada					
21.00-...	Recepción Oficial					Cena Oficial			

**FECHAS PARA RECORDAR:**

**Fecha límite de recepción de resúmenes: 01-02-05**

**Fecha límite para inscripción en el congreso con tarifas reducidas: 28-03-05**

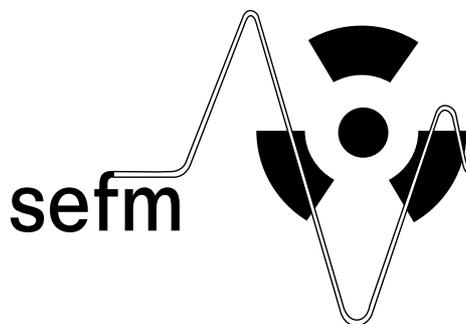
**PARA AMPLIAR INFORMACIÓN SOBRE:**

Programa • Normas para presentar los trabajos • Inscripciones y reservas de alojamiento • Comités • Exposición técnica • Empresas y entidades colaboradoras • Transporte • Información sobre Pamplona y Navarra

[www.congresosnavarra.com/XV.fisicamedica](http://www.congresosnavarra.com/XV.fisicamedica)

## **ENTIDADES ASOCIADAS**

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



**SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA**

miembro de la EFOMP y de la IOMP

## **JUNTA DIRECTIVA SEFM**

### **Presidente**

Pedro Galán Montenegro

### **Vicepresidente**

Cristina Núñez de Villavicencio de Soto

### **Secretario**

Francisco Cutanda Henríquez

### **Tesorera**

M.<sup>a</sup> Amparo Iborra Oquendo

### **Vocal**

Raquel Barquero Sanz

### **Vocal**

Miguel Pombar Cameán

### **Vocal**

Anastasio Rubio Arroniz

## **Comisión Deontología**

Presidente: Pilar López Franco

*plopez@hlpr.insalud.es*

Pedro Fernández Letón

Manuel Gómez Palacios

Gregorio Hernández Samaniego

Araceli Hernández Vitoria

Luis Núñez Martín

## **Comisión Docencia**

Presidente: Teresa Eudaldo Puell

*teudaldo@hsp.santpau.es*

Juan Carlos Mateos Pérez

Esther Millán Cebrián

Cristina Núñez de Villavicencio

M.<sup>a</sup> Cruz Paredes García

Miguel Pombar Cameán

## **Delegados de la SEFM en la EFOMP**

José Pérez Calatayud

*perez\_jos@gva.es*

Alfredo Serna Bernal

*alfredo.serna@carm.es*

## **Comisión Científica**

Presidente: Antonio Brosed Serreta

*antonio.brosed@ciemat.es*

Raquel Barquero Sanz

Alfonso Calzado Cantera

Carlos E. Granados González

Eduardo Guibelalde del Castillo

Juan Gultresa Colomer

José Pérez Calatayud

Rafael Puchal Añé

Bonifacio Tobarra González

Javier Vivanco Parellada

## **Comisión Relaciones con América Latina**

Presidente: Juan José Peña Bernal

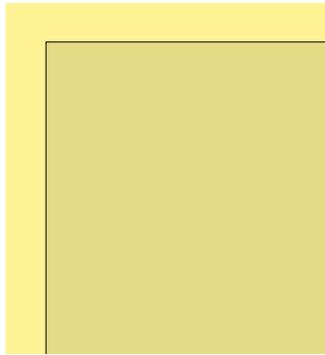
*juanjop@unex.es*

Leopoldo Arranz y Carrillo de Albornoz

José Hernández Armas

Miguel Herrador Córdoba

Esther Millán Cebrián



## 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

# NUEVA DIRECCIÓN CORREO ELECTRÓNICO DE LA REVISTA

[revistafisicamedica@sefm.es](mailto:revistafisicamedica@sefm.es)

**saned**  
SANIDAD EDICIONES

Sanidad y Ediciones (SANED, S.L.). Capitán Haya, 60. 28020 Madrid. Telf.: 91 749 95 06. [saned@medynet.com](mailto: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 anual: 30 €. Suscripción instituciones anual: 60 €.  
D. Legal: M-28926-2000. ISSN 1576-6632

Copyright de los textos originales 2004. 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.