

El tercer número de la revista de 2006 está aquí y esperamos que sea puntualmente. Para hacerlo posible hemos contado como siempre con el esfuerzo coordinado de bastantes personas. En reconocimiento de ese esfuerzo y como viene siendo preceptivo en el último número del año, se han incluido los nombres de todos los asesores científicos de la revista. Hay que decir también que a algunos de ellos les hemos pedido una dedicación complementaria para realizar revisiones en menor tiempo del previsto, por lo que les agradecemos ese esfuerzo extra y les pedimos disculpas por ello. En cualquier caso, no se nos escapa que la calidad de los contenidos de la revista pasa por un buen trabajo de los autores y de los revisores, así como por conseguir la adecuada comunicación entre ambos.

En lo que respecta a este número, los contenidos de los trabajos están relacionados respectivamente, con el control de calidad de imágenes multimodalidad, cuya utilidad va en aumento a pasos agigantados en diferentes campos de la medicina, con diferentes métodos dosimétricos de aplicación en braquiterapia y en radioterapia externa, y con la evaluación de la dosis fetal en un tratamiento de radioterapia externa mediante TLD.

En este número se han incluido además diversas informaciones relacionadas de modo más o menos directo con la SEFM: se presenta la declaración de Málaga sobre la formación de especialistas en *Medical Physics* (Radiofísica Hospitalaria en España); se presenta un resumen de la segunda conferencia sobre protección radiológica del paciente; se comenta la creación de un comité internacional de revistas de física médica dependiente de la IOMP, así como sus principales fines; también se informa sobre los delegados de la SEFM en la EFOMP.

De los objetivos que nos habíamos marcado al comienzo del año, algunos se han cumplido por completo (estabilización de los tres números anuales, ampliación de las normas de publicación, obtención de un espacio en el próximo congreso para la revista), otros, sólo en parte (mejora de las condiciones de presentación, evaluación y decisión final sobre los trabajos), y otros no se han con-

seguido (admisión en el *ISI Journal Citation Reports* para ser una revista indexada), aunque se espera conseguir este último más adelante, cuando la revista esté más consolidada. Para completar la realización de objetivos, el comité de redacción de la revista tiene dos tareas pendientes, la organización de la sesión prevista en el congreso de Granada para nuestra revista y la potenciación del trabajo de los editores asociados de cada manuscrito que llega para ser publicado. Para la primera, en breve nos dirigiremos a los autores y asesores para tratar de organizarla conjuntamente; para la segunda, vamos a comenzar a establecer formalmente la asignación de un editor asociado que se relacione directamente con los autores a partir del próximo año.

En el momento de recibir la revista estaremos de nuevo en plenas navidades o casi, por lo que quisiéramos transmitir a todos los socios de la SEFM y lectores de la revista nuestros mejores deseos para este periodo y el nuevo año que llega.

#### **Participación de la revista en el IOMP *Publications Committee***

Desde el pasado mes de octubre la Revista de Física Médica participa, a través de su director, en el Comité de Publicaciones de la *International Organization for Medical Physics* (IOMP). Este comité tiene como coordinador a William Hendee, sus miembros son los directores (*editors*) de las revistas más relevantes del campo de la física médica y entre otros objetivos se pretende establecer un foro de discusión sobre asuntos de interés común para las revistas y sobre temas conflictivos (plagios, doble publicación, etc.). Otro objetivo a cubrir es el intercambio de información sobre tecnologías emergentes y nuevas aplicaciones en la disciplina de física médica.

El Comité de Publicaciones trabajará además en colaboración con el consejo editorial de *Medical Physics World* para hacer que sus contenidos sean de mayor interés y utilidad para los miembros de la IOMP.

# Cálculo de valores "S" para $^{188}\text{Re}$ en una geometría *voxel*

N. Cornejo<sup>1</sup>, M. A. Coca<sup>2</sup>, L. A. Torres<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones. <sup>2</sup>Centro de Investigaciones Clínicas. La Habana. Cuba.

## Calculation of "S" Values for $^{188}\text{Re}$ in a Voxel Geometry

### Resumen

**Objetivos:** Calcular los coeficientes "S" en una geometría formada por la repetición tridimensional de elementos cúbicos (*voxels*) para la evaluación de dosis terapéuticas de  $^{188}\text{Re}$  en medios homogéneos. **Materiales y métodos:** Los valores "S" se han calculado mediante la integración volumétrica de las distribuciones de dosis de fuentes puntuales (*kernels* puntuales) publicadas para las radiaciones beta y gamma de  $^{188}\text{Re}$ . **Resultados:** El método ha sido verificado mediante la comparación de los resultados con otros publicados para algunos radionucleidos y *voxels*. También se ofrecen y se analizan distintas expresiones matemáticas y procedimientos de interpolación para la obtención rápida de los coeficientes "S" del  $^{188}\text{Re}$  para cualquier dimensión de *voxels*, desde 2,0 mm a 9,0 mm. **Conclusiones:** Ha sido posible obtener los coeficientes "S" para  $^{188}\text{Re}$  y distintas dimensiones de *voxel* con una incertidumbre aceptable y sin necesidad de utilizar métodos más complejos como la simulación directa por Monte Carlo. Las características de las curvas de dependencia de los valores "S" con las dimensiones de los *voxels* indican que el ajuste de las mismas con funciones analíticas y la interpolación logarítmica son opciones aceptables que pudieran extenderse a otros radionucleidos.

**Palabras claves:** Dosimetría interna. Monte Carlo. Radioinmunoterapia. *Kernels* de dosis.

### Abstract

**Objetives:** To calculate the S values at voxels level for the assessment of therapeutic doses of  $^{188}\text{Re}$  in homogeneous media. **Materials and Method:** Monte Carlo volume integration of dose point kernels published for beta and gamma radiations of  $^{188}\text{Re}$  was used. **Results:** The method was validated by comparing its results with other published for some radionuclides and voxels. Mathematical functions and interpolation procedures were presented and analyzed for the quick calculation of dose S values for any voxel dimension, ranging from 2.0 mm to 9.0 mm. **Conclusions:** The S values of  $^{188}\text{Re}$  were obtained without use another complex method as Monte Carlo direct method. The use of analytical functions for the dependence of S values vs. voxels sizes seems a good alternative to apply for other radionuclides.

**Key words:** Internal dosimetry. Monte Carlo. Radioimmunotherapy. Dose kernels.

### Introducción y Objetivos

Con el desarrollo alcanzado por las técnicas de adquisición de imágenes es posible conocer la distribución tridimensional de la actividad administrada a los pacientes. A partir de esta información es factible la es-

timación de magnitudes dosimétricas en tejidos de interés. Uno de los métodos más utilizados es el desarrollado a partir del procedimiento del comité MIRD (*Medical Internal Radiation Dose*), descrito por Howell y cols.<sup>1</sup>, que consiste en dividir el tejido en estudio en una red de celdas cúbicas (*voxels*) en cada una de las cuales sea posible conocer la distribución temporal de la actividad y por tanto las dosis absorbidas aplicando la conocida expresión:

$$D(\text{voxel}_k) = \sum_{h=0}^N A(\text{voxel}_h) \cdot S(\text{voxel}_k \leftarrow \text{voxel}_h) \quad (1)$$

Correspondencia: Marco Antonio Coca Pérez. Centro de Investigaciones Clínicas, Calle 34 #4501, Rpto. Kohly, Playa C.P. 11300 Ciudad La Habana, Cuba.

E-mail: mcoca@infomed.sld.cu

Fecha de recepción: 26-6-2006

Fecha de aceptación: 1-9-2006

donde:

$D(\text{voxel}_k)$  es la dosis absorbida en el *voxel* "k" producto de las radiaciones originadas en cada uno de los *voxels* "h" circundantes, incluyendo el propio *voxel* "k", cuya actividad acumulada es  $\bar{A}(\text{voxel}_h)$ ;

la matriz  $S(\text{voxel}_k \leftarrow \text{voxel}_h)$  son los valores de la dosis absorbida en el *voxel* "k" por unidad de actividad acumulada en el *voxel* "h";

$N+1$  es el número total de *voxels* considerado en la suma.

La suma indicada en la expresión anterior se extiende, en principio, a todos los *voxels* en que se ha dividido el tejido estudiado. La aplicación de la misma supone el conocimiento previo de los factores dosimétricos  $S(\text{voxel}_k \leftarrow \text{voxel}_h)$  que dependen del medio, del radionucleido y el tipo de radiación considerados, así como de las dimensiones de los *voxels* empleados en la determinación de la distribución de la actividad acumulada.

Aunque restringido a medios homogéneos, en cuanto a composición y densidad, este formalismo MIRD simplifica los procedimientos de cálculo y permite la reducción del tiempo de evaluación, lo cual resulta de suma importancia en los estudios dosimétricos paciente - específicos, y en especial en los destinados a la planificación de tratamientos.

Los factores "S" para geometría de *voxels* se obtienen fundamentalmente mediante los métodos indicados por Bolch y cols.<sup>2</sup>. Estos son:

1. La simulación directa del transporte de radiación en la geometría de *voxels* (simulación mediante el método de Monte Carlo);

2. La integración numérica de las distribuciones de dosis de fuentes puntuales (integración de *kernels* puntuales) para la geometría de *voxels*.

3. La convolución de *kernels* puntuales con el factor geométrico de la geometría de *voxels*. Estas distribuciones de dosis se obtienen previamente mediante simulaciones por Monte Carlo de fuentes puntuales en un medio acuoso infinito<sup>3</sup>.

Si se tiene en cuenta que estos métodos son equivalentes es posible concluir que la integración de *kernels* puntuales obtenidos previamente mediante simulación Monte Carlo resulta una opción más práctica para los departamentos de Medicina Nuclear que la realización de simulaciones directas por Monte Carlo para cada una de las dimensiones de *voxels*.

El <sup>188</sup>Re es uno de los radionucleidos que facilita la aplicación del formalismo MIRD, al tener una línea gamma de 155 keV con una probabilidad de emisión por desintegración de aproximadamente un 15%, por lo que es posible cuantificar su distribución de actividad una vez en el organismo. A esto se unen sus restantes propiedades adecuadas para la radioterapia, como son: su período de semidesintegración de unas 17,0 horas y su espectro beta con una ener-

gía máxima de 2,12 MeV y una energía media por desintegración de unos 770,0 keV. Por otra parte, la posibilidad de obtener el <sup>188</sup>Re a partir de generadores de <sup>188</sup>W lo convierten en un radionucleido de grandes posibilidades para la radioterapia en Medicina Nuclear.

En el presente trabajo se describe un método para el cálculo de los coeficientes "S" para el <sup>188</sup>Re a partir de la integración numérica de *kernels* puntuales. Se presentan los coeficientes "S" obtenidos para diferentes tamaños de *voxels* cúbicos, considerando las contribuciones de las radiaciones beta y gamma. Se han ajustado las curvas de dependencia de los valores "S" con las dimensiones de los *voxels* mediante expresiones matemáticas y se ha analizado la posibilidad de interpolación para facilitar la obtención rápida de los coeficientes "S" que se requieran para otros tamaños de *voxels*.

## Métodos

Con el fin de obtener los coeficientes "S" del <sup>188</sup>Re en un medio homogéneo infinito, equivalente al tejido blando, se han integrado numéricamente los *kernels* puntuales publicados para este radionucleido. Fueron utilizados los *kernels* en agua publicados en forma de tablas por Cross y cols.<sup>3</sup> para la radiación beta, así como los publicados por Furhang y cols.<sup>4</sup> en forma de funciones analíticas para la radiación gamma. Con objeto de aplicar un procedimiento de integración único, se han ajustado los *kernels* publicados por Cross y cols.<sup>3</sup> mediante la función analítica empírica:

$$r^2 \cdot J(r) = a + b \cdot \sqrt{r} + c \cdot r + d \cdot r^{\frac{1}{4}} + e \cdot r^{\frac{3}{2}} \quad (2)$$

donde  $J(r)$  es la tasa de dosis absorbida en agua, en  $\text{nGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{Bq}^{-1}$ , producida por la radiación beta de la fuente puntual de <sup>188</sup>Re a la distancia  $r$  expresada en cm;

La tabla 1 recoge los valores de las constantes a, b, c, d, e del ajuste, cuyo error máximo absoluto es del 1,0%. La gráfica de la función ajustada se recoge en la fig. 1.

**Tabla 1. Parámetros de la función de ajuste, dada por la ecuación (2), para las tasas de dosis beta de fuentes puntuales de <sup>188</sup>Re en medio acuoso infinito**

Parámetro	Intervalos de distancias (cm)		
	0,00 ≤ r < 0,27	0,27 ≤ r < 0,60	0,60 ≤ r ≤ 0,84
a	132,41	-1721,40	1509,91
b	381,58	-6706,90	-1582,90
c	-449,21	1813,07	2662,96
d	-201,12	6632,70	-1611,00
e	0,00	0,00	-978,68

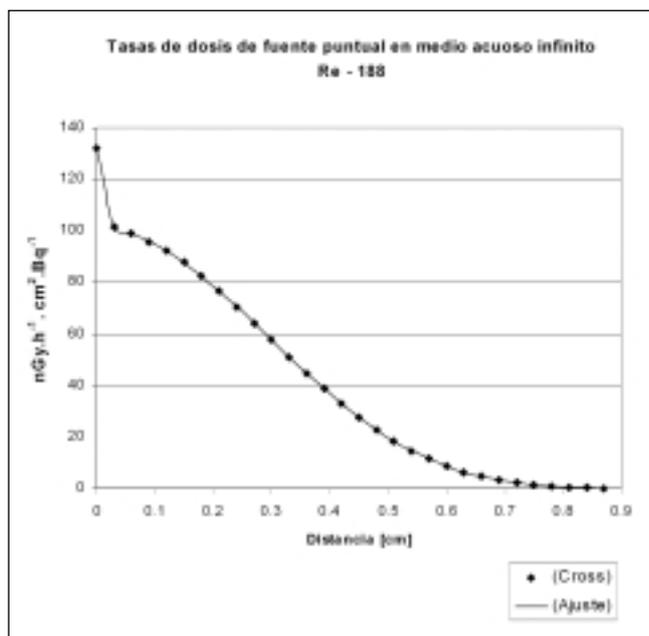


Fig. 1. Dependencia de la tasa de dosis absorbida debida a radiación beta con la distancia a una fuente puntual de  $^{188}\text{Re}$  en un medio acuoso infinito. Datos de la referencia<sup>3</sup> y ajuste numérico.

En el caso de la radiación gamma del  $^{188}\text{Re}$ , se ha utilizado la función analítica recogida en<sup>4</sup> para la tasa de dosis absorbida a la distancia  $r$  de una fuente puntual:

$$J(r) = \left( \frac{2,162 \cdot 10^{-12}}{r^2} + \frac{3,485 \cdot 10^{-15}}{r} + 1,288 \cdot 10^{-14} \right) \exp(-0,10719 \cdot r) + \frac{1,444 \cdot 10^{-22}}{r^2} \exp(-5,1969 \cdot r) \quad (3)$$

donde  $J(r)$  está expresada en  $\text{cGy} \cdot (\text{Bq} \cdot \text{s})^{-1}$  y  $r$  está dada en cm.

Los factores para la geometría de *voxels* se calculan para cada par de *voxels* (fuente - blanco) a partir de la integración de los *kernels*  $J(r)$ , según la siguiente expresión:

$$S(\text{voxel}_k \leftarrow \text{voxel}_h) = \frac{\int_{V_k} \int_{V_h} J \left( \left| \vec{X}_k - \vec{X}_h \right| \right) \cdot dV_h \cdot dV_k}{V_k \cdot V_h} \quad (4)$$

donde:

$J(r)$  es la tasa de dosis absorbida, a la distancia  $r$ , por unidad de actividad de la fuente puntual;

$V_k$  y  $V_h$  son los volúmenes de integración correspondientes a los *voxels* "k" y "h" respectivamente;

$\vec{X}_k$ ,  $\vec{X}_h$  son los vectores de posición de los volúmenes elementales  $dV_k$  y  $dV_h$  respectivamente.

La integral planteada en la ecuación anterior representa la dosis media en el *voxel* "k" por unidad de actividad en el *voxel* "h" y fue resuelta para cada pareja de *voxels*, tanto para la radiación beta como para la radiación gamma emitidas por el  $^{188}\text{Re}$ , así como para diferentes dimensiones de los *voxels*, desde 2,0 mm hasta 9,0 mm. La

integral (4) se ha calculado numéricamente utilizando el método de Monte Carlo, considerando que esta ecuación representa el valor medio de la función  $J(r)$  en el espacio de integración dado por los volúmenes  $V_h$  y  $V_k$ , de los *voxels* "h" y "k" (fuente y blanco) respectivamente. Para cada par de *voxels* (fuente - blanco), se ha muestreado de forma aleatoria un número determinado de distancias (del orden de  $10^6$ ) entre puntos dentro del *voxel* fuente y el *voxel* blanco. Para cada valor  $r$  de distancia se ha calculado la dosis absorbida evaluando la función  $J(r)$ . El coeficiente "S" para el par de *voxels* en cuestión se obtiene entonces como el valor medio de todas las dosis calculadas.

El número de puntos aleatorios generados depende de las dimensiones de los *voxels* y las distancias fuente-blanco. Las desviaciones estándar relativas de las integrales numéricas (4) correspondientes a los coeficientes "S" para la radiación beta se mantuvieron por debajo del 1% en aquellos *voxels* cuyos coeficientes "S" resultaron iguales o superiores al 0,01% del mayor de los coeficientes "S" (coeficiente "S" cuando  $h = k$ ) para la dimensión de *voxels* correspondiente. Las desviaciones estándar relativas de las integrales numéricas para la radiación gamma fueron inferiores al 1% en todos los *voxels* evaluados.

Con el objetivo de verificar el procedimiento de integración se calcularon los coeficientes "S" para la radiación beta del  $^{32}\text{P}$ , el  $^{90}\text{Y}$  y el  $^{188}\text{Re}$  para ser comparados con los valores reportados por otros autores.

## Resultados y discusión

En la tabla 2 se comparan los resultados obtenidos con los coeficientes "S" publicados por Bolch y cols.<sup>2</sup> y por Franquiz y cols.<sup>5</sup> para *voxels* de 0,6 cm de lado, para la radiación beta del  $^{32}\text{P}$ , el  $^{90}\text{Y}$  y el  $^{188}\text{Re}$ . Las variables

Tabla 2. Coeficientes "S" [ $\text{mGy} \cdot \text{MBq}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ ] para *voxels* de 6 mm de lado, calculados mediante integración de *kernels* puntuales (presente trabajo y la referencia<sup>5</sup>) y mediante la simulación directa por Monte Carlo el transporte de radiación utilizando el código EGS4<sup>2</sup>

Radionucleido	x	y	z	Integración Monte Carlo (presente trabajo)	Integración Monte Carlo <sup>5</sup>	Simulación Monte Carlo del transporte <sup>2</sup>
P-32	0	0	0	0,320	0,319	0,319
	0	0	1	0,0254	0,0251	0,0253
	0	1	1	0,0029	0,0029	0,0031
	1	1	1	0,0004	0,0004	0,0005
Y-90	0	0	0	0,347	0,350	0,346
	0	0	1	0,0391	0,0393	0,0395
	0	1	1	0,0072	0,0072	0,0076
	1	1	1	0,0015	0,0015	0,0017
Re-188	0	0	0	0,324	0,326	–
	0	0	1	0,0299	0,0297	–
	0	1	1	0,0044	0,0044	–
	1	1	1	0,0008	0,0008	–

**Tabla 3. Valores "S" totales a nivel de voxels para el  $^{188}\text{Re}$  [ $\text{mGy.MBq}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ ]**

Dimensiones [mm]	x y z									
	0 0 0	0 0 1	0 1 1	1 1 1	0 0 2	0 1 2	1 1 2	0 2 2	1 2 2	2 2 2
2,0	3,80E+00	6,91E-01	2,61E-01	1,34E-01	7,48E-02	4,69E-02	3,05E-02	1,36E-02	9,19E-03	2,97E-03
2,5	2,37E+00	4,04E-01	1,40E-01	6,10E-02	2,98E-02	1,64E-02	9,34E-03	3,00E-03	1,70E-03	3,12E-04
3,0	1,61E+00	2,48E-01	7,60E-02	2,95E-02	1,18E-02	5,65E-03	2,70E-03	5,85E-04	2,84E-04	3,99E-05
3,5	1,15E+00	1,63E-01	4,36E-02	1,47E-02	4,68E-03	1,89E-03	7,70E-04	1,16E-04	5,30E-05	1,66E-05
4,0	8,54E-01	1,11E-01	2,61E-02	7,69E-03	1,86E-03	6,29E-04	2,13E-04	3,13E-05	1,96E-05	1,21E-05
4,5	6,51E-01	7,69E-02	1,59E-02	4,12E-03	7,09E-04	2,12E-04	7,10E-05	1,60E-05	1,31E-05	9,62E-06
5,0	5,05E-01	5,51E-02	1,02E-02	2,29E-03	2,69E-04	7,66E-05	2,87E-05	1,18E-05	1,05E-05	7,84E-06
5,5	4,06E-01	4,09E-02	6,66E-03	1,25E-03	1,05E-04	3,23E-05	1,60E-05	9,77E-06	8,68E-06	6,56E-06
6,0	3,24E-01	3,00E-02	4,44E-03	7,69E-04	4,41E-05	1,77E-05	1,17E-05	8,25E-06	7,32E-06	5,49E-06
6,5	2,72E-01	2,32E-02	3,11E-03	4,97E-04	2,17E-05	1,23E-05	9,52E-06	7,03E-06	6,27E-06	4,73E-06
7,0	2,23E-01	1,76E-02	2,20E-03	3,38E-04	1,40E-05	9,98E-06	8,17E-06	6,09E-06	5,44E-06	4,11E-06
7,5	1,88E-01	1,40E-02	1,55E-03	2,23E-04	1,09E-05	8,55E-06	7,11E-06	5,35E-06	4,74E-06	3,56E-06
8,0	1,57E-01	1,11E-02	1,15E-03	1,50E-04	9,40E-06	7,51E-06	6,29E-06	4,70E-06	4,18E-06	3,14E-06
8,5	1,33E-01	8,96E-03	8,56E-04	1,03E-04	8,34E-06	6,69E-06	5,59E-06	4,19E-06	3,74E-06	2,80E-06
9,0	1,16E-01	7,27E-03	6,86E-04	7,75E-05	7,44E-06	5,99E-06	4,99E-06	3,75E-06	3,34E-06	2,50E-06

x,y,z representan las coordenadas del punto central de los voxels blanco, normalizadas con las dimensiones de los voxels, por ejemplo: para voxels de 0,6 cm de lado, el voxel representado como (0,0,1) es el que tiene su punto central en las coordenadas (0,0,0,6 cm). Por convención, el punto central del voxel fuente está en las coordenadas (0,0,0). Debido a la simetría espacial de las funciones de kernel puntuales, sólo se requiere el cálculo de los coeficientes "S" en el octante positivo del sistema cartesiano de coordenadas.

Los valores obtenidos en el presente trabajo (tabla 2) coinciden con los publicados por Franquiz y cols.<sup>5</sup> en el marco de las desviaciones estándar correspondientes. En ambos trabajos se ha utilizado el método de integración de kernels puntuales a partir de los valores publicados por Cross y cols.<sup>3</sup>. En la medida en que aumenta la distancia entre el voxel fuente y el voxel blanco aumentan las diferencias porcentuales de los resultados con los publicados por Bolch y cols.<sup>2</sup>, donde se utilizó la simulación Monte Carlo directa con el sistema EGS4. Las razones de estas diferencias, que pueden considerarse insignificantes en la práctica, fueron analizadas en detalle por Franquiz y cols.<sup>5</sup>.

La tabla 3 recoge los valores "S" obtenidos para el  $^{188}\text{Re}$  en geometría de voxels cúbicos. Los mismos incluyen las contribuciones de las radiaciones beta y gamma. Los cálculos se realizaron para el grupo de voxels desde el (0,0,0) hasta el (2,2,2) y para dimensiones en el intervalo de 2,0 mm a 9,0 mm, con un paso de 0,5 mm. La tabla 3 muestra los coeficientes "S" significativos para los cálculos de las dosis terapéuticas, considerando que son despreciables las contribuciones de los voxels con valores "S" inferiores al 0,01% del valor "S" en el voxel (0,0,0).

Combinando las desviaciones estándar de los resultados de las integrales numéricas (4), las incertidumbres proporcionadas en las referencias<sup>3,4</sup> para los kernels puntuales, así como el error máximo absoluto del ajuste realizado en el presente trabajo para los kernels puntuales de la radiación beta, se estima una desviación estándar inferior al 3% en los valores "S" obtenidos para aquellos voxels cuya contribución es igual o superior al 0,01% del coeficiente "S" en el voxel (0,0,0) correspondiente.

La tabla 4 desglosa las contribuciones de las radiaciones beta y gamma para dos de las dimensiones de los vo-

**Tabla 4. Contribución de la radiación beta ( $\beta$ ) y gamma ( $\gamma$ ) a los coeficientes "S" del  $^{188}\text{Re}$  [ $\text{mGy.MBq}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ ] para voxels de 3 mm y 6 mm de lado**

x y z	3,0 mm				6,0 mm			
	$\beta$	$\gamma$	T= $\beta+\gamma$	( $\gamma/(\beta+\gamma)100$ )	$\beta$	$\gamma$	T= $\beta+\gamma$	( $\gamma/(\beta+\gamma)100$ )
0 0 0	1,609E+00	1,922E-03	1,611E+00	1,193E-01	3,236E-01	4,445E-04	3,240E-01	1,372E-01
0 0 1	2,479E-01	3,529E-04	2,483E-01	1,422E-01	2,995E-02	8,133E-05	3,003E-02	2,708E-01
0 1 1	7,580E-02	1,526E-04	7,595E-02	2,009E-01	4,406E-03	3,644E-05	4,442E-03	8,203E-01
1 1 1	2,945E-02	9,358E-05	2,954E-02	3,168E-01	7,462E-04	2,307E-05	7,693E-04	2,999E+00
0 0 2	1,173E-02	6,700E-05	1,180E-02	5,679E-01	2,765E-05	1,649E-05	4,414E-05	3,736E+01
0 1 2	5,596E-03	5,279E-05	5,649E-03	9,345E-01	4,521E-06	1,319E-05	1,771E-05	7,447E+01
1 1 2	2,652E-03	4,347E-05	2,695E-03	1,613E+00	6,483E-07	1,101E-05	1,166E-05	9,444E+01
0 2 2	5,527E-04	3,224E-05	5,849E-04	5,512E+00	0,000E+00	8,252E-06	8,252E-06	1,000E+02
1 2 2	2,551E-04	2,863E-05	2,837E-04	1,009E+01	0,000E+00	7,315E-06	7,315E-06	1,000E+02
2 2 2	1,848E-05	2,138E-05	3,986E-05	5,364E+01	0,000E+00	5,491E-06	5,491E-06	1,000E+02

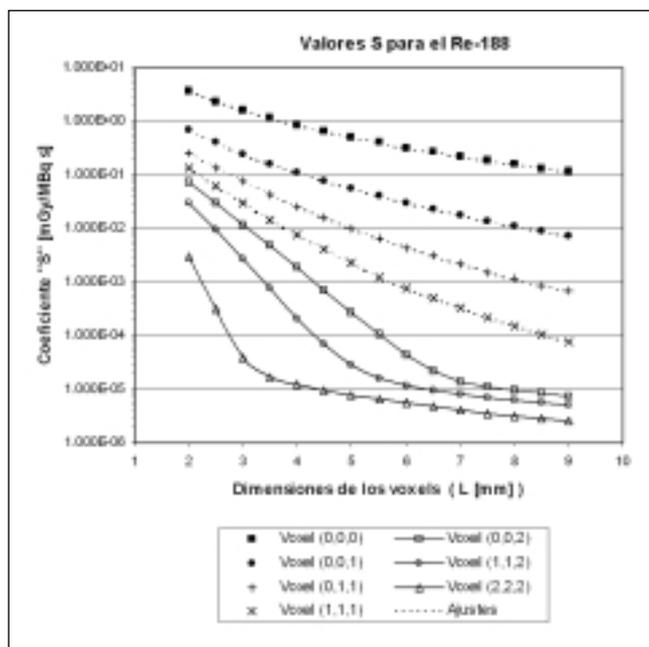


Fig. 2. Dependencia de los valores "S" con la dimensión de los voxels. Los puntos indicados con símbolos representan los resultados de la integración de *kernels* puntuales para diferentes tamaños de voxels. Las líneas discontinuas corresponden a los ajustes numéricos de los valores "S", mientras que las líneas ininterrumpidas son líneas suavizadas entre los puntos.

*xels*. Puede apreciarse que la contribución de la radiación gamma es del orden de las fracciones de % en los voxels más cercanos al voxel (0,0,0) y del orden de las unidades de % o más a partir de aquellos voxels cuyos coeficientes "S" totales son del orden de 0,1% del valor "S" en el voxel (0,0,0) correspondiente.

La fig. 2 muestra a modo de ejemplo las dependencias de algunos de los coeficientes "S" del  $^{188}\text{Re}$  con las dimensiones de los voxels cúbicos (columnas de la tabla 3). Como puede apreciarse, se trata de funciones monótonas decrecientes sin puntos de inflexión, que permiten el ajuste numérico y la interpolación con errores aceptables, simplificando así el cálculo de los coeficientes "S" para cualquier dimensión de los voxels. De acuerdo con esto, se han ajustado las dependencias de los coeficientes "S" con las dimensiones de los voxels

mediante funciones analíticas empíricas de la forma dada en la ecuación (5), con un error máximo absoluto inferior al 1% para los voxels (0,0,0); (0,0,1); (0,1,1) y (1,1,1):

$$S = aL^b + c \cdot e^{d \cdot L} + e + \frac{f}{L} + \frac{g}{\ln(L)} \quad (5)$$

donde: S es el valor del coeficiente "S" dado en  $\text{mGy} \cdot \text{MBq}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ ; L representa el tamaño (dimensión) de los voxels y las letras a, b, c, d, e, f, g son los parámetros del ajuste, cuyos valores se recogen en la tabla 5 para diferentes tipos de voxels e intervalos de dimensiones.

En la fig. 2 es posible apreciar el cambio de pendiente en las curvas de los voxels (0,0,2) al (2,2,2). Por ejemplo, en el voxel (2,2,2) resulta notable la variación de la pendiente en el intervalo de dimensiones entre 3,0 mm y 3,5 mm. Este cambio de pendiente en los voxels más alejados está dado por la creciente contribución relativa de la radiación gamma. Es factible la interpolación logarítmica para los voxels del (0,0,2) al (2,2,2), en los intervalos de L en los que no cambia la pendiente, con errores máximos absolutos evaluados del orden del 2%. El error máximo absoluto de la interpolación logarítmica en los intervalos con cambios de pendiente ha sido estimado en un 20%. Nótese que este error es despreciable pues en el intervalo donde cambia la pendiente el coeficiente "S" del voxel que se evalúa es inferior al 0,01% del coeficiente "S" para el voxel (0,0,0) correspondiente.

## Conclusiones

En el presente trabajo se han calculado los coeficientes "S" necesarios para la evaluación de la dosis debida a  $^{188}\text{Re}$  en medios homogéneos. Estos coeficientes incluyen la contribución de radiación beta y gamma, aunque el peso relativo de estas últimas en la dosis absorbida en los voxels más relevantes para el cálculo de dosis terapéuticas no es significativo.

En el trabajo se presentan funciones analíticas para la obtención de los coeficientes "S" del  $^{188}\text{Re}$  en los

Tabla 5. Parámetros de ajuste para la obtención de los coeficientes "S" en función de la dimensión de los voxels

Voxels	Intervalos de dimensiones (x)	Parámetros						
		a	b	c	d	e	f	g
0 0 0	2 mm ≤ l < 6 mm	15,72086	-2,30598	1,80742	-0,53692	0	0	0
	6 mm ≤ l < 9 mm	123,27533	-0,48488	-27,11484	-0,09183	19,98335	-94,63542	0
0 0 1	2 mm ≤ l < 5,5 mm	1,89890	-2,08609	3,20075	-1,25534	-0,01649	0	0
	5,5 mm ≤ l < 9 mm	86,56608	-4,8876	0,15879	-0,37663	0	0	0
0 1 1	2 mm ≤ l < 5,5 mm	0,6324	-0,02997	3,67207	-1,36744	-0,59628	0	0
	5,5 mm ≤ l < 9 mm	0,04167	0,6782	-1,10629	-0,39008	-0,39458	2,1905	0
1 1 1	2 mm ≤ l < 5 mm	-7,02657	-0,776869	0,68398	-0,09791	0,20541	6,70527	0,07905
	5 mm ≤ l < 9 mm	-0,04174	-0,28127	130,7099	-2,36783	0,01594	0,05973	0

*voxels* (0,0,0); (0,0,1); (0,1,1) y (1,1,1) para cualquier dimensión, desde 2,0 mm a 9,0 mm. La interpolación logarítmica resulta satisfactoria para los *voxels* del (0,0,2) al (2,2,2). Es posible entonces obtener los coeficientes "S" del  $^{188}\text{Re}$  para cualquier dimensión de los *voxels* con incertidumbres aceptables y sin necesidad de utilizar métodos más complejos, como la simulación directa por Monte Carlo, o la integración de *kernels* puntuales. Las características de las curvas de dependencia de los valores "S" con las dimensiones de los *voxels* (fig. 2) indican que el ajuste de las mismas con funciones analíticas y la interpolación logarítmica son opciones aceptables que pudieran extenderse a otros radionucleidos.

## Referencias

1. Howell RW, Wessels BW, Loevinger R, Watson EE, Bolch WE, Brill AB, et al. The MIRD perspective 1999. Medical Internal Radiation Dose Committee. J Nucl Med 1999;40:3S-10S.
2. Bolch WE, Bouchet LG, Robertson JS, Wessels BW, Siegel JA, Howell RW, et al. SR.MIRD pamphlet No. 17: The dosimetry of nonuniform activity distributions--radionuclide S values at the voxel level. Medical Internal Radiation Dose Committee. J Nucl Med 1999;40:11S-36S.
3. Cross WG, Freedman NO, Wong PY. Beta-ray dose distributions from point sources in an infinite water medium. Health Phys 1992;63:160-71.
4. Furhang EE, Sgouros G, Chui CS. Radionuclide photon dose kernels for internal emitter dosimetry. Med Phys 1996;23:759-64.
5. Franquiz JM, Chigurupati S, Kandagatla K. Beta voxel S values for internal emitter dosimetry. Med Phys 2003;30:1030-2.

# Evaluación de la dosimetría de una fuente de Ir-192 de alta tasa en un medio con dispersión incompleta mediante cálculo de Monte Carlo

R. Berenguer Serrano, M. Rivera Giménez, A. T. Núñez Quintanilla, M. Gutiérrez Pérez

*Servicio de Radioterapia. Complejo Hospitalario Universitario de Albacete.*

## Monte Carlo dosimetric evaluation of a high dose rate Ir-192 source in an incomplete scatter environment

### Resumen

En nuestro centro, en ocasiones se presentan pacientes con tumores superficiales en los que puede que esté indicado el tratamiento braquiterápico pero en los que resulta complicado implantar agujas intersticiales o tubos flexibles. En tal caso, se opta por adaptar una máscara termoplástica al paciente y sobre ella fijar unos tubos plásticos distribuidos de forma paralela, cubriendo la región del tratamiento.

El objetivo de este trabajo consiste en comparar la distribución de dosis absorbida mediante un cálculo de Monte Carlo de una fuente de Ir-192 de alta tasa de dosis absorbida (NUCLETRON mHDR-v2) en un medio con dispersión incompleta, tal y como se presentaría en un paciente de dichas características, frente a la distribución de la dosis absorbida que produce dicha fuente en un medio ilimitado de agua tal y como lo calcula un sistema de planificación comercial de braquiterapia. La infradosificación encontrada en los puntos considerados de interés alcanzó hasta el 6%. Esta infradosificación puede ser contrarrestada (por debajo del 2%) simplemente con el empleo de un "bolus" de 2 cm de grosor colocado sobre la fuente. Además, se realizaron medidas experimentales con el fin de verificar los resultados de las simulaciones, mostrando un buen acuerdo entre ambas.

*Palabras clave:* GEANT4. Dispersión incompleta. Braquiterapia. Bolus. Monte Carlo. Dosimetría.

### Abstract

In our centre, sometimes we find patients with superficial cancers treated with brachytherapy in which implantation of interstitial needles or flexible implant tubes turns out to be complicated. In such cases, we decide to adapt a thermoplastic mask to the patient and fix some flexible tubes on to the mask, distributed in a parallel form, covering the treatment area.

The aim of this work consist of comparing the absorbed dose rate distribution, by means of a Monte Carlo calculation, of a high dose rate Ir-192 source (NUCLETRON mHDR-v2) in an incomplete scatter environment just as would be presented in a real case with the previous characteristics, with the absorbed dose rate distribution of this source in a full scatter environment of water as is calculated in a commercial treatment planning system of brachytherapy. The magnitude of the underdosage found reached to 6% in the considered points of interest. This underdosage could be simply counteracted (below 2%) by the use of a "bolus" with a thickness of 2 cm placed over the source. Apart from that, measurements were done in order to verify the simulation results, and both showed good agreement.

*Key words:* GEANT4. Incomplete scatter. Brachytherapy. Bolus. Monte Carlo. Dosimetry.

### Introducción

Los sistemas de planificación de braquiterapia que existen en la actualidad no tienen en cuenta los efectos de las heterogeneidades, ni los efectos de falta de medio dispersor, es decir, suponen condiciones de disper-

sión completa, a la hora de realizar el cálculo dosimétrico.

En ocasiones, se presentan pacientes con tumores superficiales en los que puede que esté indicado el tratamiento con braquiterapia, pero en los que resulta complicado realizar un implante insertando agujas intersticiales o tubos flexibles; y en tal caso se opta por adaptarle al paciente una máscara termoplástica en la que se fijan unos tubos flexibles distribuidos de forma paralela cubriendo la región de tratamiento.

En braquiterapia intraoperatoria de alta tasa, se presenta también la situación de ausencia de medio dispersor.

Correspondencia: Roberto Berenguer Serrano. Servicio de Radioterapia. Complejo Hospitalario Universitario de Albacete. c/ Hnos. Falcó 37. 02006 Albacete.

E-mail: roberto0099@yahoo.com

Fecha de recepción: 21-4-2006

Fecha de aceptación: 24-10-2006

Así, Raina y cols<sup>1</sup>, a partir del aplicador Freiburg de NUCLETRON y suponiendo una situación clínica real con varios catéteres y varias posiciones de parada por catéter, evaluaron este problema de forma experimental (mediante el uso de una matriz lineal de cámaras de ionización), y encontraron una infradosificación de hasta un 13% respecto a la dosis absorbida prescrita. Observaron que esta infradosificación se incrementaba a medida que aumentaba la profundidad del punto de prescripción (desde 0,5 cm hasta 1,5 cm respecto a la superficie del aplicador o, equivalentemente, desde 1 cm hasta 2 cm desde la fuente). También encontraron que esta diferencia era independiente del área irradiada. A modo de conclusión, este artículo recomienda el empleo de hasta 15 cm de bolus para asegurar unas condiciones de dispersión plena en torno al aplicador y al volumen blanco. Observando sus

gráficos, se aprecia, sin embargo, que ya con 3 cm de bolus la infradosificación está en torno al 3% aproximadamente.

El objetivo de este trabajo consiste en comparar la distribución dosimétrica en unos puntos considerados de interés (plano central y hasta 2 cm desde la fuente) de una fuente de Ir-192 de alta tasa de dosis absorbida (NUCLETRON mHDR-v2), en un medio "ilimitado" de agua (tal y como lo haría un sistema de planificación comercial de Braquiterapia) frente a una situación como la mostrada en la fig. 1 que intenta simular la situación real del tratamiento en condición de dispersión incompleta (sin o con bolus). Al efecto de realizar dicha comparación se han realizado simulaciones Monte Carlo. También se evaluó qué cantidad de material dispersor (bolus) era necesario colocar sobre la fuente a fin de reducir a un

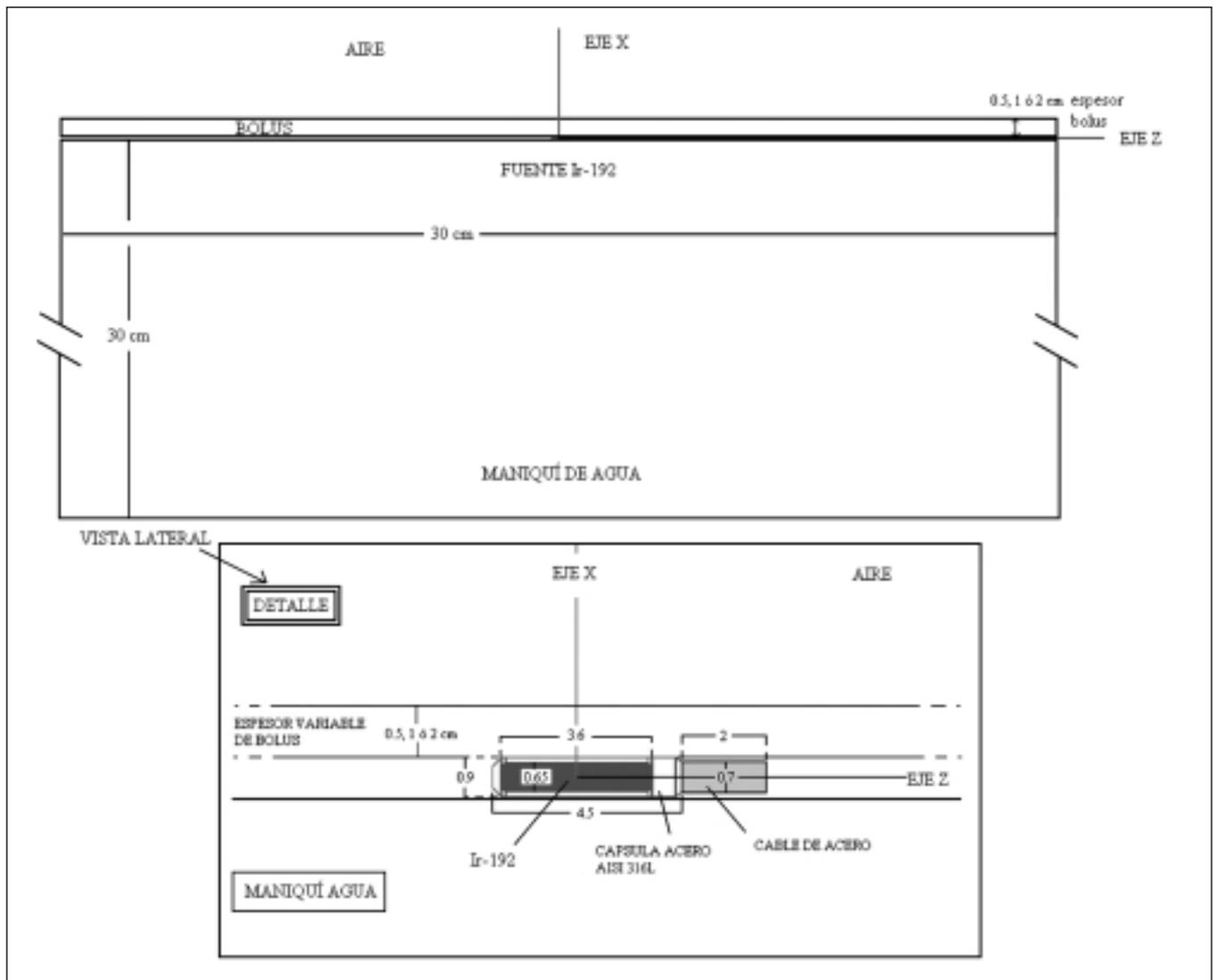


Fig. 1. Vista lateral de la fuente situada centrada en una de las superficies de un maniquí cúbico de agua de 30x30x30 cm<sup>3</sup>. Sobre la fuente se encuentra directamente aire (situación de dispersión incompleta) o bien un bolus de 0,5, 1 ó 2 cm de espesor. En el detalle se aprecian algunas de las cotas (en mm) y materiales de la fuente de Ir-192 de alta tasa NUCLETRON mHDR-v2 tomadas del artículo de Daskalov y cols<sup>2</sup>. Para la simulación con dispersión completa se utilizó un maniquí de iguales dimensiones pero con la fuente situada en el centro del mismo.

valor admisible la infradosificación (2%). Finalmente, se realizaron medidas experimentales con el fin de verificar los resultados de las simulaciones.

## Material y método

Se simuló la fuente de alta tasa de Ir-192 (NUCLETRON mHDR-v2) a partir de la geometría proporcionada por la fig. 1(c) del artículo de Daskalov y cols<sup>2</sup> (fig. 1). En la construcción de la geometría, se ha respetado la angulación de 45° de los extremos del "núcleo" de Iridio y también la longitud de cable de acero de 2 mm. La única modificación se realizó en la punta redondeada de la cápsula que también se simuló con dos extremos con angulación de 45° (fig. 1). El efecto dosimétrico del tubo flexible se consideró despreciable. Los cálculos se han realizado mediante el método de Monte Carlo usando el código GEANT4 (versión 7.0). La validación de dicho código ha sido realizada por numerosos autores y los detalles del mismo se pueden encontrar en la bibliografía<sup>3-5</sup>.

Sólo se tuvieron en cuenta los procesos que involucran a los fotones puesto que se evaluó la kerma. Los procesos simulados han sido dispersión Rayleigh, dispersión Compton y efecto fotoeléctrico a partir de los paquetes de baja energía de GEANT4. El rango de corte para los fotones fue de 0,1 mm (este es el parámetro que se puede fijar en GEANT4). El espectro del Ir-192 se obtuvo a partir de la base de datos del "National Nuclear Data Center"<sup>6</sup>.

En todas las simulaciones, se calculó kerma en lugar de dosis absorbida. Para las energías del Ir-192, la kerma se aproxima a la dosis para distancias a la fuente mayores de 1 mm<sup>7</sup>. Como técnica de reducción de varianza se empleó el "estimador de la longitud lineal de la trayectoria"<sup>8</sup>. Esta técnica da lugar a una relación en la que la kerma en una determinada celda viene dada por:

$$K_v = \frac{L \times \mu_{en} \times E_\gamma}{V} \quad (1)$$

En esta expresión,  $K_v$  es la kerma en la celda considerada,  $L$  es la distancia recorrida por el fotón dentro de cada celda,  $\mu_{en}/\rho$  es el coeficiente de absorción másico de energía para la energía del fotón  $E_\gamma$  y  $V$  es el volumen de la celda.

En primer lugar, se obtuvo el valor de la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) basándonos en una geometría con la fuente en el centro de un maniquí cilíndrico de aire con un diámetro de 8 m y altura de 8 m. Las celdas de almacenamiento son anillos concéntricos en torno a la fuente aprovechando la simetría cilíndrica del problema con grosor y altura de 5 mm. Se simularon  $5 \times 10^7$  historias y se evaluó la kerma en aire desde  $r = 5$  cm hasta  $r = 150$  cm. El procedimiento seguido es el descrito en otros artículos<sup>9-16</sup>.

A continuación, se realizó otra simulación con la fuente libre en agua; en este caso el maniquí cilíndrico de agua tiene un diámetro de 40 cm y una altura de 40 cm. El procedimiento seguido fue similar al anterior. Se simularon  $8 \times 10^7$  historias y los anillos concéntricos tuvieron un grosor y una altura de 0,25 mm. Los resultados se compararon con los datos obtenidos por Daskalov y cols<sup>2</sup>. Esta simulación se realizó a modo de validación del código.

Finalmente se realizaron simulaciones en condiciones de dispersión completa e incompleta (sin bolus y con bolus de 0,5 cm, 1 cm y 2 cm de espesor), con el fin de realizar la comparación entre ellas y de estimar el espesor de bolus necesario para reducir la infradosificación a un valor admisible (fig. 1). En estas simulaciones se empleó un maniquí cúbico de  $30 \times 30 \times 30$  cm<sup>3</sup> y una geometría con celdas cúbicas puesto que ya no se puede aprovechar la simetría cilíndrica. Las celdas tuvieron unas dimensiones de  $1 \times 1 \times 1$  mm<sup>3</sup>. La elección de este tamaño de celda fue un compromiso entre la minimización del efecto del promediado de la casilla<sup>9</sup> y la obtención de una incertidumbre estadística y una eficiencia aceptables. El número de historias simuladas fue de  $4 \times 10^7$ . Para cada simulación, se obtuvo la kerma en el eje transversal de la fuente hasta una distancia de la misma de 2 cm de profundidad en agua. Se evaluó sólo hasta esta profundidad puesto que en este tipo de tratamientos se consideró que esa es la profundidad de interés como máximo. Las incertidumbres desde 2 mm hasta 2 cm fueron desde el 0,05% hasta el 0,6% ( $k=1$ ).

Los resultados se visualizaron a partir del paquete informático JAS3 v.0.8.1<sup>17</sup>, mediante el que se realizaron el análisis estadístico y los ajustes de las curvas.

Por otro lado también se realizaron medidas experimentales con el fin de verificar los resultados de las simulaciones. Para ello, se empleó por un lado una matriz lineal de cámaras de ionización modelo LA48 y por otro lado una cámara de ionización cilíndrica tipo Pin Point modelo 31006, ambos detectores de PTW-Freiburg.

La matriz lineal consta de 47 cámaras de ionización de 8 mm<sup>3</sup> ( $4 \times 4 \times 0,5$  mm<sup>3</sup>) rellenas de Iso-Octano y espaciadas 8 mm entre sus respectivos centros. Para nuestro caso, se empleó sólo la cámara central. La matriz se conectó al electrómetro Multidos-ME48 de PTW-Freiburg.

Por otro lado, la cámara Pin Point tiene un volumen sensible de 15 mm<sup>3</sup>, con un diámetro de 2 mm y una longitud de 5 mm. Ésta se conectó al electrómetro UNIDOS (PTW-Freiburg).

La disposición experimental se aproximó a la mostrada en la fig. 1, aunque en este caso como material dispersor se utilizó Plastic Water (CIRS).

Se midió la carga eléctrica a 5, 10, 15 y 20 mm de la fuente en su eje central para el caso de la matriz lineal y a 5,5; 10,5; 15,5 y 20,5 mm para el caso de la cámara Pin Point (en ambos casos tras un control previo de posicionamiento de la fuente).

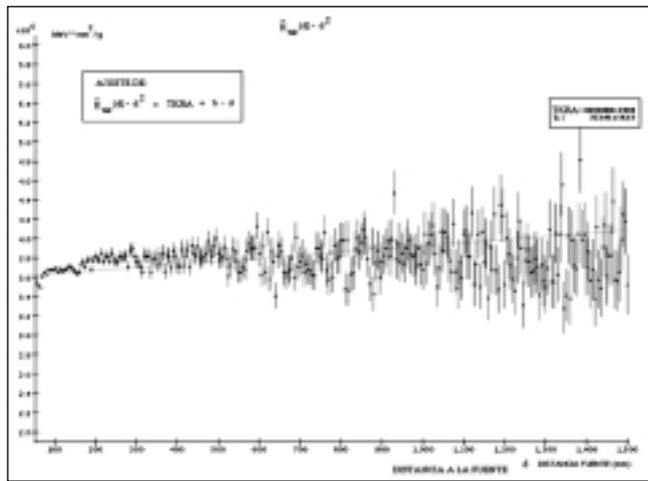


Fig. 2. Ajuste de la kerma en aire de la fuente de Ir-192 de alta tasa NUCLETRON mHDR-v2 a la recta  $k_{air}(d) \times d^2 = TKRA + b \times d$ . El eje de abscisas representa la distancia a la fuente (d) desde d = 50 mm hasta d = 1500 mm y en el eje de ordenadas aparece kerma en aire por la distancia al cuadrado en unidades de MeV $\cdot$ mm $^2$  / g. El número de historias de fotones fue de 5x10 $^7$ . El procedimiento seguido para la obtención de TKRA es el descrito en las referencias<sup>9-16</sup>.

Finalmente se realizó un último grupo de simulaciones Monte Carlo similares a las anteriores pero modificando el tamaño del voxel cúbico a 2x2x4 mm $^3$  para aproximarse a la disposición y al volumen sensible de la cámara Pin Point. El número de simulaciones en este caso también fue de 4x10 $^7$ .

**Resultados**

Respecto a la simulación libre en aire, el valor de TKRA encontrado fue de (9,82±0,03)x10 $^{-8}$  U/Bq a partir de los resultados de la fig. 2, donde 1U = 1μGyh $^{-1}$ m $^2$ . El obtenido por Pérez-Calatayud y cols<sup>6</sup> fue de (9,81±0,03)x10 $^{-8}$  U/Bq y el obtenido por Borg y Rogers<sup>18</sup> de (9,73±0,01)x10 $^{-8}$  U/Bq.

Respecto a la simulación libre en agua, el valor de la constante de tasa de dosis  $\Lambda$  fue de 1,110±0,4% mientras que el obtenido por Daskalov y cols<sup>2</sup> fue de 1,108±0,13%. También se compararon los resultados obtenidos con la tabla "along & away" del mismo autor, y se encontraron diferencias inferiores al 3%.

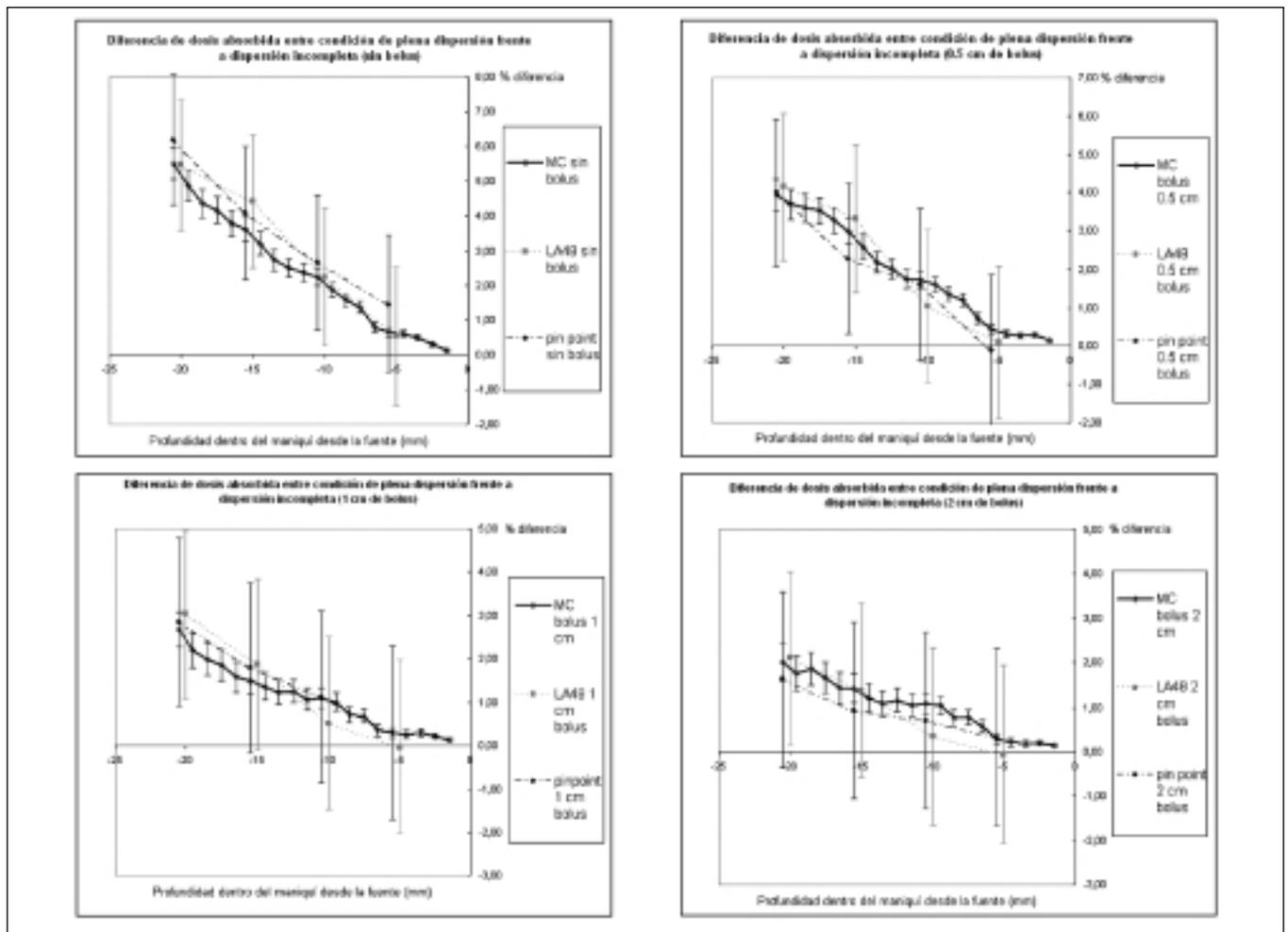


Fig. 3. Diferencias entre la dosis absorbida obtenida en condiciones de dispersión completa frente a la dosis absorbida obtenida en condiciones de dispersión incompleta: 1) sin bolus sobre la fuente, 2) con bolus de 0,5 cm, 3) con bolus de 1 cm y 4) con bolus de 2 cm en función de la profundidad. Se incluyen también los resultados experimentales de la matriz lineal LA48 y la cámara Pin Point. Incertidumbres con k=1.

Con respecto al problema en concreto de este trabajo, se observaron diferencias de tasa de dosis absorbida de hasta un 6% entre la simulación en condiciones de dispersión completa y las de dispersión incompleta en el plano central. Estas diferencias crecen a medida que aumenta la distancia con respecto a la fuente (fig. 3). La colocación de un "bolus" de 2 cm sobre la fuente redujo esas diferencias hasta un 2% como también se puede apreciar en la fig. 3.

Los resultados experimentales confirman los de las simulaciones tal y como se puede observar en la fig. 3. De igual forma, en la fig. 4 observamos los resultados experimentales de la cámara Pin Point frente a los resultados de la simulación Monte Carlo con la modificación del tamaño de voxel para aproximarse al volumen sensible de dicha cámara.

La incertidumbre global estimada del cociente de las medidas se fijó en un 4%. En el caso de que se hubiera

evaluado la dosis absorbida en valor absoluto a partir de las medidas, la incertidumbre estimada habría sido superior.

### Conclusión

Según el Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia<sup>19</sup>, la tolerancia entre el cálculo y la medida en el sistema de planificación de braquiterapia para el caso de fuente única en un medio homogéneo es de un  $\pm 2\%$ .

Por lo tanto, basándonos en un cálculo Monte Carlo, para que la dosimetría de la fuente de Ir-192 de alta tasa NUCLETRON mHDR-v2 en un sistema de planificación comercial de braquiterapia en el plano central, y a una distancia máxima de la misma de 2 cm, quede dentro de esa tolerancia, sería necesario que hubiera como mínimo

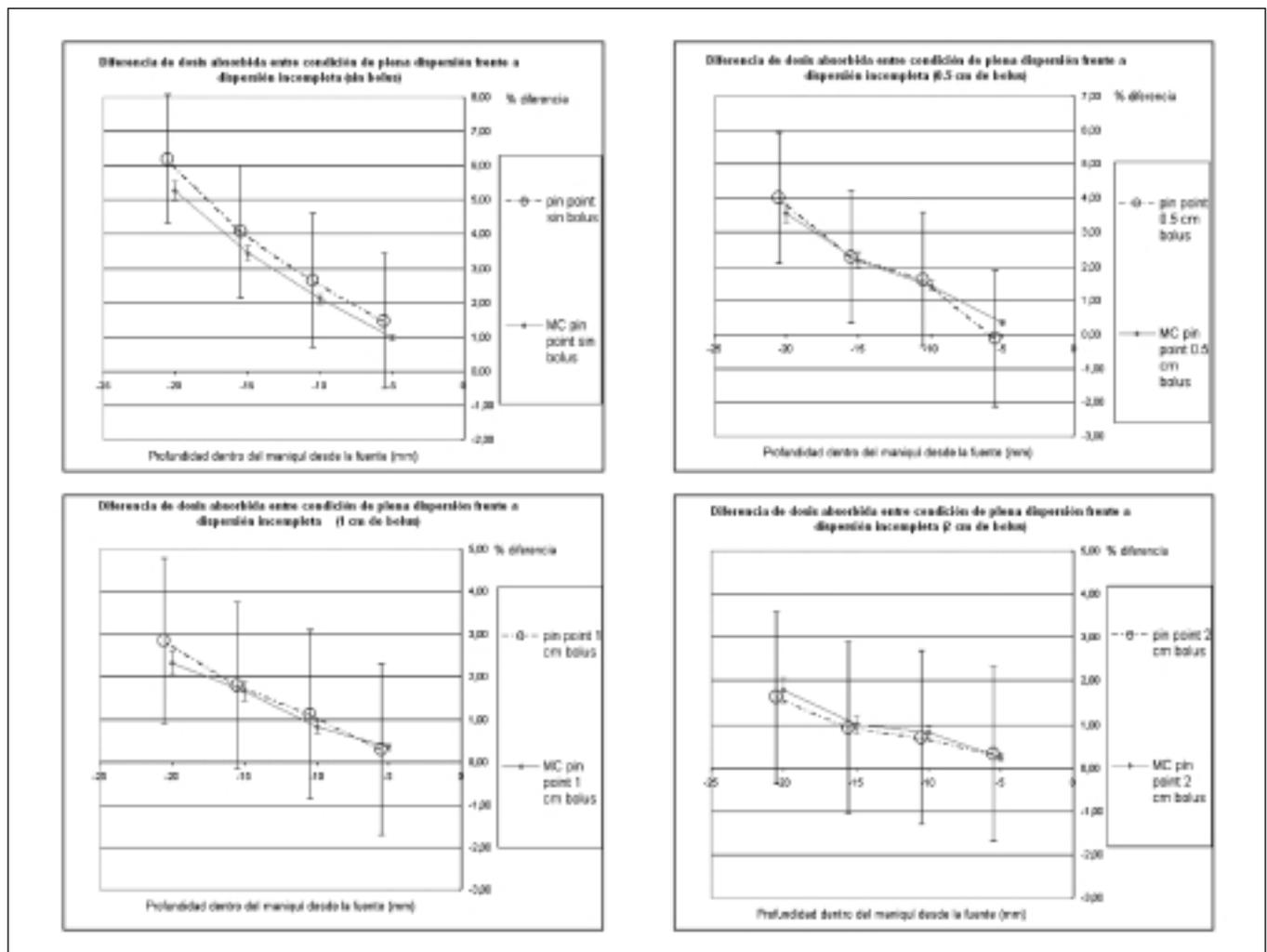


Fig. 4. Diferencias entre la dosis absorbida obtenida en condiciones de dispersión completa frente a la dosis absorbida obtenida en condiciones de dispersión incompleta: 1) sin bolus sobre la fuente, 2) con bolus de 0,5 cm, 3) con bolus de 1 cm y 4) con bolus de 2 cm en función de la profundidad para una simulación en la que el voxel intenta aproximarse al volumen de la cámara de ionización Pin Point. Se incluyen los resultados experimentales de dicha cámara Pin Point. Incertidumbres con  $k=1$ .

2 cm de material dispersor equivalente a agua (bolus) sobre la fuente.

## Referencias

1. Raina S, Avadhani J, Moonseong O, Malhotra H, Jaggernauth W, Kuettel M, et al. Quantifying iohdr brachytherapy underdosage resulting from an incomplete scatter environment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 61: 1582-1586.
2. Daskalov G, Loffler E, Williamson J. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. *Med Phys* 1998; 25:2200-2208. Erratum. *Med Phys* 2000; 27: 1999.
3. Carrier J, Archambault L, Beaulieu L, Roy R. Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulations in medical physics. *Med Phys* 2004; 31: 484-492.
4. Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E, Pérez-Calatayud J. Validación del código GEANT4 para su uso en braquiterapia. Comunicación XIV Congreso Nacional de Física Médica, Vigo 2003.
5. Almansa J, Guerrero R, Lallena A. Intercomparación de códigos Monte Carlo en la simulación de fuentes de braquiterapia de media y baja energía. Resultados con GEANT4 y Penélope. Comunicación XIV Congreso Nacional de Física Médica, Vigo 2003.
6. National Nuclear Data Center, Brookhaven National Laboratory, Upton, NY; <http://www.nndc.bnl.gov/mird>.
7. Pérez Calatayud J, Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E, Soriano A, et al. A dosimetric study of Leipzig applicators. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 62: 579-584.
8. Williamson J. Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems. *Med Phys* 1987; 14: 567-576.
9. Granero D, Puchades V, Pérez-Calatayud J, Ballester F, Casal E. Cálculo por Monte Carlo de la distribución de la tasa de dosis alrededor de la fuente de Cs-137 CSM1. *Rev Fis Med* 2004; 5: 32-37.
10. Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F, Casal E, de Frutos J. Datos dosimétricos del aplicador oftálmico ROPES obtenidos con Monte Carlo para su uso en la verificación de los sistemas de planificación. *Rev Fis Med* 2004; 5: 73-77.
11. Ballester F, Granero D, Pérez-Calatayud J, Casal E. Monte Carlo dosimetric study of Best Industries and Alpha Omega Ir-192 brachytherapy seeds. *Med Phys* 2004; 31: 3298-3305.
12. Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E. Monte Carlo dosimetric characterization of the Cs-137 selector/LDR source: Evaluation of applicator attenuation and superposition approximation effects. *Med Phys* 2004; 31: 493-499.
13. Pérez-Calatayud J, Granero D, Casal E, Ballester F. Monte Carlo and experimental derivation of TG43 dosimetric parameters for CSM-type Cs-137 sources. *Med Phys* 2005; 32: 28-36.
14. Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Casal E, Crispín V, Puchades V, et al. Monte Carlo evaluation of kerma in an HDR brachytherapy bunker. *Phys Med Biol* 2004; 49: N389-N396.
15. Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Lliso F. A Monte Carlo study of intersource effects in dome-type applicators loaded with LDR Cs-137 sources. *Radiother Oncol* 2005; 77: 216-219.
16. Ballester F, Pérez-Calatayud J, Puchades V, Lluch J, Serrano-Andrés M, Limami Y, et al. Monte Carlo dosimetry of the Buchler high dose rate Ir-192 source. *Phys Med Biol* 2001; 46: N79-N90. <http://confluence.slac.stanford.edu/display/JAS3/Home>.
17. Borg J, Rogers D. Spectra and air-kerma strength for encapsulated Ir-192 sources. *Med Phys* 1999; 26: 2441-2444.
18. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE núm. 206; viernes 28 agosto de 1998: 29383-29394.

# Control de calidad del registro intermodal de imágenes SPECT-CT con un maniquí no específico

J. A. Martín-Viera, P. Carrasco, M. Ribas

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

## Quality assessment for intermodal SPECT-CT image registration by means of a non-specific phantom

### Resumen

La fusión de imágenes obtenidas mediante diferentes sistemas de adquisición permite completar la diferente información proporcionada por cada modalidad. En los últimos años se han desarrollado e instalado numerosas gammacámaras-CT. Como cualquier tipo de fusión de imágenes, la fusión SPECT-CT plantea el problema del control de calidad de su registro.

El objetivo del presente trabajo es desarrollar un método para evaluar la calidad del registro intermodal (SPECT y CT) rápido y sencillo aprovechando cualquier maniquí que contenga objetos visibles en las modalidades a estudiar. En este trabajo se usa un maniquí de resolución tomográfica que contiene barras de PMMA que simulan lesiones frías en la imagen de emisión. La posición de dichos objetos viene determinada por el centroide de la distribución obtenida a partir de perfiles ortogonales en las imágenes. Adicionalmente, este método da una estimación del tamaño de las lesiones frías en la imagen de emisión.

La aplicación del método a la estación de trabajo usada en nuestra institución muestra que la precisión del algoritmo de registro es aceptable, del orden de la resolución de la imagen de referencia (CT), aunque existe un desajuste de 3 mm en la dirección perpendicular a la camilla de la gammacámara. El máximo error cometido al estimar el tamaño de las lesiones frías es de 10 mm, con un promedio de 3 mm.

*Palabras claves:* Control de calidad. Registro de imágenes. CT. SPECT.

### Abstract

Image fusion allows completing the information available in images obtained from different acquisition systems. Recently, SPECT-CT gammacameras have been developed and widespread. As any kind of image fusion, SPECT-CT fusion yields us the problem of registration QA.

The aim of this work is to develop a quick and simple method for intermodal image registration algorithm QA (SPECT and CT in our case), taking advantage of any phantom containing visible objects in the studied modalities. In this work we have chosen a tomographic resolution phantom that contains a set of PMMA bars simulating cold spots in the emission image. The position of these objects is determined by the distribution centroid, which can be calculated from orthogonal activity profiles taken in the images. Furthermore, this method estimates the cold spot sizes in the emission image.

The methodology developed here was applied to the image processing workstation used in our institution, showing an acceptable accuracy for the registration algorithm, close to the reference image resolution. Also, it showed a shift of 3 mm between both images in the perpendicular direction to the gamma-camera table. The maximum error found in the cold spots size estimation was 10 mm, with an average value of 3 mm.

*Key words:* Quality assessment. Image registration. CT. SPECT.

### Introducción

La fusión de imágenes es la combinación de la información de varias imágenes de un objeto en una única

imagen con un mayor contenido de información. La información relevante que aporta cada imagen depende de la modalidad de imagen considerada.

La fusión de imágenes ha demostrado ser muy superior en el diagnóstico oncológico comparada con la evaluación de imágenes diagnósticas de diferentes modalidades de imagen por separado<sup>1</sup>. Así mismo, se está revelando como una herramienta fundamental en campos como la radioterapia, donde la fusión de imágenes metabólicas con anatómicas consigue visualizar diferencias de

Correspondencia: J. A. Martín-Viera Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H. R. U. Carlos Haya. Avda. Carlos Haya, s/n. 29010 Málaga.

E-mail: josea.martinviera.sspa@juntadeandalucia.es

Fecha de recepción: 20-4-2006

Fecha de aceptación: 3-11-2006

actividad tumoral sobre imágenes de alta precisión espacial, permitiendo definir conceptos como el "Biological Target Volume" (BTV)<sup>2</sup>.

En este contexto, las imágenes procedentes de una exploración de SPECT, al ser de carácter básicamente funcional, proporcionan poca información sobre la localización anatómica de la distribución del trazador en el estudio. De ahí que sea muy importante complementarla con otro estudio que sí la aporte como, por ejemplo, la CT. La imagen que se obtiene al fusionar ambas exploraciones contiene información complementaria que procede de las imágenes originales.

El paso previo en la fusión de dos modalidades de imagen distintas es el registro de las imágenes, mediante el cual se alinean espacialmente a partir de la correspondencia entre puntos de las mismas y se representan en el espacio de coordenadas común, generalmente el de una de ellas tomada como referencia.

El conjunto de las imágenes de una exploración tomográfica constituye una matriz tridimensional resultado de la reconstrucción, en la cual los voxels son prismas cuya base es el pixel y su altura la separación entre cortes. El proceso de registro consiste en una serie de transformaciones sucesivas que requiere un software potente capaz de transferir las imágenes, guardarlas, cambiar la matriz a un tamaño común, transformar las coordenadas e interpolar los voxels<sup>3</sup>. Todos estos procesos están sometidos a errores, pero estos errores no pueden ser determinados por los mismos algoritmos de registro<sup>4</sup>, sino que se debe determinar externamente.

Los algoritmos mediante los que se lleva a cabo este proceso están ampliamente descritos en la literatura<sup>5-10</sup>. De manera muy simplificada se puede decir que las transformaciones que se producen en las imágenes durante el registro pueden ser rígidas, afines, proyectivas y curvadas; y cada una de ellas puede aplicarse de manera global o local. Asimismo, el procedimiento puede ser interactivo, automático o semiautomático y en él pueden hacerse coincidir puntos, estructuras, contornos, marcas externas, internas o propiedades intrínsecas<sup>6</sup>.

La precisión del registro debería ser del orden del tamaño de pixel de la imagen de menor resolución. Sin embargo, es común que la imagen de menor resolución se transforme al espacio de muestreo de la modalidad de mayor resolución, lo que introduce incertidumbres adicionales que pueden depender del tipo de algoritmo de interpolación usado (vecino más próximo, interpolación trilineal o interpolación trilineal de la distribución de volumen parcial, etc...)<sup>7</sup>. Este error adicional disminuye la precisión del registro y puede llegar a degradar la calidad de las imágenes transformadas.

La precisión en el registro puede variar espacialmente a lo largo de la imagen debido a las particularidades del proceso de detección y reconstrucción de la misma. Si se define el error en el registro como la diferencia en la posición de puntos anatómicos homólogos de una modali-

dad a otra, dicho error puede variar espacialmente. La determinación objetiva del error global introducido en el registro es muy compleja y la literatura no muestra acuerdo sobre la precisión alcanzable<sup>4</sup> aunque puede determinarse teóricamente en el caso del registro puntual basado en transformaciones de sólido rígido<sup>10</sup>.

Dado que hay una gran variabilidad intra e inter-observador en la definición de características de las imágenes tales como contornos o marcas, se complica mucho la determinación de la precisión del registro en pacientes reales. No obstante, para ciertas aplicaciones como la planificación de los tratamientos radioterápicos, diferentes autores y organismos internacionales recomiendan realizar pruebas de aceptación y de control de calidad rutinarias<sup>9,11,12</sup>. Recientemente, la *Society of Nuclear Medicine* de EEUU ha hecho extensible estas recomendaciones a cualquier procedimiento de exploración SPECT/CT<sup>13</sup>.

Los trabajos que tratan del control de calidad del registro de estas modalidades de imagen utilizan programas informáticos y maniqués complejos diseñados específicamente a tal efecto<sup>14</sup>. No obstante, los procedimientos de control de calidad deberían ser suficientemente simples y se deberían hacer empleando maniqués y herramientas de fácil disposición, de tal manera que su aplicación no fuera tan costosa que acabara impidiendo su implementación. En este trabajo se describe un método de control de calidad que permite evaluar la fusión de imágenes SPECT-CT que se puede efectuar con cualquier maniqué que tenga objetos visibles en ambas modalidades de imagen. Se determina el error de registro a partir de las posiciones en ambos estudios de las barras que simulan lesiones frías en la imagen de emisión. La posición de dichos objetos se asocia al centroide de la distribución obtenido a partir de perfiles tomados sobre las imágenes. Aunque este trabajo se ha hecho con dos modalidades de imagen concretas (CT y SPECT), el procedimiento podría generalizarse a cualquier par de modalidades de imagen. Adicionalmente, se presenta un test sobre la reproducibilidad, para mostrar la independencia de los resultados con la colocación particular del maniqué al realizar el estudio.

## Material y método

El estudio se realizó con un maniqué de resolución tomográfica fabricado en nuestro hospital (fig. 1) que consiste en un cilindro de PMMA de 20 cm de diámetro exterior (19,3 cm de diámetro interior) y 11,2 cm de altura (10,1 cm de altura interior) en el que se introduce una disolución de <sup>99m</sup>Tc uniforme con una actividad comprendida entre 740 y 1110 MBq. El maniqué simula lesiones frías en la imagen de emisión con barras de PMMA de distinto diámetro (25, 20, 15, 10 y 5 mm). Para validar el método se empleó también un maniqué de uniformidad

tomográfica consistente en un cilindro de PMMA hueco con las mismas características que el anterior.

En la preparación de los maniqués se tuvo especial cuidado en la introducción del radioisótopo, haciéndola escalonadamente y agitándolo continuamente para garantizar que la actividad en su interior fuera uniforme.

Las imágenes se obtuvieron a partir de una serie de exploraciones de SPECT y CT del maniquí realizadas en la gammacámara GE Millenium VG Hawkeye. Esta gammacámara tiene dos cabezales y dispone también de un tubo de rayos X en el "gantry" para la obtención de imágenes de CT, que se usan en la corrección por atenuación y la fusión de imágenes. Para la obtención de las imágenes de SPECT se ha usado un protocolo en el que con una configuración con los cabezales paralelos y opuestos se adquieren proyecciones de 30 s cada 3° con un rango angular de 180°, con una matriz de 128 x 128 pixels y con un tamaño de 2,95 mm. Se usaron los colimadores de propósito general y septos paralelos. La adquisición de las imágenes de CT se realizó con un grosor de corte de 10 mm y una matriz de 256 x 256 pixel de 1,47 mm.

En la adquisición el maniquí se coloca en el soporte de cabeza de la camilla de forma que su eje coincida con el eje de rotación de los cabezales.

El sistema de coordenadas de las imágenes viene definido por la dirección de movimiento de la camilla que se toma como eje Z, y el eje Y se toma en el plano axial y perpendicular a la camilla.

La reconstrucción tomográfica de la imagen de SPECT se hizo en una estación de trabajo GE mediante un algoritmo de retroproyección filtrada utilizando un filtro Metz con frecuencia de corte 6,4 cm<sup>-1</sup> y exponente



Fig. 1. Maniquí de resolución tomográfica utilizado en este trabajo.

3. Posteriormente se procedió a fusionar las imágenes de emisión con las de transmisión mediante el programa propio de GE implementado en la estación de trabajo eNTEGRA con el nombre "Fusión Anatómica", que transforma la modalidad de emisión, pasando de una matriz de 128 x 128 pixels a una de 256 x 256 pixels, desconociéndose el tipo de interpolación que realiza. La modalidad de referencia en el registro es la de transmisión.

Las imágenes de ambas modalidades comparten la misma geometría de adquisición excepto el tamaño de matriz, por lo que en principio sólo sería necesaria una transformación de tipo sólido rígido para relacionar los sistemas de coordenadas de las imágenes. No obstante, en el caso del programa "Fusión Anatómica" de la estación de trabajo GE, una vez que reformatea la imagen de SPECT no aplica ningún algoritmo de registro concreto, sino que únicamente superpone las imágenes consideradas homólogas. Como los cabezales de la gammacámara se encuentran montados sobre el "gantry" en una posición más externa que la del tubo de rayos X, la simple traslación de la camilla permite correlacionar las imágenes de CT con las de SPECT<sup>15</sup>, suponiendo que la posición del paciente no se altere durante las exploraciones. Esto es a lo que GE comercialmente llama "registro inherente" ([http://www.gehealthcare.com/us/en/jun\\_img/nmedicine/hawkeye/index.html](http://www.gehealthcare.com/us/en/jun_img/nmedicine/hawkeye/index.html)). Sin embargo, tanto el movimiento axial en la dirección de la camilla como el posible no-alineamiento con los ejes de rotación del tomógrafo pueden causar errores en el registro<sup>14</sup>.

Las reconstrucciones tomográficas de emisión y transmisión, así como el resultado de la fusión se exportaron vía DICOM a un ordenador para su análisis, que se realizó con dos programas de tratamiento de imagen de libre disposición en internet: Osiris 4.19 (*Digital Imaging Unit, Hôpitaux Universitaires de Genève*) ([http://www.sim.hcu-ge.ch/osiris/01\\_Osiris\\_Presentation\\_EN.htm](http://www.sim.hcu-ge.ch/osiris/01_Osiris_Presentation_EN.htm)) e ImageJ 1.36 (*Research Services Branch, National Institute of Mental Health, U.S.*) (<http://rsb.info.nih.gov/ij/>).

El análisis de las imágenes se realizó comparando perfiles de actividad y de números CT. Al estudiar perfiles de señal obtenidos de imágenes de distinta modalidad se plantea el problema de comparar imágenes de distinta resolución de objetos extensos y asociarles una posición. Para solventarlo se procedió como se detalla a continuación.

#### *Modelización de los perfiles*

Realizando una analogía con la teoría de señales, podemos suponer que un perfil teórico se ve degradado por la función de respuesta del detector, obteniéndose el perfil detectado.

Supongamos una actividad uniforme distribuida en un volumen dado (en el estudio de SPECT) y con densidad electrónica uniforme (en el estudio de CT), es decir, que tanto el perfil teórico de actividad como el de densidad electrónica se pueden describir mediante una función

pulso cuadrado (en el caso de un perfil se trata de una función 1D):

$$I(x) = A \cdot (H(x - x_0) - H(x - x_1)) \quad (1)$$

siendo  $A$  una constante,  $H(x-x_i)$  la función de *Heaviside* o función escalón, que vale 0 si  $x < x_i$  y 1 si  $x > x_i$ , y siendo  $x_0$  y  $x_1$  los límites del pulso cuadrado. El tamaño de la distribución uniforme de actividad es  $\gamma = x_1 - x_0$ , y la posición del centroide para una señal cuadrada es  $x' = (x_1 - x_0)/2$ .

El perfil resultante  $O(x)$  es la convolución del perfil teórico  $I(x)$  con la función de respuesta del detector o  $FRD(x)$ :

$$O(x) = \int_{-\infty}^{\infty} dx' I(x') FRD(x - x') \quad (2)$$

Por tanto, la función cuadrada correspondiente al perfil de actividad "real" será la deconvolución, a través de la función respuesta del detector, del perfil detectado. De esta manera se obtienen para ambas modalidades los perfiles cuadrados teóricos, correspondientes al objeto real y la comparación entre modalidades es inmediata.

Se modeló la respuesta de los detectores, FRD, a partir de su función de dispersión puntual tomográfica, "Point Spread Function" o  $PSF(x)$  que, por simplicidad, se aproxima mediante una gaussiana, ya que la elección de la función concreta no es crítica:

$$FRD(x) \approx PSF(x) = \exp\left(-\frac{x^2}{\Delta^2}\right) \quad (3)$$

donde el parámetro  $\Delta$  está relacionado con la anchura a mitad de altura o "Full Width at Half Maximum" (FWHM) de la PSF gaussiana y, por tanto, proporciona información sobre la resolución tomográfica:

$$\Delta = \frac{FWHM}{2\sqrt{\ln 2}} \quad (4)$$

La aproximación de FRD por una gaussiana es aceptable para describir la formación de la imagen de objetos de tamaño mayor que la resolución del detector. Dado que ésta es de 9 mm para la presente gammacámara, según los resultados de la prueba de resolución tomográfica sin dispersión realizada rutinariamente, esta aproximación sólo será válida para objetos mayores de 1 cm.

Introduciendo (3) en (2)

$$O(x) = \int_{-\infty}^{\infty} dx' I(x') PSF(x - x') = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \Delta \cdot A \left[ \operatorname{erf}\left(\frac{x - x_0}{\Delta}\right) - \operatorname{erf}\left(\frac{x - x_1}{\Delta}\right) \right] \quad (5)$$

Por las características de esta función, los puntos donde se tiene el 50% del valor promedio de la señal en el plateau corresponden a los límites de la distribución de actividad, o lo que es lo mismo, la FWHM del perfil corresponde al tamaño de la distribución de actividad en dicho corte.

Este modelo describe los perfiles en zonas de actividad uniforme de la imagen de emisión, como es el caso de los perfiles centrados en las lesiones frías (la distribución de actividad es nula en las barras de PMMA). Si consideramos que el maniquí está relleno de una actividad uniforme, el modelo también describe, en principio, los perfiles tomados en la imagen del maniquí completo. También describe perfiles obtenidos de imágenes de transmisión si se consideran regiones con densidad electrónica uniforme.

Igualmente, las barras de PMMA pueden describirse de la misma manera, permitiendo medir la precisión con la que el algoritmo realiza el registro a partir de perfiles centrados en ellas, descritos por la expresión (5). Como los algoritmos de registro transforman punto a punto las coordenadas de los pixels de los conjuntos de imágenes, es posible que el error cometido en el registro varíe espacialmente. Se puede estudiar dicha variación espacial a partir de perfiles centrados en la imagen de las barras de PMMA.

Los perfiles se obtienen en el corte central de la reconstrucción tomográfica generada por el programa "Fusión Anatómica", de forma que pasen por el centro de la imagen de las barras en las proyecciones axial, sagital y coronal para ambas modalidades. Una vez obtenidos se ajustan a la expresión (5) usando métodos de regresión no lineal. En particular, se ha usado el algoritmo de Levenberg-Marquardt<sup>16,17</sup> implementado en el programa Microcal Origin 7.5. A partir de los parámetros de los ajustes se obtienen el tamaño de los objetos, la posición del centroide de la distribución espacial de actividad en ambas modalidades, y se calcula el error de registro en las distintas proyecciones.

Es posible evaluar si el algoritmo de registro e interpolación introduce *distorsiones* en las imágenes comparando los valores medidos del tamaño del maniquí. Este tamaño se calcula a partir de perfiles centrados en las imágenes generadas por el programa "Fusión Anatómica" del maniquí completo en el plano axial, ya que su simetría cilíndrica implica que el tamaño en las direcciones X e Y debe ser el mismo. Como se conocen las dimensiones del maniquí se calcula el *tamaño de pixel* en las tres proyecciones.

Aunque se puede demostrar estadísticamente que la no-alineación promedio de marcas fiduciales no es un buen indicador de la precisión del registro ya que depende del número de marcas, de su localización en la imagen y de la precisión en la localización de las mismas<sup>10</sup>, las diferencias que se reportan en [10] son submilimétricas, por lo que para el propósito del control de calidad se ha considerado apropiado.

Dada una configuración de marcas, la posición espacial óptima para la evaluación del registro es la de su centroide<sup>10</sup>, por lo que se definió el *error de registro*  $\Delta x$  como la diferencia en la posición entre los centroides de las imágenes de los objetos en las distintas modalidades, y el *error en el tamaño* de las mismas  $\Delta \Phi$  como la diferencia entre los tamaños medidos en cada modalidad. Se

define un índice de calidad como el valor promedio del error de registro en toda la imagen. Éste no debería superar el tamaño de la resolución de la modalidad de menor resolución, la de SPECT en este caso.

Uno de los problemas inherentes a la geometría del maniquí, es que sólo permite cuantificar el error de registro en el plano axial, pero no proporciona información sobre la dirección perpendicular al mismo (eje Z). Para estudiar tanto el error de registro como la resolución de la gammacámara en esta dirección se realizan una serie de exploraciones con otra configuración, girando el maniquí en el soporte de cabeza, de forma que su eje de rotación sea perpendicular al de la gammacámara y la imagen de las lesiones frías aparezca en la proyección sagital.

La *reproducibilidad* se evaluó aplicando el test de Kruskal-Wallis<sup>18</sup>, implementado en una hoja de cálculo, a las medidas obtenidas de una tanda de cinco exploraciones, en las que el maniquí se recoloca en el soporte de cabeza. De esta manera se consigue aleatorizar la posición de las barras y comprobar si es dependiente de la posición de las mismas en la exploración.

Esta prueba se puede implementar en el programa de control de calidad de las gammacámaras como una extensión de cualquier otra que se realice con un maniquí que contenga objetos visibles en ambas modalidades, como la prueba de funcionamiento total<sup>19</sup>.

Con respecto a la periodicidad de la prueba, en el caso de programas de fusión que utilicen algoritmos de regis-

tro no se espera que la exactitud del mismo varíe en el tiempo, por lo que bastaría con realizarla en la aceptación del equipo y en cambios de software. Para sistemas que realizan un registro "inherente", el método permite detectar las posibles faltas de alineamiento del eje del sistema de CT con el de SPECT, así como desajustes en el movimiento longitudinal de la camilla que es el que establece qué imágenes son homólogas y, por tanto, sería necesario incorporarla en el programa de control de calidad periódico.

## Resultados y discusión

Los errores correspondientes a todos los resultados que se presentan a continuación se han evaluado para un valor del factor de cobertura  $k=2$ .

### Validación del modelo

Como primera comprobación de la validez del modelo teórico se realizaron perfiles en la imagen SPECT de un maniquí de uniformidad tomográfica y se ajustaron a la expresión (5). El valor obtenido de  $r^2$  fue de 0,9995, lo que indica un ajuste muy bueno (fig. 2a). Para el maniquí de resolución tomográfica deja de cumplirse la aproximación de distribución de actividad uniforme (fig. 2b) pero, dado que el ajuste reproduce bien la zona de los ex-

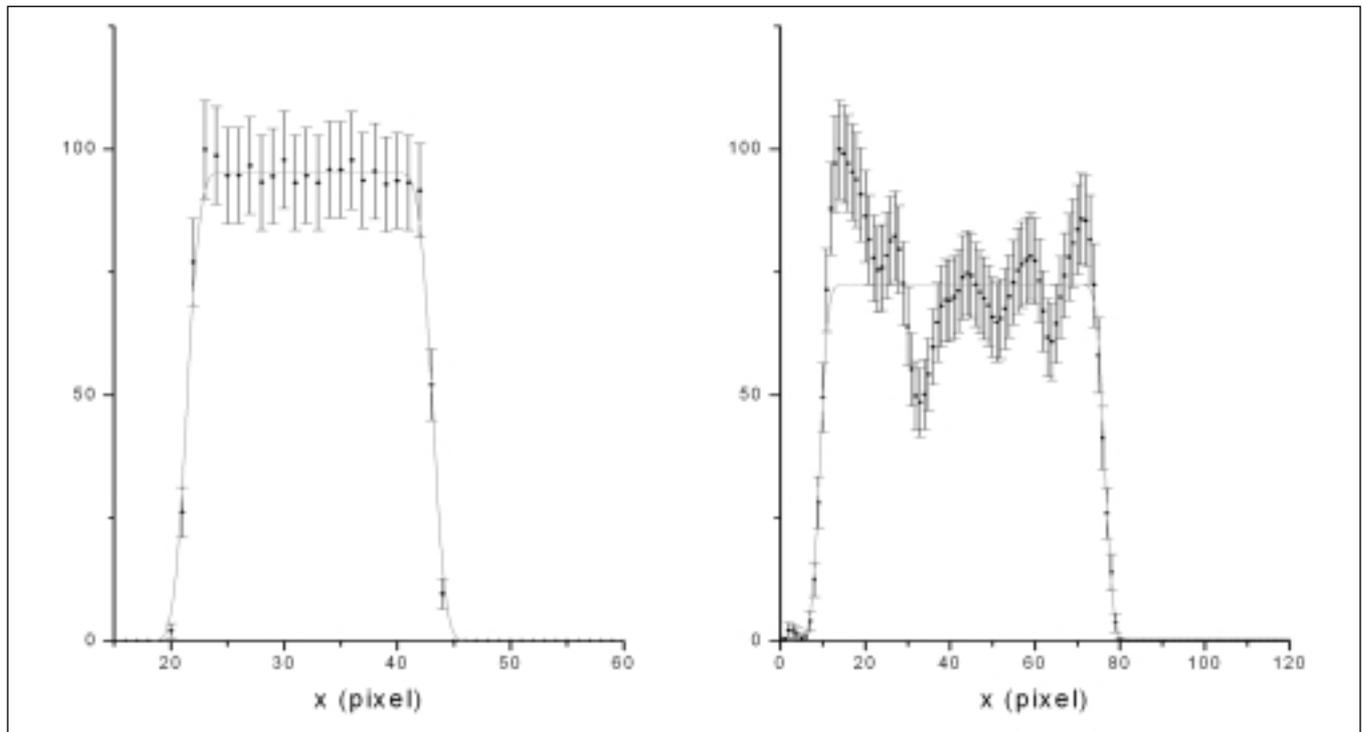


Fig. 2. Perfiles normalizados al valor máximo y ajustados según la ecuación 5 (línea continua) y valores medidos (puntos).

a) correspondiente a un maniquí de uniformidad tomográfica. El ajuste es muy bueno, dando un valor de  $r^2 = 0,9995$ .

b) correspondiente a un maniquí de resolución tomográfica. En este caso el ajuste se realiza, no para la descripción de todo el perfil, sino únicamente de sus bordes. Como se observa, ésta es adecuada.

**Tabla 1. Tamaño del perfil promedio en mm medido para ambas modalidades. A efectos de comparación para el CT el maniquí es un cilindro de 200 mm de diámetro x 110 mm de alto y sus dimensiones interiores, a efectos de comparación con el SPECT son de 193 mm de diámetro x 101 de alto**

	Proyección axial		Proyección sagital	
	CT (mm)	SPECT (mm)	CT (mm)	SPECT (mm)
Eje X	200,0 ± 0,2	190 ± 3	109,9 ± 1,0	102 ± 3
Eje Y	199,9 ± 0,2	193 ± 3	199,3 ± 0,6	199 ± 3
Eje Z	109,5 ± 0,2	101 ± 3	195,3 ± 0,2	192 ± 3

tremos del perfil a partir de los cuales se determina el tamaño de la distribución, permite estudiar posibles distorsiones en las imágenes.

### Distorsiones

A continuación se verificó que el algoritmo de registro no distorsionara la imagen transformada.

La tabla 1 muestra los valores promedio del tamaño del perfil medido para ambas modalidades. Estos valores no muestran ninguna distorsión en la proyección axial, y el tamaño promedio medido es de  $200,0 \pm 0,2$  mm en la modalidad CT, y  $192 \pm 3$  mm en la modalidad SPECT, consistentes con los tamaños reales (200 y 194 mm, respectivamente). Sin embargo, en la otra configuración, girando el maniquí  $90^\circ$  respecto al eje perpendicular a la camilla, se observa un artefacto de volumen parcial debido a la reconstrucción, diferente a una distorsión, debido a que las proyecciones coronal y sagital se construyen interpolando a partir de la axial y existe una mayor separación entre los cortes tomográficos que entre los pixels de una misma imagen. Este se observa en ambas modalidades, tanto en la imagen CT (en x mide  $199,3 \pm 0,2$  mm y en y  $195,3 \pm 0,2$  mm) como en la de SPECT (en x mide  $199 \pm 3$  mm y en y  $192 \pm 3$  mm), por lo que se descarta que su origen sea el algoritmo de registro.

Como ya se ha comentado en el apartado de "material y métodos" a partir de las dimensiones del maniquí se puede calcular el tamaño de pixel en las tres proyecciones. En la tabla 2 se muestran los valores promedio del tamaño de pixel correspondientes. El artefacto de volumen parcial observado hace que exista una diferencia entre el tamaño de pixel en el plano axial y en el eje Z para la modalidad de SPECT.

**Tabla 2. Tamaño de pixel promedio medido en mm para ambas modalidades**

	Tamaño teórico		Proyección axial		Proyección sagital	
	CT (mm)	SPECT (mm)	CT (mm)	SPECT (mm)	CT (mm)	SPECT (mm)
Eje X	1,47	2,95	1,46 ± 0,02	2,80 ± 0,03	1,44 ± 0,01	2,73 ± 0,08
Eje Y	1,47	2,95	1,47 ± 0,01	2,79 ± 0,03	1,47 ± 0,01	2,72 ± 0,05
Eje Z	1,47	2,95	1,46 ± 0,03	3,05 ± 0,08	1,50 ± 0,09	2,85 ± 0,01

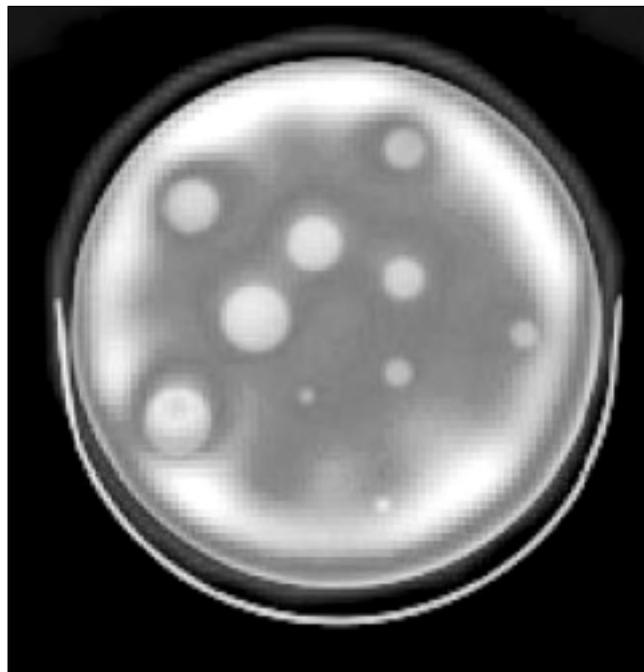


Fig. 3. Imagen de fusión, proyección axial. Se observa un defecto en el registro en la dirección y.

### Error de registro

En una inspección visual de la imagen de fusión se aprecia un cierto desplazamiento entre las dos modalidades en el eje Y (fig. 3). Los ajustes de los perfiles correspondientes al maniquí entero permiten evaluar el error de registro. La tabla 3 muestra el valor obtenido en la tanda de cinco exploraciones. En promedio, el error de registro medido es  $\Delta x = -2 \pm 2$  mm,  $\Delta y = -3 \pm 2$  mm y  $\Delta z = 1 \pm 3$  mm.

El criterio usado para aceptar la calidad del registro es que el error medido no sea mayor que el tamaño de pixel de la imagen de mayor resolución, la de CT. Según este criterio, la calidad del registro es aceptable.

La variación del error de registro a lo largo de toda la imagen se estudia a partir de perfiles tomados en las direcciones X e Y centrados en cada una de las imágenes de las barras de PMMA. Los valores obtenidos a partir de los ajustes promediados por grosor de las barras se muestran en la tabla 4. En el estudio de SPECT no se aprecia imagen de las barras de 0,5 cm, por lo que los perfiles se toman para las imágenes de las barras de 1 cm grosor en adelante.

**Tabla 3. Error de registro medido a partir de los perfiles de la imagen del maniquí en una tanda de 5 repeticiones**

$\Delta x$ (mm)	$\Delta y$ (mm)	$\Delta z$ (mm)
$-1,6 \pm 0,1$	$-2,9 \pm 0,1$	$1,4 \pm 2,8$
$-3,2 \pm 4,1$	$-1,1 \pm 3,9$	$2,8 \pm 0,7$
$-0,9 \pm 1,9$	$-3,1 \pm 0,6$	$1,4 \pm 2,8$
$-1,6 \pm 0,4$	$-2,9 \pm 0,6$	$-1,1 \pm 0,7$
$-1,6 \pm 0,1$	$-3,2 \pm 0,5$	$0,5 \pm 0,4$

**Tabla 4. Error de registro promedio y error en el tamaño por grosor de objeto medido a partir de los perfiles de la imagen de las barras de PMMA**

Tamaño objeto (cm)	$\Delta x$ (mm)	$\Delta y$ (mm)	$\Delta\Phi_x$ (mm)	$\Delta\Phi_y$ (mm)
1,5	$0 \pm 5$	$-4 \pm 7$	$2 \pm 8$	$4 \pm 9$
2,0	$-1 \pm 4$	$-5 \pm 5$	$0 \pm 5$	$3 \pm 7$
2,5	$-2 \pm 3$	$-4 \pm 3$	$1 \pm 5$	$1 \pm 7$

No se observa una dependencia clara del error de registro con el tamaño de los objetos (fig. 4). Los valores obtenidos para las barras de 1,5, 2 y 2,5 cm son, en promedio,  $\Delta x = -1 \pm 6$  mm y  $\Delta y = -3 \pm 6$  mm. Estos valores son consistentes con el error medido considerando la imagen de todo el maniquí.

Tampoco se observa una dependencia clara del error de registro  $\Delta x$  con la posición (fig. 5), distribuyéndose los valores alrededor del promedio, 2,5 mm. Sin embargo el valor de  $\Delta y$  es sensiblemente mayor a lo largo de la imagen, 4,9 mm en promedio. Esto se debe a que, como ya se ha comentado, la posición de la mesa cambia de la adquisición de SPECT a la de CT, desplazándose longitudinalmente hasta la posición donde se emite el haz de rayos X. La flexión en la mesa debida al peso del maniquí puede producir un ligero desplazamiento en la dirección Y entre ambas imágenes.

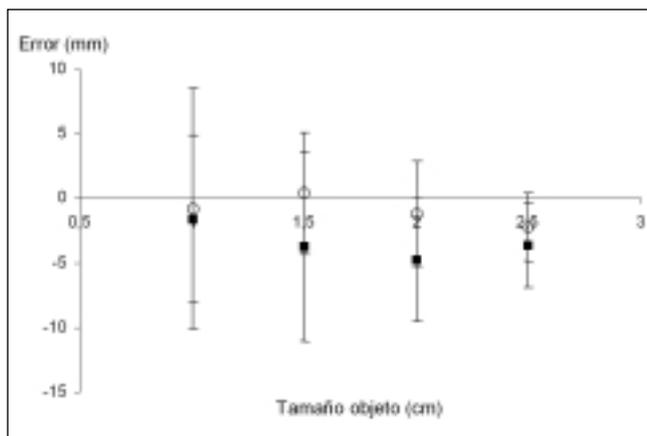


Fig. 4. Dependencia del error de registro en el plano axial con el tamaño de los objetos. Los círculos huecos corresponden al eje x y los cuadrados al eje y. Se observa un error sistemático de unos -3 mm en la dirección y coherente con la imagen de fusión (fig. 3).

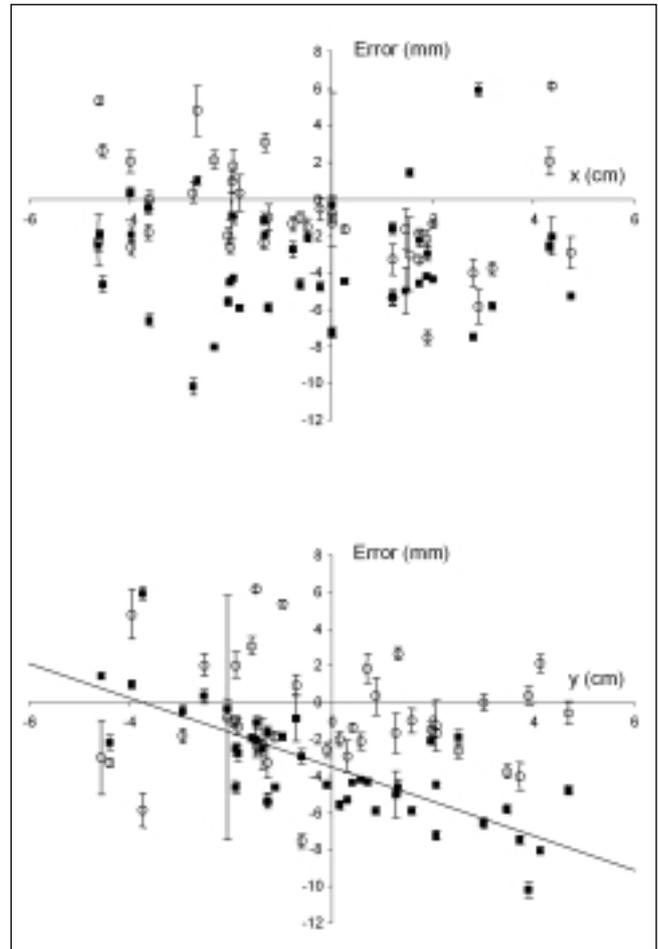


Fig. 5. Representación de los errores de registro  $\Delta x$  (círculos huecos) y  $\Delta y$  (cuadrados) en el plano axial en función de las direcciones x e y. Se muestran conjuntamente todos los objetos y todas las exploraciones del maniquí. Se observa una cierta tendencia en el error de registro  $\Delta y$  en la dirección y en función de la posición, no presente en la dirección x, representada por la recta de ajuste lineal ( $R^2=0,5939$ ).

Se observa también que  $\Delta y$  tiene una cierta tendencia de crecimiento con la coordenada y.

La variación del error de registro en el eje Z se estudia a partir de los perfiles obtenidos de la imagen del maniquí girado  $90^\circ$  en el soporte de cabeza. En estos, las imágenes de las barras aparecen en la proyección sagital. El error de registro medido se muestra en la tabla 5. En promedio, los valores medidos son  $\Delta y = -4 \pm 5$  mm y  $\Delta z = 0 \pm 3$  mm.

**Tabla 5. Error de registro promedio por grosor de objeto medido a partir de los perfiles de la imagen de las barras de PMMA en la posición perpendicular**

Tamaño objeto (cm)	$\Delta y$ (mm)	$\Delta z$ (mm)
1,5	$-0,7 \pm 0,1$	$0,6 \pm 0,2$
2,0	$-4,3 \pm 4,8$	$-1,2 \pm 3,0$
2,5	$-5,3 \pm 0,2$	$1,4 \pm 2,7$

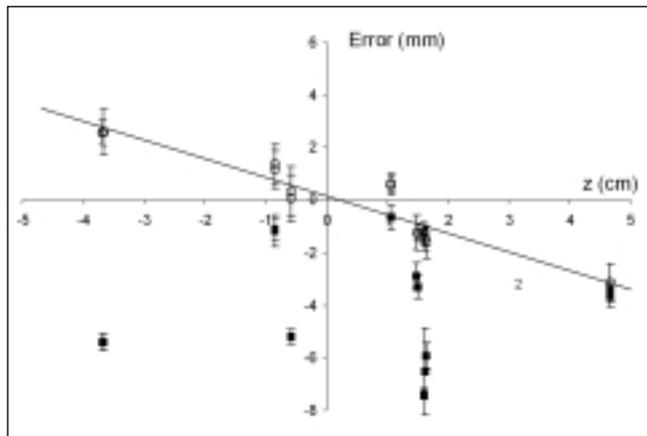


Fig. 6. Representación de los errores de registro  $\Delta z$  (círculos huecos) y  $\Delta y$  (cuadrados) en el plano sagital (girado el maniquí  $90^\circ$ ) en función de la dirección  $z$ . Se observa una tendencia en el error de registro en la dirección  $z$  representada por la recta de ajuste lineal ( $R^2=0,8976$ ).

Hay una cierta dependencia del error de registro  $\Delta z$  con la coordenada  $z$ , como puede observarse en la fig. 6. Las tendencias lineales en  $y$  y en  $z$  que se observan en las figuras serían consistentes con un giro del maniquí respecto del eje  $x$ , es decir, con una flexión de la mesa.

#### Error en el tamaño

Los valores medidos del error en el tamaño de los objetos para la modalidad de SPECT en el plano axial se muestran en la tabla 4. La representación gráfica del error en el tamaño frente al tamaño de las barras de PM-MA muestra una tendencia lineal, haciéndose más pequeño cuanto más gruesas son las barras (fig. 7). Esta disminución es natural, ya que el modelo determina la PSF con menor fiabilidad cuanto más se acerca el tamaño de un objeto a la resolución del sistema, siendo crítica para las barras de 1 cm (recordemos que la resolución del sistema de SPECT considerado es de 9 mm).

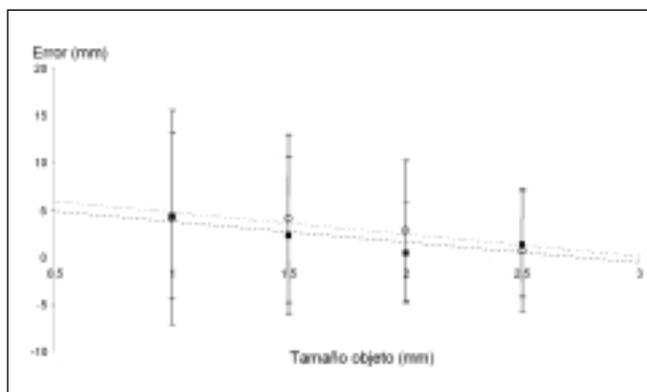


Fig. 7. Error en el tamaño de los objetos ( $\Delta\phi_x$ : cuadrados y  $\Delta\phi_y$ : círculos huecos) en función del tamaño, en el plano axial, para la modalidad de SPECT. Se observa una mejora con el tamaño de los mismos, representada por las rectas de ajuste, tanto para la dirección  $x$  (sólida,  $R^2=0,7119$ ) como para la dirección  $y$  (discontinua,  $R^2=0,8623$ ).

#### Reproducibilidad

El test de Kruskal-Wallis no mostró ninguna diferencia estadísticamente significativa para ninguno de los parámetros estudiados (error de registro, tamaño de los objetos y valores de la FWHM) en una tanda de cinco medidas independientes, a un nivel de significación del 1%. Por tanto, se puede afirmar que todos los valores obtenidos de cada parámetro provienen de una misma población, es decir, que los resultados son independientes del estudio realizado y no dependen ni de la colocación del maniquí ni de la situación concreta de los objetos dentro del mismo. Este test valida la generalidad del procedimiento.

#### Conclusiones

Este método permite estimar la exactitud del registro entre dos modalidades de imagen distintas y, por tanto, permite cuantificar la bondad de la fusión de las mismas con maniqués estándar disponibles en cualquier hospital para los controles de calidad usuales y con programas informáticos comunes y/o de libre disposición. Además, las herramientas informáticas utilizadas en nuestro caso podrían ser variadas por cada usuario sin quitar validez al método expuesto, basado en la comparación de perfiles de actividad *versus* perfiles de números CT en tres proyecciones ortogonales, por lo que se presenta como un método rápido, sencillo y versátil.

Los resultados de las medidas indican que la exactitud del algoritmo de registro estudiado es aceptable y pone en evidencia una pequeña flexión de la mesa de 3 mm entre el estudio de CT. Es recomendable, por tanto, incluir alguna prueba a estos efectos en el control de calidad de estos sistemas.

El método permite también estimar el tamaño de las lesiones frías con una precisión, como mínimo, del orden de la resolución de la imagen de SPECT. Cabe pensar que este modelo se pudiera aplicar igualmente a lesiones con geometría esférica y/o calientes, lo que se comprobará en futuros trabajos.

Con respecto a la periodicidad de la prueba, en el caso de programas de fusión que utilicen algoritmos de registro propiamente dichos, no se espera que la exactitud del mismo varíe en el tiempo, por lo que bastaría con realizarla en la aceptación del equipo y en cambios de software. Pero en sistemas que realizan un registro "inherente", como es el caso de la estación de trabajo usada en este trabajo, el método permite detectar las posibles faltas de alineamiento del eje del sistema de CT con el de SPECT, así como desajustes en el movimiento longitudinal de la camilla que es el que establece qué imágenes son homólogas y, por tanto, sería necesario incorporarla en el programa de control de calidad periódico.

## Referencias

1. Amthauer H, Denecke T, Rohlfing T, Ruf J, Böhmig M, Gutberlet M, et al. Value of image fusion using single photon emission computed tomography with integrated low dose computed tomography in comparison with a retrospective voxel-based method in neuroendocrine tumours. *Eur Radiol* 2005;15:1456-1462.
2. Ling CC, Hamm J, Larson S, Amols H, Fuks Z, Liebel S, et al. Towards multidimensional radiotherapy (MD-CRT): biological imaging and biological conformality. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:551-60.
3. Hill DLG, Batchelor PG, Holden M, Hawkes DJ. Medical image registration. *Phys Med Biol* 2001;46:1-45.
4. Maintz JBA, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis* 1998;2:1-36.
5. Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information. *IEEE Trans Med. Imaging* 1997;16:187-98.
6. Zhang J, Rangarajan A. Multimodality Image Registration Using an Extensible Information Metric and High Dimensional Histogramming. *Proceedings 19th International Conference IPMI (Information Processing in Medical Imaging) 2005*, Glenwood Springs, CO, USA. *Lecture Notes in Computer Science*. Vol. 3565, 725-737. Springer Berlin/Heidelberg.
7. Mutic S, Dempsey JF, Bosch WR, Low DA, Drzymala RE, Chao KS, et al. Multimodality image registration quality assurance for conformal three-dimensional treatment planning. *Int Journal of Rad Oncol Biol Phys* 2001;51:255-60.
8. Fitzpatrick JM, West JB, Marauder CR. Predicting error in rigid-body point-based registration. *IEEE Trans Med Imaging* 1998;17:694-702.
9. Brown LG. A Survey of Image Registration Techniques. *ACM Computing Surveys* 1992;24:4.
10. van den Elsen PA, Pol ED, Viergever MA. Medical Image Matching - A Review with Classification. *IEEE engineering in medicine and biology* 1993;12: 26-39.
11. Fraas B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Stern R, Van Dyke J, AAPM TG 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25:1773-1829.
12. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LD, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Med Phys* 2003;30:2762-2792.
13. Delbeke D, Coleman RE, Guiberteau MJ, Brown ML, Royal HD, Siegel BA, et al. Procedure Guideline for SPECT/CT Imaging 1.0\*. *Journal of Nuclear Medicine* 2006;47:1227-1234.
14. Camino JM, García MT, Puchal R. Método de control de calidad del registro de imágenes de SPECT y transmisión. *Revista de Física Médica* 2004;5:65-72.
15. Wong KH, Tang HR, Segall G, Hasegawa BH. Development of quantitative imaging methods for the GE Hawkeye CT/SPECT system. *Conference Record of the IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference* 2002;4:2170-2173.
16. Marquardt D. An Algorithm for Least-Squares Estimation of Non-linear Parameters. *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics* 1963;11:431-441.
17. Ruiz-Maya L, Martín Pliego FJ. *Estadística II: Inferencia*. Capítulo 13: Contrastes no paramétricos (II). 686-693. Editorial AC. Madrid (1995).
18. Kruskal WH, Wallis WA. Use of ranks in one-criterion variance analysis. *Journal of the American Statistical Association (JASA)* 1952;47:583-621 y "Corrections" *JASA* 1953;48:907-11.
19. Protocolo Nacional del control de calidad en la instrumentación en Medicina Nuclear, capítulo III, 206-207.

# Un método sencillo para el cálculo de dosis fuera del eje en haces de fotones de RT externa

P. Sánchez, J.M. González, J. Vivanco, D. Crelgo, A. Rodríguez, A. Villacé,  
J. Fernández

*Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo.*

## An easy way to calculate off axis dose in external radiotherapy photon beams

### Resumen

La dosis en puntos fuera de eje es dependiente de la profundidad y de la distancia al eje y puede obtenerse a partir de la dosis en el eje mediante un factor multiplicativo. Dicho factor se ha medido y comparado con valores calculados utilizando dos métodos distintos, uno propuesto en la literatura y otro presentado en este trabajo. Se concluye que con las restricciones adecuadas puede estimarse este factor de fuera de eje con una precisión aceptable utilizando un conjunto reducido de datos.

*Palabras claves:* Dosimetría. Planificador. Dosis fuera de eje.

### Abstract

Off axis points dose is calculated using a depth and off axis distance depending factor. This factor was measured and compared with calculated values with two methods, one from literature and other one introduced in this paper. Therefore using these methods with the appropriate restrictions allows to estimate reasonably the off axis factor using a reduced data set.

*Key words:* Dosimetry. Planning system. Off axis dose.

### Introducción

La introducción de técnicas modernas en la radioterapia externa ha incrementado notablemente la complejidad de los tratamientos. En particular, ha aumentado considerablemente el número de campos pesados fuera del eje del haz. Para campos abiertos la dosis en estos puntos con respecto a la dosis en el eje puede llegar a variar más de un 10% en haces de fotones de acelerador lineal y más de un 15% en haces de  $^{60}\text{Co}$ . Para campos con cuñas esta variación es obviamente mucho mayor.

El sistema independiente de verificación de los cálculos suministrados por el planificador es habitualmente de diseño sencillo y por tanto puede que no contemple estas situaciones. En este caso se hace imprescindible su actualización para que no se pierda su utilidad incluso

cuando se utilizan las técnicas de los tratamientos más complejos, así que es necesario un método de cálculo de la dosis en puntos fuera del eje que sea lo suficientemente preciso, pero que al mismo tiempo no olvide la sencillez en la implementación.

En este trabajo se muestra un estudio de los perfiles de dosis transversales para haces de fotones de varias energías, con distintos tamaños de campo y a distintas profundidades, y se presenta un método relativamente sencillo de determinar la dosis en puntos fuera del eje del haz de radiación. Así mismo se compara dicho método con otro muy simple propuesto en la literatura.

El objetivo perseguido fue modificar nuestro programa informático de verificación de cálculos dosimétricos para que pudiera utilizarse en el mayor número posible de situaciones clínicas.

### Material y métodos

En los haces de fotones de uso clínico la dosis en puntos fuera del eje ( $D_{fe}$ ) puede calcularse a partir de

Correspondencia: P. Sánchez Galiano. Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Central de Asturias. C/ Celestino Villamil s/n. 33006 Oviedo.

E-mail: dosimet@hca.es

Fecha de recepción: 20-6-2006

Fecha de aceptación: 21-11-2006

la dosis en el eje<sup>1</sup> ( $D_{eje}$ ) a la misma profundidad utilizando un factor de fuera de eje ( $F_{fe}$ ) dependiente del tamaño de campo  $r$ , de la profundidad  $p$  y de la distancia al eje  $d$ .

$$D_{fe}(r, p, d) = D_{eje}(r, p) \times F_{fe}(r, p, d) \quad (1)$$

Se ha partido de las medidas de  $F_{fe}$  de varias unidades de tratamiento (Varian Clinac 2100, Elekta Precise y Theratronics Theratron 780C) para varios tamaños de campo cuadrado y distintas profundidades en campos abiertos. También se midieron campos con la cuña motorizada de un acelerador Precise de Elekta. Esta consiste en una cuña física motorizada de 60° que puede introducirse en el campo durante parte o todo el tratamiento, consiguiéndose así ángulos de cuña de 1° a 60°. En los aceleradores Clinac 2100C y Clinac 2100CD se utilizan las cuñas dinámicas de Varian (*enhanced dynamic wedges*). Con este sistema se simula el efecto de la cuña introduciendo dentro del haz uno de los colimadores superiores durante la irradiación. Hay disponibles siete ángulos de cuña distintos. En este caso se calcula de forma analítica el factor de cuña en el eje y fuera de él siguiendo a Gibbons<sup>2</sup> y a otros autores<sup>3</sup>, y por tanto no es necesario aplicar el método aquí descrito. Los perfiles de dosis se midieron con una cuba automatizada y detectores de semiconductor y son los mismos que se utilizan en el sistema de planificación.

La tabla 1 muestra para cada energía estudiada los campos cuadrados analizados y las profundidades para cada campo.

Utilizar el conjunto de todos los datos medidos haría difícil la implementación en un programa informático de verificación que se presupone de diseño sencillo, así que se buscó algún método alternativo de estimación de  $F_{fe}$  que proporcionase resultados satisfactorios.

Primeramente se determinaron los valores máximos del factor de fuera de eje medido,  $F_{fe}^{med}$ , para todos los perfiles de la tabla 1. También se contabilizó el porcentaje de puntos donde  $F_{fe}^{med}$  es inferior al 1%, el porcentaje donde es superior al 1% pero inferior al 3% y en el que es superior al 3%. Estos datos aparecen reflejados en la tabla 2. Para evitar que el estudio quedase sesgado hacia los campos grandes y conseguir que todos los campos estudiados tuvieran la misma importancia relativa se escaló el número de puntos de cada perfil a los del perfil mayor. Además el análisis de los perfiles se limitó por la condición más restrictiva de las dos siguientes: la distancia al eje debe ser menor del 80% del tamaño del campo a la profundidad de medida del perfil y el punto debe estar a más de un centímetro de la proyección del borde del campo a dicha profundidad. Estas restricciones no excluyen las situaciones clínicas habituales, donde no se pesa la dosis tan lejos del eje.

De los datos de la tabla 2 se deduce que para campos con cuñas es obviamente imprescindible hacer algún ti-

po de corrección en el cálculo en cuanto nos alejamos mínimamente del eje, pero incluso para campos abiertos se hace necesaria dicha corrección si queremos estimar la dosis con una precisión aceptable. Se analizaron dos métodos para estimar el factor de fuera de eje, siempre considerando prioritaria la sencillez en la implementación.

El primer método consiste en utilizar para cada energía cualquiera que sea el tamaño de campo el factor de fuera de eje medido a varias profundidades para el campo máximo disponible<sup>1</sup>. Hay que considerar como haces con distinta energía aquellos que van modulados con una cuña física. El tamaño del campo máximo es en los aceleradores lineales de 40 x 40 cm para campos abiertos y 30 x 30 para campos con cuñas, y para la unidad de <sup>60</sup>Co de 35 x 35 cm en campos abiertos. Es decir:

$$F_{fe}^{cal}(r, p, d) = F_{fe}^{med}(r_{max}, p, d) \quad (2)$$

donde  $F_{fe}^{cal}(r, p, d)$  es el factor de fuera de eje calculado para un campo cuadrado de lado  $r$ , a una profundidad  $p$  y a una distancia al eje  $d$ , y  $F_{fe}^{med}(r_{max}, p, d)$  es el mismo factor medido en el campo cuadrado máximo a la misma profundidad y distancia al eje.

Se tiene así para cada energía una tabla en la que a partir de dos entradas, la profundidad y la distancia al eje, se obtiene un factor de fuera de eje que se utiliza pa-

**Tabla 1. Perfiles analizados**

Energía	Campo (cm)	Prof (cm)
Clinac 6 MV	4 / 10 / 15 / 20 / 40	1,4 / 10 / 20
Clinac 18 MV	4 / 5 / 10 / 15 / 20 / 40	3,2 / 10 / 20
<sup>60</sup> Co	5 / 10 / 20 / 30 / 35	0,5 / 5 / 10
Precise 6 MV	4 / 5 / 10 / 15 / 20 / 40	1,4 / 10 / 20
Precise 10 MV	4 / 5 / 10 / 15 / 20 / 40	2 / 10 / 20
Precise 18 MV	4 / 5 / 10 / 15 / 20 / 40	3 / 10 / 20
Precise 6 cuña	4 / 10 / 30	2 / 10 / 20
Precise 10 cuña	4 / 10 / 30	2 / 10 / 20
Precise 18 cuña	4 / 10 / 30	3 / 10 / 20

**Tabla 2. Diferencias máximas entre la dosis en el eje y fuera de él a lo largo de los perfiles transversales. Se indica también el número de puntos donde dicha diferencia es menor del 1%, entre 1% y 3% y mayor del 3%**

Energía	Dif <sub>máx</sub> (%)	# pto (%)
Clinac 6 MV	-10,1 / 4,9	63,0 / 25,3 / 11,7
Clinac 18 MV	-4,3 / 5,5	55,4 / 34,4 / 10,2
<sup>60</sup> Co	-15,0 / 0,1	55,2 / 22,5 / 22,7
Precise 6 MV	-8,7 / 6,2	66,2 / 25,2 / 8,6
Precise 10 MV	-5,4 / 6,0	55,3 / 30,3 / 14,4
Precise 18 MV	-6,2 / 5,9	57,9 / 29,4 / 12,7
Precise 6 MV cuña	-59 / 161	4,9 / 10,4 / 84,7
Precise 10 MV cuña	-58 / 155	4,8 / 9,9 / 85,3
Precise 18 MV cuña	-59 / 162	5,0 / 11,1 / 83,9

ra todos los campos. En nuestro caso se construyeron 9 tablas en total, 6 para campos abiertos y 3 para campos con cuña.

El segundo método consiste en utilizar los perfiles de dosis de un único campo abierto junto con los perfiles del campo máximo con cuña, y se expone a continuación.

Para calcular  $F_{fe}^{cal}$  con este último método distinguimos los casos de campo abierto de los de campos con cuñas. A continuación se analiza el primero de los casos, es decir, el de los campos abiertos. Se observó que si se utiliza una distancia al eje normalizada, de forma que tome el valor 0 en el eje y 1 en la proyección del borde del campo a una profundidad dada, la forma de los perfiles de dosis para los distintos tamaños de campo es muy similar. Así que eligiendo un determinado campo de tamaño  $r_0$  como referencia se tiene que para cualquier otro campo abierto de tamaño  $r$  el factor de fuera de eje a una profundidad  $p$  y a una distancia al eje  $d$  dadas,  $F_{fe}^{cal}(r,p,d)$ , se supone igual que el factor medido en dicho campo de referencia a la misma profundidad y a una distancia al eje proporcionalmente igual respecto al tamaño total del campo,  $F_{fe}^{med}(r_0,p,d')$ .

$$F_{fe}^{cal}(r,p,d) = F_{fe}^{med}(r_0,p,d') \quad (3)$$

Es decir, para cada energía con los perfiles de dosis medidos a distintas profundidades del campo de referencia se genera una tabla que proporcione  $F_{fe}^{med}(r_0,p,d')$  a partir de dos entradas, profundidad y distancia al eje normalizada, de forma que ésta tome el valor 1 en la proyección del borde del campo a dicha profundidad. Esta única tabla es la que se utiliza para todos los tamaños de campo a todas las profundidades y distancias al eje.

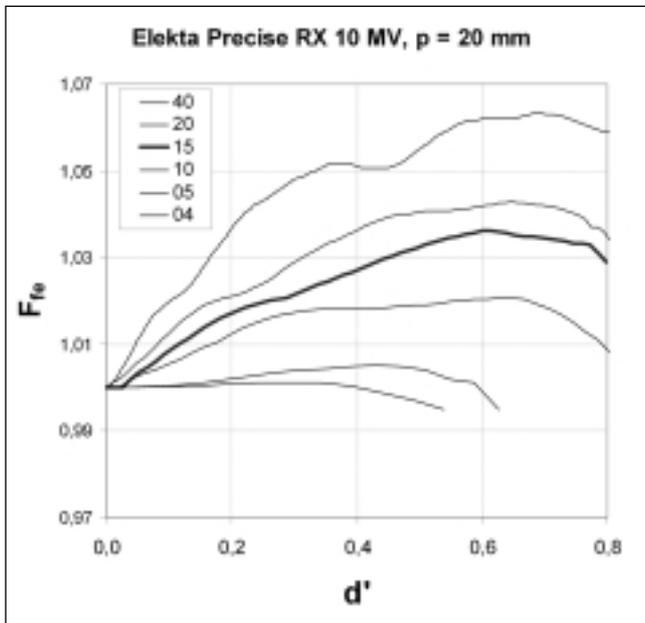


Fig. 1. Factor de fuera del eje medido para distintos tamaños de campo frente a la distancia al eje normalizada.

Se probaron varios tamaños de campo de referencia para las distintas energías y finalmente se eligió un campo cuadrado de lado 15 cm para los aceleradores y de lado 20 cm para la unidad de cobalto. Se generaron así un total de 6 tablas, una para cada energía disponible.

En las fig. 1 y fig. 2 se muestran perfiles de dosis con la distancia al eje normalizada para distintos tamaños de campo y profundidades de 2 y 10 cm para RX de 10 MV de un acelerador Elekta Precise. Intuitivamente se reconoce que en ambos casos el perfil más representativo de todos los campos es el correspondiente a 15 x 15 cm.

En el segundo caso, es decir, para campos con cuñas físicas se observó que la variación de la dosis en la dirección transversal al eje del haz es debida a dos efectos que se pueden separar. Uno es la variación debida al campo abierto y la otra la debida a la propia cuña. Si se descuenta la contribución del campo abierto los perfiles de dosis de cualquier campo se ajustan perfectamente a los del campo máximo.

Se utilizan los perfiles de dosis medidos del campo máximo con cuña corregidos por los perfiles medidos del mismo campo máximo abierto, es decir, para cada profundidad  $p$  y distancia al eje  $d$  se obtiene  $F_{fe}^{med}$  corregido dividiendo  $F_{fe}^{med}$  con cuña por  $F_{fe}^{med}$  abierto.

$$F_{fe}^{corr}(r_0,p,d) = \frac{F_{fe}(r_0,p,d)}{F_{fe0}(r_0,p,d)} \quad (4)$$

Con estos perfiles del campo máximo con cuña se genera una tabla que proporcione  $F_{fe}^{corr}$  a partir de dos entradas, profundidad y distancia al eje (sin normalizar). Para cada energía hay que generar una tabla por cada una

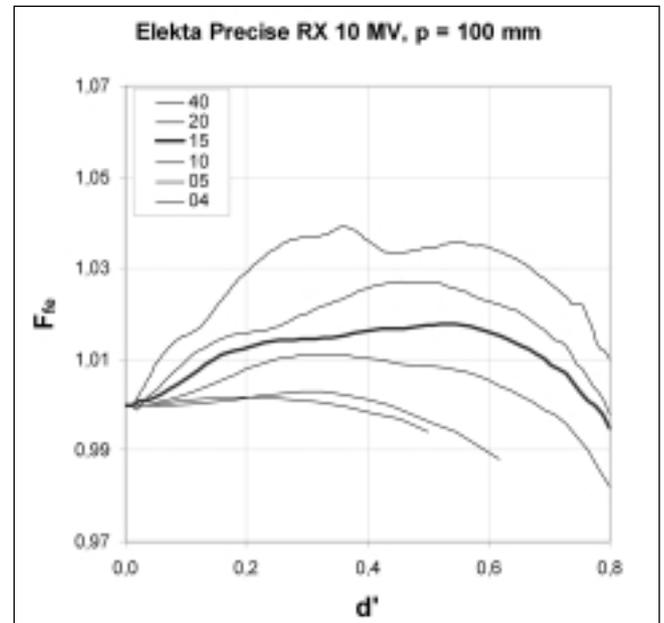


Fig. 2. Factor de fuera del eje medido para distintos tamaños de campo frente a la distancia al eje normalizada.

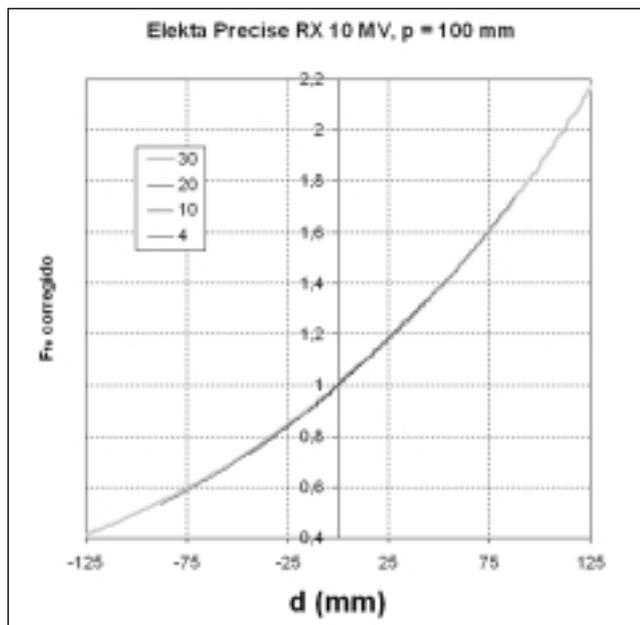
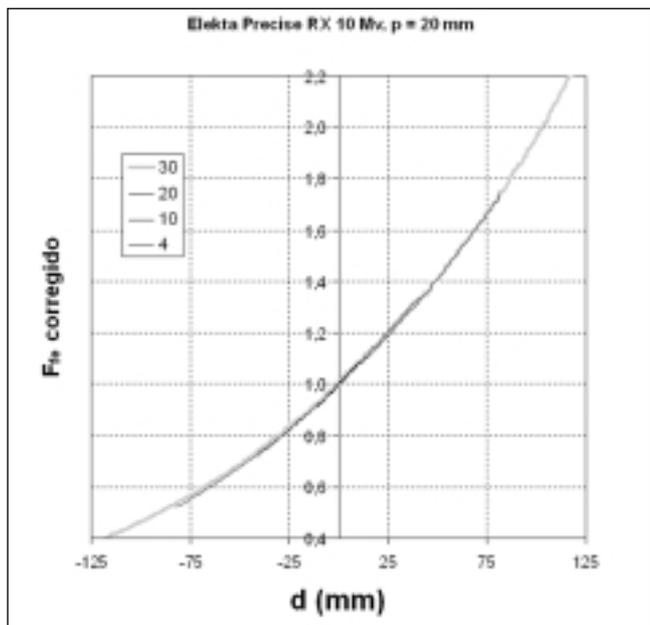


Fig. 3. Factor de fuera del eje corregido medido para distintos tamaños de campo con cuña de 60° frente a la distancia al eje.

Fig. 4. Factor de fuera del eje corregido medido para distintos tamaños de campo con cuña de 60° frente a la distancia al eje.

de las cuñas físicas utilizadas. En nuestro caso se generaron 3 tablas, una para cada energía del acelerador Precise con cuña motorizada de 60°.

Entonces para cada energía tendremos una tabla de  $F_{fe}$  para campos abiertos obtenida a partir de las medidas del campo de referencia y otra por cada cuña obtenida a partir de las medidas del campo máximo con cuña. Así para calcular  $F_{fe}^{cal}$  para campos con cuñas se calcula  $F_{fe}^{cal}$  para campo abierto con la primera tabla y se multiplica por  $F_{fe}^{cal}$  para campo con cuña corregido con la segunda tabla.

En las fig. 3 y fig. 4 se muestran perfiles de dosis con cuñas corregidos por campo abierto para distintos tamaños de campo y profundidades de 2 y 10 cm para RX de 10 MV de un acelerador Elekta Precise. Se puede ver que con los perfiles del campo máximo es posible obtener de manera inmediata los del resto de campos.

A continuación se muestra con un ejemplo concreto la aplicación del método para campos abiertos. La tabla 3 corresponde a  $F_{fe}^{med}$  medido para un campo de 15 x 15

cm de RX de 18 MV de un acelerador Elekta Precise. Tiene como entradas la distancia al eje y la profundidad. Se obtiene a partir de los perfiles medidos dividiendo la dosis en cada punto por la dosis en el eje del haz a la misma profundidad.

Si queremos estimar el factor de fuera de eje  $F_{fe}^{cal}$  para un campo de 10 x 10 cm a profundidad  $p = 5$  cm y distancia al eje  $d = 2$  cm se procede como sigue. Se calcula la distancia al eje normalizada a esa profundidad,  $d' = 2 / (5 * 1,05) = 0,38$ . Esta distancia al eje normalizada corresponde para un campo de 15 x 15 cm a 5 cm de profundidad a una distancia al eje de  $d = 0,38 * (7,5 * 1,05) = 3$  cm. Así se estima  $F_{fe}^{cal} = 1,006$ .

Veamos con otro ejemplo la aplicación de este método para campos con cuñas. La tabla 4 corresponde al factor fuera de eje con cuña corregido para un campo de 30 x 30 cm de RX de 18 MV con cuña motorizada de 60°. Tiene como entradas la distancia al eje y la profundidad. Se obtiene a partir de los perfiles medidos dividiendo en

Tabla 3. Factor de fuera de eje medido para RX 18 MV de acelerador Precise para un campo cuadrado de 15 x 15 cm

d(cm) / p(cm)	3	5	10	20	30
0	1	1	1	1	1
1	1,004	1,003	1,003	1,003	1,004
2	1,006	1,003	1,002	1,002	1,001
3	1,009	1,006	1,001	0,998	0,996
4	1,019	1,016	1,006	0,998	0,99
5	1,03	1,023	1,012	1	0,987
6	1,022	1,014	1,003	0,993	0,984
7	0,966	0,965	0,967	0,972	0,969
8	0,265	0,408	0,783	0,918	0,939

Tabla 4. Factor de fuera de eje con cuña corregido medido para RX 18 MV de acelerador Precise para un campo cuadrado de 30 x 30 cm

d(cm)/p(cm)	3	5	10	20	30
-14	0,337	0,339	0,362	0,406	0,448
-10	0,467	0,469	0,486	0,528	0,566
-6	0,641	0,641	0,656	0,685	0,714
-2	0,858	0,862	0,862	0,875	0,890
0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
2	1,163	1,161	1,151	1,133	1,126
6	1,547	1,534	1,517	1,450	1,415
10	2,004	1,998	1,946	1,824	1,744
14	2,585	2,580	2,478	2,259	2,124

cada punto la dosis medida por la dosis en el eje del haz a la misma profundidad y por  $F_{fe}^{med}$  para el mismo campo abierto de 30 x 30 cm a la misma profundidad y la misma distancia al eje. Se ha considerado que la distancia al eje es positiva hacia el lado fino de la cuña y negativa hacia el lado grueso.

Si queremos estimar el factor de fuera de eje  $F_{fe}^{cal}$  para un campo de 10 x 10 cm con cuña a profundidad  $p = 5$  cm y distancia al eje  $d = +2$  cm procedemos como sigue. A partir de la tabla 4 se obtiene 1,161 para  $F_{fe}^{cal}$  con cuña corregido, se multiplica por 1,006 del  $F_{fe}^{cal}$  para campo abierto y se obtiene 1,168 como valor estimado de  $F_{fe}^{cal}$  total.

## Resultados

Para ambos métodos se determinaron las diferencias máximas y mínimas entre el factor de fuera de eje medido y el calculado para cada energía (fig. 5). También se contabilizó el porcentaje de puntos donde dicha diferencia es inferior al 1%, el porcentaje donde es superior al 1% pero inferior al 3% y en el que es superior al 3%. Estos datos aparecen reflejados en la fig. 6. Para cada energía hay 2 columnas, la de la izquierda se corresponde con el método del campo máximo y la otra con el método del campo de referencia.

Es preciso hacer notar que para los haces de RX con cuña del acelerador de Elekta el estudio puede estar sesgado y favorecer el primer método ya que sólo se analizaron 3 tamaños de campo, siendo uno de ellos el campo máximo, que es donde se consigue el resultado óptimo utilizando esta aproximación. En contraste, para campos abiertos se analizaron un mínimo de 5 campos

siendo uno de ellos el campo de referencia del segundo método y otro el campo máximo, con lo que el sesgo hacia el campo que proporciona los resultados óptimos es menor (tabla 1).

Comparando con la tabla 2 puede verse que con los dos métodos la mejora es apreciable, sin embargo existen diferencias en los resultados que proporcionan. Utilizando los perfiles del campo máximo tenemos una diferencia máxima absoluta en la estimación de  $F_{fe}$  siempre igual o superior al 6% y para la energía del  $^{60}\text{Co}$  esta diferencia es incluso superior al 10%, aunque excepto para RX 10 MV del acelerador Precise el número de puntos donde dicha diferencia es inferior al 3% es siempre superior al 90%. Por otro lado utilizando los perfiles de un campo de referencia se asegura que la diferencia entre el valor calculado y el medido de  $F_{fe}$  es en cualquier situación menor del 6%. Además el número de puntos donde dicha diferencia es menor del 3% es en todo caso superior al 90%.

De un estudio detallado de los perfiles se deduce que el error en la estimación de  $F_{fe}$  utilizando los perfiles del campo máximo aumenta al aumentar la profundidad mientras que con el segundo método sucede lo contrario, a profundidades próximas al máximo de dosis es donde se producen los peores resultados, mejorando estos conforme aumenta la profundidad. Como en la mayoría de las situaciones clínicas nuestros cálculos de verificación se realizan a mayor profundidad que el máximo, en este sentido este último método se ajusta mejor a nuestras necesidades.

También se deduce que con ambos métodos dicho error aumenta al alejarnos del eje, pero cuando se utilizan los perfiles del campo máximo el error es proporcional a la distancia al eje, mientras que utilizando un campo de referencia las mayores diferencias se encuentran

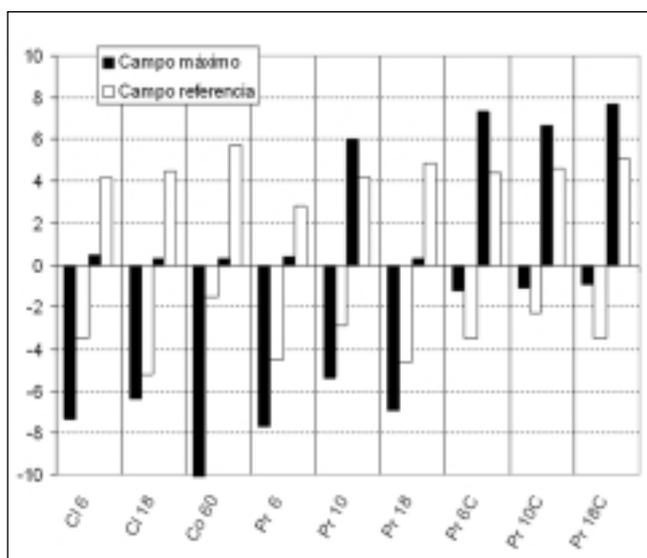


Fig. 5. Diferencias máximas entre el  $F_{fe}$  medido y el calculado con el método del campo máximo y el calculado con el método del campo de referencia.

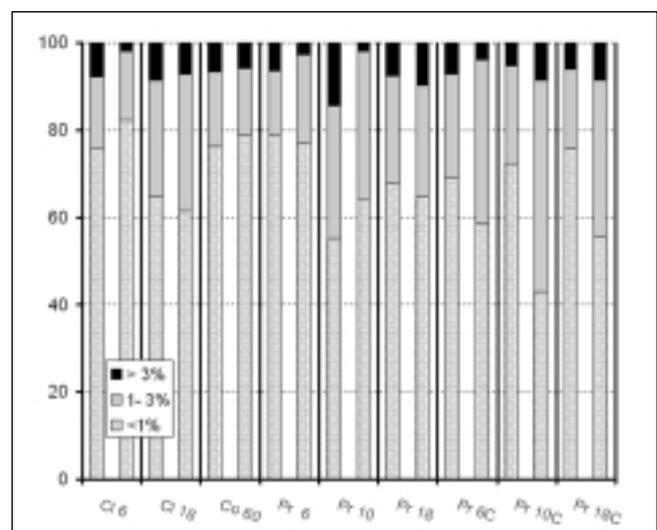


Fig. 6. Número de puntos donde la diferencia entre el  $F_{fe}$  medido y el calculado es menor del 1%, está entre el 1 y el 3% y es mayor del 3%, utilizando el método del campo máximo (columna de la izquierda) y el método del campo de referencia (columna de la derecha).

**Tabla 5. Valor de las restricciones en los perfiles para asegurar una diferencia entre  $F_{fe}^{med}$  y  $F_{fe}^{cal}$  inferior al 3% utilizando los perfiles del campo máximo**

Energía	Distancia al borde (cm)	% tamaño del perfil
Clinac 6 MV	1,0	61
Clinac 18 MV	1,3	67
$^{60}Co$	1,2	59
Precise 6 MV	1,0	56
Precise 10 MV	1,0	62
Precise 18 MV	1,2	62
Precise 6 MV cuña	1,0	61
Precise 10 MV cuña	1,2	55
Precise 18 MV cuña	1,0	53

unas veces hacia el borde del haz ( $^{60}Co$  y RX de baja energía) y otras hacia la máxima altura de los 'cuernos' de los perfiles producidos por el filtro aplanador (RX de alta energía). De esta forma si se utilizan los perfiles del campo máximo podemos asegurar que restringiendo la distancia al eje a un valor entre el 50% y el 70% del tamaño nominal del campo a la profundidad dada el error en la estimación de  $F_{fe}$  está siempre por debajo del 3% (tabla 5).

## Conclusiones

A la vista de los perfiles transversales de dosis es necesario realizar alguna corrección en el cálculo de dosis si queremos tener en cuenta los puntos fuera del eje a la hora de revisar los datos suministrados por nuestro planificador con un sistema independiente. Esta corrección debe hacerse con un método lo suficien-

temente sencillo para que no aumente demasiado la complejidad de la implementación, pero al mismo tiempo lo suficientemente preciso para que esté justificada esta revisión.

La utilización de los perfiles del campo máximo tiene la ventaja de la máxima sencillez pero con el inconveniente de que para conseguir resultados aceptables en todos los casos debemos ceñirnos al 60% o 70 % del tamaño nominal del campo. Con el método de los perfiles de un determinado campo de referencia, descrito en este trabajo, se puede estimar el factor de fuera de eje con una precisión aceptable en un mayor número de casos sin aumentar demasiado la complejidad de implementación.

Finalmente se hace constar que se comprobó que la elección del campo de referencia afecta a los resultados obtenidos con este último método. Para este trabajo se escogió el mejor de entre los que teníamos medidas disponibles. Seguramente si se elige como campo de referencia uno generado mediante regresión u otro tipo de ajuste entre varios campos se consigan diferencias aún menores en la estimación de  $F_{fe}$ .

## Referencias

1. Khan FM. "The physics of radiation therapy", second edition. Williams and Wilkins, Baltimore, USA:200-225.
2. Gibbons JP. Calculation of enhanced dynamic wedge factors for symmetric and asymmetric photon fields. Med Phys 1998;25:1411-1418.
3. Kuperman VY. A new analytical model for Varian enhanced dynamic wedge factors. Phys Med Biol 2004;49:2841-2851.

## Estimación de dosis fetal en un tratamiento de radioterapia externa mediante TLD

I. Conles, P. García, M. Pacheco, M. Mendiguren, D. Álvarez, J.I. Raba, A. Valgoma

*Unidad de Radiofísica de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Marqués de Valdecilla. Santander.*

### Fetal dose estimation during a teletherapy treatment by means of TLD dosimeters

#### Resumen

Presentamos la aplicación y desarrollo de un método de estimación y minimización de dosis absorbida por el feto durante un tratamiento supraclavicular de radioterapia externa a una mujer embarazada. Este método incluye la construcción de un blindaje adicional al proporcionado por el cabezal del acelerador, estimación de dosis fetal en un maniquí antropomórfico con blindaje adicional y sin él, y cálculo de la dosis real absorbida por el feto, mediante el uso de dosimetría *in vivo*. Los resultados obtenidos mostraron, no sólo la efectividad del blindaje diseñado, sino también la viabilidad del tratamiento sin sobrepasar el límite determinista de dosis para daño fetal.

*Palabras clave:* Dosis fetal. Radioterapia externa. TLD. Dosimetría *in vivo*.

#### Abstract

We present application and development for estimation and minimization of the dose to fetus during a supraclavicular teletherapy treatment undergone by a pregnant woman. This methodology includes the construction of an additional shielding to the linac head, estimating the fetal dose in a humanoid phantom with and without shielding, and calculating the real dose to fetus by means of *in vivo* dosimetry. The results showed not only the efficacy of the designed shielding, but also the feasibility of the treatment without reaching the dose threshold for deterministic effects to the fetus.

*Key words:* Fetal dose. Teletherapy. TLD. *In vivo* dosimetry.

#### Introducción

Nos encontramos ante el caso poco frecuente de una paciente de 27 años, en su segundo trimestre de embarazo, con un linfoma Hodgkin, que se va a someter a radioterapia. El linfoma afecta principalmente a la región supraclavicular izquierda, extendiéndose levemente hacia el tercio superior del mediastino. Se intentará administrar una dosis total de 40 Gy impartidos mediante dos campos AP-PA, siendo nuestro objetivo la estimación de dosis absorbida por el útero en cada sesión de tratamiento, para asegurarnos de no comprometer la integridad del feto excediendo el umbral de dosis para efectos deterministas<sup>1</sup>.

En base a los campos planificados para el tratamiento, y basándonos en las recomendaciones de la AAPM<sup>2</sup>, construiremos un blindaje adicional específico utilizando los

medios disponibles en nuestro servicio. Mediante la presentación de nuestros resultados, demostraremos la efectividad de tal blindaje y, por tanto, la conveniencia de su uso.

Para el montaje experimental y la obtención de nuestros resultados, contaremos con dosímetros de termoluminiscencia (TLD) y un maniquí antropomórfico, que nos permitirá simular las condiciones del tratamiento con y sin blindaje, obteniendo la estimación de dosis fetal y los factores que relacionen la dosis superficial en piel con la dosis dentro del útero en una misma vertical.

#### Materiales y método

Para toda la disposición experimental el material empleado es:

- Dosímetros TLD 100 de fluoruro de litio de un mismo lote, que no superan el 5% de desviación del valor medio de sus respuestas.
- Electrómetro PTW Unidos.
- Maniquí de láminas de polimetil metacrilato (PMMA) 30 x 30 cm de diversos espesores.

Correspondencia: I. Conles. Unidad de Radioterapia. Hospital Universitario Marqués de Valdecilla. Avda. de Valdecilla s/n. 39008 Santander.

E-mail: iban.conles.picos@gmail.com

Fecha de recepción: 2-10-2006

Fecha de aceptación: 8-11-2006



Fig 1. Detalle de las posiciones de los dosímetros TLD (bajo las cintas adhesivas blancas) en uno de los cortes del maniquí.

- Horno lector de TLDs Fimel LTM.
- Maniquí antropomórfico Rando, dividido en secciones de 2,5 cm de espesor.
- Dos planchas de plomo ( $23 \times 31 \times 3 \text{ cm}^3$ ) y una de tungsteno ( $28 \times 30 \times 1,5 \text{ cm}^3$ ).
- Cámara cilíndrica PTW 30006.
- Acelerador lineal de electrones Precise Elekta con MLC.

#### Planificación y blindaje

La radiación que contribuye a la dosis absorbida por el feto está compuesta por los fotones dispersados por los colimadores del haz, el cuerpo de la paciente y otros elementos como las paredes, así como por la radiación de fuga del cabezal del acelerador. Esta radiación depo-



Fig 2. Vista inferior del soporte regulable para el blindaje superior.

sita la llamada dosis periférica o dosis a una cierta distancia fuera del campo de tratamiento. Dado que dicha dosis periférica es función, principalmente, de la calidad de la radiación, de la distancia al borde del campo y el tamaño de éste, de la distancia a foco-piel (DFS) y, en menor medida, de la profundidad, todos estos aspectos deben considerarse en la planificación del tratamiento<sup>1,4-6</sup>. Nuestra planificación constó de dos campos AP-PA de fotones de 6 MV, con un tamaño de campo de  $11 \text{ cm}^2$  de cuadrado equivalente, estando el AP a una DFS = 115 cm y el PA a una DFS = 100 cm, conformados ambos mediante multiláminas, evitando el uso de cuñas, ya que aumentan la dosis dispersa y de fuga del acelerador. El uso de estos campos permitió el blindaje del vientre de la madre con simples planchas de plomo y tungsteno colocadas en soportes horizontales, previa-



Fig 3. Vista del blindaje superior en posición y situación de los dosímetros para medir la dosis en piel.



Fig 4. Posición del blindaje para proteger el útero de la radiación de fuga en el campo PA.

mente contruidos por nuestro servicio de mantenimiento (fig. 3 y fig. 4). Éstos debían ser resistentes y de fácil movilidad, prestando especial atención a las previsiones de crecimiento del vientre de la madre para el diseño del soporte del blindaje AP. Dicho blindaje, que alcanzaba los 67 kg de peso, tenía como objetivo disminuir en todo lo posible la contribución de dosis fetal debida a la radiación de fuga del cabezal<sup>3,7,8</sup>.

Todo el proceso de cálculo de dosis fetal durante el tratamiento, se basó en la estimación de la localización y tamaño del feto, tanto al principio del tratamiento como en el cambio esperado durante el curso de éste. Los puntos de medición de dosis en la madre mediante dosímetros termoluminiscentes se eligieron de tal manera que reflejasen la dosis recibida en distintas zonas del útero. Debido a que la paciente comenzó el tratamiento en la 16ª semana de gestación y lo terminó en la 20ª semana, los puntos de estimación de dosis seleccionados fueron:

**La sínfisis:** representa la zona del útero más alejada del extremo del campo.

**El fundus uterino en la 16ª semana:** representa la zona del útero más cercana al extremo del campo al inicio del tratamiento.

**El ombligo:** representa el punto al que se calcula llega el fundus hacia la 20ª semana de gestación.

Como es de suponer, la máxima dosis medida en el corte axial a la altura del ombligo nos ofrecerá una sobreestimación de dosis en útero.

Anteriormente a la simulación mediante maniquí rando, se procedió a la caracterización de la paciente mediante la toma de medidas, que resultaron ser:

- 33 cm del extremo inferior del campo al ombligo
- 38 cm del extremo inferior del campo al fundus
- 48 cm del extremo inferior del campo a la sínfisis.

### Calibración de TLD

Para la medida de dosis absorbida contamos con dosímetros TLD100 que presentan multitud de ventajas para su uso en dosimetría *in vivo* debido a su pequeño tamaño, equivalencia a tejido blando, exactitud, sensibilidad, y que permiten la realización de varias medidas simultáneamente<sup>7</sup>. La lectura del TLD100 por gray administrado es prácticamente independiente de la energía de la radiación para calidades del haz mayores o en torno a la del Co-60 ( $\pm 3\%$  de variación), mientras que su respuesta, por gray administrado, crece un 12% para fotones de energía en torno a los 100 KeV y un 40% para los de energía 30 KeV<sup>9</sup>.

Realizamos la calibración de los TLD a la calidad de 6 MV de nuestro acelerador (Precise Elekta). Para su uso fuera del campo, por lo mencionado antes, habrá que tener en cuenta que obtendremos valores de dosis validos de acuerdo con nuestro factor de calibración si las lecturas que nos ofrecen los TLD situados en las posiciones uterinas son debidas, exclusivamen-

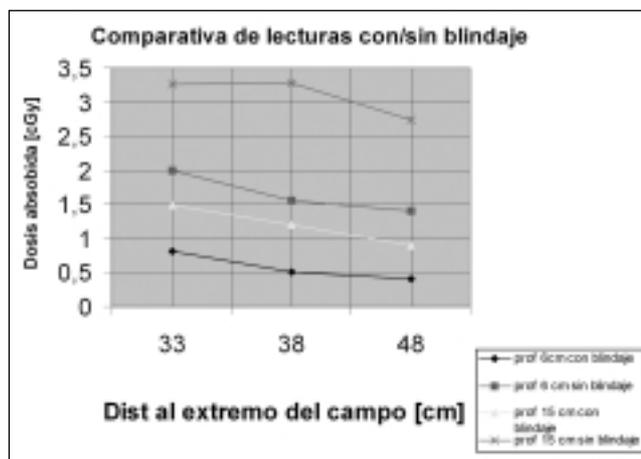


Fig. 5. Comparativa de lecturas de dosis absorbida durante 5 sesiones con/sin blindaje.

te, a fotones de energías superiores a 1 MeV. Está claro que no podemos asumir como cierto que todos los fotones que interaccionen con los detectores sean de energías mayores que 1 MeV, pero sí podremos establecer como cotas superiores de dosis absorbidas las obtenidas bajo esta suposición, pues si el valor de la lectura ofrecido por el TLD fuese provocado sólo por fotones de energía en torno a 30 KeV, dicho valor de lectura estaría sobrevalorado un 40% (debido a la calidad de los fotones que interaccionan), es decir, que el valor de dosis absorbida por el TLD, sería en realidad un 40% menor.

El proceso de calibración se llevó a cabo mediante comparación cruzada con una cámara cilíndrica, en condiciones de referencia (10 x 10 cm<sup>2</sup> y DFS = 100 cm), usando un maniquí de láminas de PMMA y energía de 6 MV. Buscamos obtener dos coeficientes de calibración, uno fuera de la región de CPE (*Charged Particle Equilibrium*) que relacione la lectura de los TLD colocados en la superficie, sin material de *build-up*, con la dosis a profundidad del máximo ( $F_{cal\ superf}$ ), y otro en condiciones de CPE ( $F_{cal\ CPE}$ ). Calibramos impartiendo 400 cGy a la profundidad del máximo, que hacen despreciable la contribución supralineal en la respuesta de los TLD. Durante todo el proceso de calibración y toma de medidas, reservamos al menos cuatro TLDs, que no radiamos, y cuya lectura nos ofreció el fondo o ruido que restamos a las lecturas de los TLD radiados.

### Coefficiente de calibración para regiones con CPE

Se midió la dosis absorbida en condiciones de referencia a  $z_{ref} = 10\text{ g/cm}^2$ , primero con la cámara cilíndrica [ $D_{cámara}(z_{ref})$ ] y luego con un juego de dos TLD colocados en el maniquí de PMMA, tomándose la media de sus lecturas [ $L_{TLD}(z_{ref})$ ]:

$$F_{cal\ CPE} = D_{cámara}(z_{ref}) / L_{TLD}(z_{ref}) \quad (1)$$

### Coefficiente de calibración para regiones sin CPE

Se colocaron dos TLD en la superficie del maniquí de PMMA cerca del centro del campo y sin material de *build-up*, se irradiaron y se relacionó la media de sus lecturas [ $L_{TLD}$  (superf)] con la medida de dosis a la profundidad del máximo realizada con la cámara cilíndrica [ $D_{cámara}(z_{max})$ ]<sup>7</sup>:

$$F_{cal\ superf} = D_{cámara}(z_{max}) / L_{TLD}(superf) \quad (2)$$

### Simulación del tratamiento

Después del proceso de calibración, nos encontrábamos en condiciones de medir dosis absorbida fuera del haz de radiación, tanto en superficie como en el interior del maniquí antropomórfico. Para estimar la dosis absorbida por el feto, colocamos el maniquí en la mesa de tratamiento y reproducimos las mismas condiciones geométricas del tratamiento: punto de entrada del haz, conformación, DFS, etc. A cada distancia de medida desde el extremo inferior del campo (33 cm, 38 cm, 48 cm) colocamos un juego de dos TLD en la superficie, sobre la línea media del maniquí y dos juegos, de dos TLD cada uno, situados dentro de las secciones del maniquí a 6 y 15 cm de profundidad y a 4 cm a ambos lados de la línea media de la sección, ocupando posiciones simétricas (fig. 1).

La medida de los TLD situados en el interior de las secciones representan la dosis fetal, mientras que los colocados en la superficie relacionan la dosis en profundidad (dentro de un mismo plano vertical) con la medida en un punto de la piel de la paciente en el que la dosis pueda ser monitorizada *in vivo*. Se programaron las unidades monitoras correspondientes a cinco sesiones y se procedió a irradiar el maniquí, sin hacer uso del blindaje, utilizando la geometría del tratamiento tanto para el campo AP como para el PA. A continuación se reemplazaron los TLD por otros nuevos y se repitió la irradiación del maniquí en las mismas condiciones que antes, pero colocando esta vez los blindajes AP y PA. Debido al pequeño valor registrado por los TLD, quizás se podría disminuir la incertidumbre de lectura y aumentar, por tanto, la relación señal/ruido si se hubiesen administrado más fracciones en lugar de cinco.

### Resultados y conclusiones

Las tablas 1 y 2 y la fig. 5 muestran los resultados de las medidas realizadas sobre el maniquí. Resulta evidente la efectividad del blindaje utilizado en el maniquí para disminuir la dosis superficial y la depositada en profundidad. La efectividad del blindaje o reducción de dosis expresada en % se calcula como la diferencia de dosis medidas en las mismas posiciones para el tratamiento

con y sin blindaje, dividido por el valor de dosis correspondiente al tratamiento sin blindaje. Se observa el comportamiento predicho de disminución de dosis absorbida a medida que aumenta la distancia al extremo del campo de tratamiento, tanto con el uso de blindaje como sin él. Además, obtenemos la relación entre la dosis en superficie y la correspondiente a las profundidades de 6 y 15 cm. El hecho de que la dosis absorbida sea mayor a la profundidad de 15 cm que a la de 6 cm parece deberse a que la DFS en el campo PA es menor que para el AP, por lo que la fuente de la fuga de radiación está más cerca de la espalda de la paciente.

Para establecer el número máximo de sesiones que se pueden impartir a la paciente, estudiaremos el caso más desfavorable, que será el de la posición en el maniquí que reciba mayor dosis por sesión, utilizando nuestros dispositivos de blindaje. Ésta corresponde a la zona del ombligo (a 33 cm del extremo del campo) a la profundidad de 15 cm. Recordar que por lo comentado en el apartado calibración de TLD este valor ya está sobreestimado al ser una cota superior. En 5 sesiones recibiría según nuestra simulación  $1,49\ cGy \pm 0,05\ cGy$ , es decir,  **$0,30\ cGy \pm 0,01\ cGy$  por sesión**. Si el radioterapeuta desea llegar hasta las 20 sesiones (2 Gy por sesión), la dosis fetal que sobreestimamos con nuestro dispositivo experimental serían unos 60 mGy, que está por debajo del umbral de daño determinista establecido por la AAPM<sup>1</sup> (y la ICRP<sup>8</sup>) y por tanto nos ofreció garantías para iniciar el tratamiento de la paciente monitorizándolo mediante dosimetría *in vivo*. Los resultados que se obtuvieron de la monitorización de la paciente mediante dosimetría *in vivo* se muestran en la tabla 3. Estos resultados “reales” son del mismo orden que los obtenidos mediante la simulación con maniquí antropomórfico, aunque algo mayores para la posición más desfavorable, lo que ofrece cierta seguridad de que la estimación de dosis fetal es correcta.

Si consideramos que los únicos fotones a los que no afecta el blindaje son los dispersados por el propio maniquí (que viajan a través de él), se infiere que la reducción

**Tabla 1. Muestra la media de dosis medida durante cinco sesiones en el maniquí antropomórfico sin utilizar blindaje**

Dist al extremo del campo [cm]	Media dosis leída por TLD interiores [cGy] aplicando $F_{cal,CPE}$		Media dosis leída por TLD en superficie [cGy] aplicando factor de calibración superficie
	Prof [cm] 6	Prof [cm] 15	
Ombligo 33 cm	1,99 ± 0,03	3,27 ± 0,05	2,80 ± 0,04
Útero 38 cm	1,55 ± 0,04	3,28 ± 0,02	1,72 ± 0,03
Sínfisis 48 cm	1,40 ± 0,02	2,74 ± 0,03	1,57 ± 0,06

**Tabla 2. Muestra la media de dosis medida durante cinco sesiones en el maniquí antropomórfico utilizando blindaje**

Dist al extremo del campo [cm]	Media dosis leída por TLD interiores [cGy] aplicando $F_{cal,CPE}$		Reducción de dosis [%]	Media dosis leída por TLD en superficie [cGy] aplicando $F_{cal,super}$		Reducción de dosis [%]
	Prof [cm] 6	Prof [cm] 15				
Ombbligo 33 cm	0,82 ± 0,04	1,49 ± 0,05	59% a 6 cm 54% a 15 cm	1,86 ± 0,06		33%
Útero 38 cm	0,51 ± 0,03	1,20 ± 0,05	67% a 6 cm 63% a 15 cm	1,32 ± 0,05		23%
Sínfisis 48 cm	0,41 ± 0,04	0,90 ± 0,03	71% a 6 cm 67% a 15 cm	0,92 ± 0,03		40%

**Tabla 3. Muestra las lecturas realizadas sobre la propia paciente (dosis superficial), realizadas durante una sesión, así como un cálculo de la dosis esperable según el factor dosis superficial-dosis en profundidad obtenido a partir de la tabla 2**

Dist al extremo del campo [cm]	Media dosis leída por TLD en superficie [cGy] mediante monitorización in vivo	Estimación de dosis fetal [cGy]	
		Prof [cm] 6	Prof [cm] 15
Ombbligo 33 cm	0,472 ± 0,003	0,21 ± 0,01	0,38 ± 0,02
Útero 38 cm	0,26 ± 0,02	0,10 ± 0,01	0,236 ± 0,02
Sínfisis 48 cm	0,136 ± 0,003	0,061 ± 0,006	0,133 ± 0,007

de dosis debido al blindaje, a las diversas distancias del extremo del campo, se debe sobre todo a la "eliminación" de los fotones procedentes de fugas del cabezal y dispersados por los colimadores; es decir, son esos los fotones sobre los que principalmente se manifiesta efectivo nuestro blindaje.

Consultando otras fuentes relativas a la misma problemática de tratamientos de pacientes embarazadas, puede observarse que la efectividad en el blindaje del feto es muy dependiente de la localización del tumor y de la elección de campos de tratamiento, pues dadas determinadas condiciones favorables, podrían utilizarse otros elementos protectores, como pantallas plomadas verticales, que debido a su mayor superficie bloquean mejor la radiación de fuga del cabezal y los fotones dispersados por los colimadores, consiguiendo mejores resultados<sup>3</sup>.

## Agradecimientos

Quisieramos mostrar nuestra gratitud al servicio de Protección Radiológica, al Dr. Antonio Collado Lara médico del Servicio de Oncología Radioterápica y al servicio de mantenimiento todos ellos del HUMV por su colaboración y buena disposición.

## Referencias

1. AAPM. Report 50. Fetal Dose from Radiotherapy with Photon beams. Report of AAPM radiation therapy committee task group 36,1995.
2. Mutic S, Klein E. A Reduction in the AAPM TG36 Reported Peripheral Dose Distribution with Tertiary Multileaf Collimation. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1999;44:947-953.
3. Lliso F, Pérez-Calatayud J, Casal E, Carmona V, Soriano A, Manzano F, et al. Dosimetría y garantía de calidad en el tratamiento radioterápico de pacientes embarazadas. *Revista de Física Médica* 2004; 39.
4. Mutic S, Esthappan J, Klein E. Peripheral Dose Distribution for a Linear Accelerator equipped with a Secondary Multileaf Collimator and Universal Wedge. *J Applied Clin Med Phys* 2002;3:302-309.
5. Prado KL, Nelson SJ, Nuyttens JJ, Williams TE. Clinical Implementation of the AAPM Task Group 36 Recommendations of Fetal Dose from Radiotherapy with Photon Beams: a Head and Neck Irradiation Case Report. *J Applied Clin Med Phys* 2000;1:1-7.
6. Kase K R, Svensson G K. Measurements of Dose from Secondary Radiation outside a Treatment Field. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1983; 9:1177-1183.
7. Ferguson HM, Lambert GD, Harrison RH. Automated TLD System for Tumor Dose Estimation from Exit Dose Measurements in external Beam radiotherapy. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 1997; 38: 899-905.
8. ICRP.Publicación ICRP-84. Embarazo e irradiación médica.1999.
9. McKinlay AF. Thermoluminescence Dosimetry. *Medical Physics Handbooks* 1981;5:66-67.

### **Planificación de tratamientos radioterápicos con intensidad modulada basados en la perspectiva de la anatomía que tiene el haz para su conformación y fluencia**

Partiendo de la siguiente Hipótesis: “Una solución más eficiente a la distribución de la dosis en los pacientes sometidos a terapia con intensidad modulada (IMRT) puede obtenerse a partir del punto de vista del haz de radiación con respecto a los tejidos involucrados en su camino”, se pretenden obtener tratamientos de IMRT mediante una planificación alternativa a la inversa convencional, en los que se tienen en cuenta consideraciones geométricas a la hora de generar segmentos y optimizar fluencias. Este nuevo planteamiento de la planificación de IMRT proporciona unas distribuciones de dosis equivalentes, o incluso, más adecuadas a las prescripciones, con un menor consumo de recursos y una menor dosis integral al paciente.

En el desarrollo de la tesis se describen los procedimientos a seguir para poder llevar a cabo la técnica, el sistema de control de calidad desarrollado para la validación de los tratamientos diseñados y los diferentes matices que surgen al implementar IMRT tanto a nivel del acelerador como del planificador.

Como conclusiones más importantes del trabajo tenemos:

– Se ha puesto, pues, a punto un método de planificación que denominamos MPH (modulación por perspectiva del haz) para tratamientos de IMRT.

– Tras 5 años de experiencia y más de 500 pacientes tratados por el procedimiento MPH, se han obtenido distribuciones de dosis de acuerdo con las prescripciones clínicas. Todos los casos clínicos de IMRT pueden ser tratados mediante un procedimiento basado en la metodología MPH.

– Los resultados obtenidos a partir del método MPH, han sido siempre cuanto menos comparables al procedimiento convencional del la IMRT inversa. No obstante la efectividad en términos de UM, número de segmentos empleados, tiempo de tratamiento, dosis integral y fiabilidad dosimétrica hacen claramente más eficiente el método MPH.

– El procedimiento descrito es susceptible de ser automatizado si el planificador dispone de las herramientas adecuadas para hacerlo.

**Autor:** Joan Vicent Roselló i Ferrando

*Servicio de Radiofísica- ERESA*

*Hospital General Universitario*

*Valencia*

*Grado de Doctor por la Universidad de Sevilla*

**Directores de Tesis:** D. Francisco Sánchez Doblado, Profesor Titular y D. Antonio Leal Plaza, *Profesor Ayudante Doctor, Pertenecientes ambos al Departamento de Fisiología Médica y Biofísica de la Universidad de Sevilla.*

**Lectura de la Tesis:** Mayo 2006.

*Departamento de Fisiología Médica y Biofísica de la Universidad de Sevilla.*

**Reciente creación de un grupo dedicado a la Física Médica en el CIEMAT (Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas)**

Recientemente se ha creado un nuevo grupo en el CIEMAT dedicado a la Física Médica. El principal objetivo de este grupo es llenar el espacio existente entre las actividades centradas en la atención y tratamiento diario de los pacientes, netamente clínicas y cubierta por los Servicios de Radiofísica de los hospitales, y la de investigación básica no trasladables de forma inmediata a la práctica médica.

El grupo nace abierto a la optimización de las técnicas existentes y a la adopción de nuevas propuestas útiles en el campo de las radiaciones ionizantes. Desde la radioterapia, externa e interna, y el radiodiagnóstico hasta lo que se refiere a tratamientos novedosos o técnicas terapéuticas y diagnósticas no radiactivas con el criterio general de que sean mínimamente invasivas.

El espectro de tareas es realmente amplísimo, pero tiene el denominador común de la Física, y su expansión hacia un área netamente multidisciplinar como son las aplicaciones en biomedicina.

Las primeras líneas de investigación de este grupo se están desarrollando en diferentes áreas:

*Diagnóstico.* Desarrollo y estudio de avanzadas técnicas en materia de detección y simulación para Tomografía por Emisión de Positrones.

*Radioterapia.* Se están desarrollando propuestas en el área de control de calidad dosimétrico para técnicas de radioterapia complejas y novedosas que hacen uso de haces de fotones de pequeñas dimensiones (Radiocirugía estereotáxica, RS, y terapias conformadas por modulación de intensidades, IMRT). Actualmente se está trabajando en este aspecto dentro del proyecto aprobado y financiado por la Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (AETS). Un objetivo del proyecto es la formación de un servicio de dosimetría postal por TLD que dé cobertura al creciente número hospitales que emplean estas técnicas.

*Investigación Básica* en áreas como la hadronterapia, sistemas GRID, desarrollo de códigos de verificación y planificación de tratamientos de intensidad modulada convencional (IMRT) y hadrónica (IMPT), patente de un nuevo maniquí polimórfico para dosimetría tridimensional en Física Médica, participación en ejercicios de comparación internacionales, etc.

Los integrantes de este grupo cuentan con una larga experiencia en el campo de la física nuclear, bien usando

herramientas de simulación utilizando los diversos códigos de Montecarlo existentes o en la participación activa en experimentos en física de partículas en el CERN. Asimismo son conocedores *in situ* de la problemática de la Dosimetría de Radiaciones en el entorno hospitalario y de las necesidades de protección del paciente, más allá de una justificación exclusiva por los beneficios obvios del tratamiento de su enfermedad.

Con estos principios, esta actividad de investigación aplicada que actualmente se desarrolla sólo puntualmente, y de un modo un tanto disperso por algunos grupos de investigación del país, es esperable que pueda estructurarse de modo coordinado como sucede en nuestro entorno tecnológico.

Miguel Embid  
CIEMAT

**Declaración de Málaga: declaración de intenciones de la EFOMP en relación con la Física Médica en Europa, 2006**

Las Organizaciones Nacionales Miembros de la EFOMP acuerdan presentar el contenido de este documento a la Comisión Europea, en la forma que se acuerde procedente, con el objeto de establecer:

- a) el reconocimiento de la Física Médica como profesión reglada en todos los estados miembros.
- b) el reconocimiento de la Física Médica como una profesión sanitaria.
- c) que la Protección Radiológica en los hospitales, que involucre a pacientes, personal de operación y miembros del público debe realizarse por Expertos en Física Médica.

*1. Estado actual de la Física Médica como profesión en Europa*

La Directiva 97/43/EURATOM de 30 de junio de 1997, relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas, define al Experto en Física Médica como un experto en física de las radiaciones o en tecnología de las radiaciones aplicada a las exposiciones, con responsabilidad de la protección radiológica del paciente

La Física Médica es una ciencia aplicada a la salud reconocida internacionalmente. Su competencia es la apli-

cación de los principios, conceptos, métodos y técnicas de la Física a la Medicina.

Los físicos médicos tienen una importante responsabilidad en lo referente a la calibración, seguridad, garantía de calidad y control de calidad del equipamiento usado en pacientes, especialmente cuando se emplean radiaciones ionizantes. También tienen la responsabilidad de la introducción, adaptación y optimización de nuevos equipos y métodos usados al efecto en el ámbito hospitalario. Por otra parte, los físicos médicos llevan a cabo la dosimetría y planificación, esenciales para los tratamientos con radiaciones en pacientes oncológicos. En la actualidad, la mayoría de los grandes hospitales en Europa disponen de Servicios de Física Médica y sus competencias son cada vez más demandadas.

Además de estar involucrados en la actividad clínica, los físicos médicos tienen un papel importante en la investigación y desarrollo de nuevas tecnologías e instrumentación de uso clínico. Tienen además la responsabilidad de realizar cursos de formación en física médica para físicos, ingenieros, técnicos y personal sanitario.

Los físicos médicos precisan tener unos requisitos especiales para realizar dichas actividades. En general, existe un amplio consenso en Europa al respecto: los físicos médicos deben tener un grado universitario o equivalente, principalmente en ciencias físicas, junto con varios años de educación especializada y formación. Parte de dicha formación se realizará en hospitales.

La Física Médica debe ser considerada como una PROFESIÓN SANITARIA REGLADA. La IOMP se constituye en grupo de presión ante la Organización Internacional del Trabajo (OIT) para incluir a la Física Médica como una profesión dentro de las clasificadas por la OIT.

En la mayoría de los países europeos, los físicos médicos han constituido Sociedades Nacionales de Física Médica. Estas sociedades se agrupan en la Federación Europea de Organizaciones de Física Médica (EFOMP). El objetivo primordial de la EFOMP es armonizar y promover una buena práctica de la Física Médica en Europa.

La entidad de las actividades desarrolladas por los aproximadamente 5000 físicos médicos en Europa constituye por sí misma un motivo suficiente para que esta profesión sea reconocida como profesión reglada por la Unión Europea.

## *2. Legislación Europea para el reconocimiento de requisitos profesionales. Solicitud para el reconocimiento de la Física Médica como profesión reglada*

El reconocimiento de la Física Médica como profesión reglada debe, en principio, aceptarse por todos y cada uno de los organismos reguladores. La Física Médica cumple con los requisitos de la Directiva 2005/36/CE,

publicada en el *Official Journal of the European Union* C58 e1 de 8 marzo de 2005. El proceso debe realizarse en cada país, mediante el reconocimiento de los requisitos profesionales.

El reconocimiento de los requisitos profesionales por parte de los Estados Miembros es la forma adecuada para solventar los principales obstáculos a la libre circulación de profesionales y de servicios. La libertad de los físicos médicos para establecerse en cualquier país europeo es, de hecho, uno de los objetivos de la EFOMP. Esta meta es, por otra parte, común a cualquier profesión según el Artículo 47 (ex-57) del tratado de la UE.

La libre circulación de trabajadores en una Unión Europea ampliada requiere un sistema de reconocimiento de los requisitos profesionales más simple y más claro que cualquiera de los diferentes sistemas adoptados en los pasados cuarenta años. En el momento presente, existe un claro deseo de formular una solución legislativa de cara a un rápido reconocimiento de los requisitos profesionales.

En el caso de ausencia de legislaciones nacionales para el reconocimiento de los requisitos profesionales, los Estados Miembros deben observar tanto el espíritu básico como los principios de procedimiento establecidos en el Artículo 43 del Tratado de la Comisión Europea: "aquellas personas que estén acreditadas en alguno de los países para realizar un cierto trabajo, deben estar autorizadas para realizar el mismo trabajo en cualquier otro país de la UE"

La Física Médica como profesión comporta un conjunto de características que permiten acceder a un sistema automático de reconocimiento, según establece la Directiva 2005/36/CE, basado en la coordinación de la formación y educación. Éstas son:

- a) La Física Médica puede y debe alcanzar el reconocimiento de "Categoría E" como nivel de requisitos.
- b) La Física Médica es una profesión que debe considerarse como profesión sanitaria, para las cuales existe un sistema automático de reconocimiento de requisitos profesionales.
- c) La Física Médica en Europa es una profesión respaldada por una Organización (EFOMP) que representa a la mayoría de los físicos médicos en la UE. La EFOMP puede impulsar la necesaria armonización de los planes de estudio en los Estados Miembros.

La Comisión Europea ha estipulado tres condiciones previas para permitir la obtención del reconocimiento de los físicos médicos en Europa.

- el acuerdo sobre la profesión.
- un amplio consenso entre los Estados Miembros.
- ventajas en comparación con el sistema general establecido en la directiva 2005/36/CE.

Las Organizaciones Nacionales Miembros (NMOs) de la EFOMP reconocen que la profesión de la Física Médi-

ca puede cumplir con todas las condiciones requeridas por la legislación de la UE para su consideración como profesión reglada en el ámbito sanitario.

### 3. La Física Médica y la Protección Radiológica en el ámbito médico

La EFOMP adoptó en 2005 la siguiente posición en relación a las responsabilidades de los físicos médicos en el campo de la Protección Radiológica en el ámbito hospitalario.

**“El Experto en Física Médica tal y como se define en la directiva 43/97 debe ser el profesional que supervise y asuma las responsabilidades de la Protección Radiológica en el ámbito hospitalario, incluyendo pacientes, personal de operación, miembros del público y visitantes”**

Debe considerarse lo siguiente:

1) Los físicos médicos tienen formalmente una formación teórica y práctica en la Protección Radiológica aplicada a las actividades médicas.

2) Los Físicos Médicos tienen las suficientes habilidades para operar los equipos empleados en los hospitales para producir y detectar la radiación.

3) Los Físicos Médicos tienen una formación práctica relativamente larga en los hospitales.

4) Los profesionales clínicos reconocen a los físicos médicos como especialistas indispensables que facilitan el empleo seguro de las radiaciones en los hospitales.

5) La Protección Radiológica de los pacientes, personal y visitas hospitalarias están interrelacionadas. Por esta razón, en la mayoría de los hospitales europeos la responsabilidad de la Protección Radiológica de los pacientes, operadores y visitas recae en los físicos médicos.

6) La Garantía de Calidad y el Control de Calidad en Radioterapia, Medicina Nuclear y Radiodiagnóstico se realiza bajo la supervisión de físicos médicos. El resultado de estas actividades tiene una clara implicación en la Protección Radiológica.

*Consejo de los Delegados de los NMOs, Reunión de la EFOMP, Málaga (España), Octubre 2006*

## POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA



### FABRICACIÓN DE MOLDES

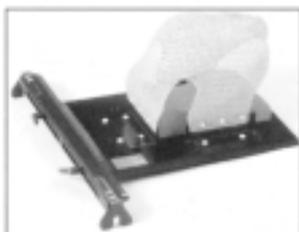
**Cortadores de bloques de Styrofoam**, tipos manual y automáticos para cortes 2D y 3D, partiendo de datos de placa radiográfica + scanner o de sistema de planificación disponible. **Sistema de planificación autodidáctico**, de manejo sencillo y práctico, especial para nuevos centros de trabajo.

**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.

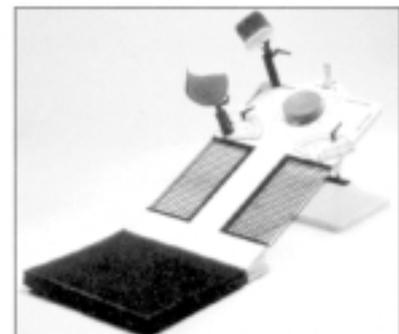


### FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

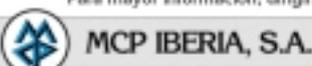
**Inmovilización de pacientes** mediante bandejas de fijación, adaptables a las camillas de las unidades de tratamiento o simulación, en metacrilato o fibra de carbono. Diferentes modelos para **pelvis, mamas (plano inclinado), cabeza y hombros**. **Hojas termoplásticas** moldeables a mano. **Baños termostáticos**.



**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

### **Resumen del Simposium Internacional sobre Protección Radiológica del paciente. 2- 4 octubre 2006. Facultad de Medicina. Málaga**

El objetivo de este simposio era valorar el estado actual y futuro de la PR del paciente, motivando el diálogo y el intercambio de información entre la diversidad de profesionales que intervienen en cada una de las disciplinas médicas que hacen uso de las radiaciones ionizantes.

Para ello el simposio se estructuró en mesas redondas, excepto la conferencia inaugural, realizada por A. González que comentó, entre otros puntos, los cambios presentados en el nuevo informe del UNSCEAR de septiembre de 2006, y la presentación sobre los avances en radiobiología.

Las mesas redondas abordaron los siguientes temas:

- Avances tecnológicos en los equipos radiológicos
- Radiología pediátrica
- Radiología intervencionista
- Nuevas técnicas de CT-PET y CT multicorte
- Mamografía digital
- Radioterapia
- El paciente frente a las exploraciones y tratamientos con radiaciones ionizantes
- Presente y futuro de la Protección Radiológica del paciente.

En ellas se combinó la participación de ponentes tanto nacionales como internacionales, representantes de distintos centros, sociedades, entidades, organismos, etc. que aportaron su visión, conocimiento y experiencia.

Se presentaron las mejoras que están desarrollando e implementando las casas comerciales para mantener una calidad de imagen a la vez que se reduce la dosis a paciente. Por ejemplo, el sistema presentado por Philips en la invención de un sistema automático de control y reducción de dosis en fluoroscopia activado por la mirada del operador, también el proyecto de mamógrafo digital "Dear mama" desarrollado fundamentalmente en nuestro país.

En la áreas de radiología se indicó la falta de formación existente sobre todo en los profesionales médicos, las condiciones y utillaje cada vez más específico que requiere la radiología pediátrica, la diversidad de técnicas para reducción de dosis en la exploraciones TC sin pérdida de información en la imagen y las elevadas dosis que reciben o pueden recibir tanto pacientes como profesionales en la radiología intervencionista. El estado del arte en la tecnología PET-CT.

En cuanto a la radioterapia, la preocupación que tiene el Comité correspondiente en la ICRP, con toda la nueva tecnología, especialmente las técnicas de intensidad modulada (IMRT), cuya distribución de dosis al paciente puede incrementar la incidencia en las segundas neoplasias. También se quiere revisar y actualizar los accidentes en radioterapia dado el enorme cambio tecnológico que ofrecen los equipos de alta energía.

Se comentó la información que se da al paciente y su percepción del riesgo. También el CSN dio su visión de la información que quiere hacer llegar al público de modo que sea lo más transparente posible.

Por último se presentó el estado actual de la legislación del paciente en España, la posición de la EFOMP sobre la PR en los hospitales, el papel que están desempeñando el OIEA y la PAHO. La situación de las nuevas recomendaciones de la ICRP, cuya aprobación está prevista próximamente.

Las conclusiones de cada una de las mesas fueron presentadas al final del Congreso por P. Ortiz López (OIEA) y se espera que se publiquen en noviembre en la página web de la SEPR así como también las ponencias.

Dentro del simposio se dedicó una sesión en paralelo a la presentación de los trabajos. En total fueron 65 que se distribuyeron por áreas y que todos ellos se han publicado en un número ordinario de la Revista Radioprotección (nº 49. Vol. XIII. Octubre 2006).

**Montserrat Ribas Morales**

*Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Santa Creu i Sant Pau. Barcelona*

### **Elección de Eduardo Guibelalde como Officer del Comité de la EFOMP para asuntos de la Unión Europea**

En octubre de 2006, los días 6 y 7 tuvo lugar en Málaga el *General Council* de la EFOMP. El evento fue patrocinado por la SEFM que hospedó a los miembros de la Junta Directiva de la EFOMP: Presidente, Tesorero, Secretario y Officers de los distintos Comités.

Previamente había sido anunciado a todas las Organizaciones Nacionales Miembros (NMOs) que en esa fecha tendría lugar la elección de los cargos que quedaban vacantes en la Junta o Council: Tesorero, Officer del Comité de Educación y Formación y Officer del Comité de Asuntos de la Unión Europea.

Es de señalar que estos dos últimos puestos han sido ocupados durante los pasados 3 años por los primeros españoles que han sido elegidos para ello por el *General Council* de Delegados de las NMO. Han sido Teresa Eudaldo para el Comité de Educación y Formación y José Hernández Armas para el Comité de Asuntos de la Unión Europea. Aunque era posible presentarse a la reelección, ambos Officers decidieron terminar su actividad como tales. Se abrió el proceso electoral el cual consiste en la propuesta de candidatos avalados para su posible elección en el Consejo General de Delegados.

La SEFM presentó como candidato al puesto de *Officer of EFOMP Committee on European Union matters* a uno de sus miembros: Eduardo Guibelalde. Su candidatura fue avalada por Pedro Galán y por José Hernández Armas.

En el *General Council* de Málaga, Eduardo fue elegido. Tomará posesión de su cargo el día 1 de enero de 2007.

Eduardo y la SEFM están de enhorabuena. Al primer español que ocupó el cargo de Officer de la EFOMP le ha seguido otro español. Es una buena muestra de la pujanza de nuestra sociedad.

**José Hernández-Armas**

*Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Canarias*

### **Council Meeting Anual de la EFOMP**

El pasado día 6 de octubre de 2006 se celebró en Málaga el *Council Meeting* Anual de la EFOMP. Entre los puntos más destacados de la reunión cabe resaltar el documento elaborado por nuestra compañera Teresa Eudaldo, chairman del comité de educación, sobre las nuevas recomendaciones para la formación en física médica en Europa.

Parte de este documento constituirá el *police statement* nº12 que substituirá el *police statment* nº1. Basándose en una amplia encuesta entre los países miembros y atendiendo a la modificación que supondrá la declaración de Bolonia en la estructura formativa universitaria, la EFOMP propone unas nuevas recomendaciones para la formación de los especialistas en física médica. A diferencia del sistema actual que disponemos en España, basado exclusivamente en formación a través de la residencia hospitalaria, la EFOMP propone un primer periodo de formación universitaria a través de un máster de la especialidad, más un periodo mínimo de dos años de formación práctica bajo la supervisión de un especialista.

Por otra parte, José Hernández-Armas, como chairman del comité de relaciones con la Unión Europea, propuso la aprobación de una declaración de principios sobre la profesión de Física Médica (*The Málaga Declaration*) para ser trasladada a la comisión europea correspondiente. En ella se establecen tres puntos básicos de nuestra profesión: a) debe ser una profesión regulada en todos

los estados miembros, b) tiene un carácter de profesión sanitaria y, c) la protección radiológica en los hospitales, incluyendo pacientes, trabajadores y miembros del público debe ser llevada a cabo por especialistas en física médica. Se suscitó un debate sobre todo en el relacionado con la consideración de profesión sanitaria, pues aunque en nuestro país sea de este modo, no es el caso de la mayoría de los países miembros. Queda pendiente de posterior debate la aprobación de este texto. Los textos de las declaraciones de la EFOMP podrán consultarse en la dirección <http://www.efomp.org/policyst.html>.

Cabe desde aquí también unirnos al Consejo de la EFOMP en felicitar y agradecer a nuestros compañeros Teresa Eudaldo y José Hernández-Armas, al finalizar su periodo como responsables de estas áreas, por su enorme trabajo y entusiasmo mostrado en su dedicación como chairperson respectivos del comité de Educación y de Relaciones con la EU, respectivamente. En la reunión se nombró a nuestro colega Eduardo Guibelalde como nuevo chairperson del comité de Relaciones con la Unión Europea.

Se hizo la presentación pública del nuevo boletín de noticias de la EFOMP en formato electrónico y que puede ser recibido por todo aquel que esté interesado. Para ello se debe registrar en la dirección:

[http://www.efomp.org/news\\_php/EFOMP\\_News\\_subscription.php](http://www.efomp.org/news_php/EFOMP_News_subscription.php)

Finalmente se presentó la situación que se vive en Portugal con dos asociaciones de físicos médicos, una como sección de la sociedad de medicina nuclear (actualmente reconocida por la EFOMP) y otra como sección de la sociedad de Física (reconocida por la IOMP). La EFOMP sólo puede reconocer una sociedad por país. Después de la exposición de los argumentos defendidos por representantes de las dos asociaciones, queda en manos del *Council* de la EFOMP decidir cuál de las dos asociaciones será reconocida.

En relación a los próximos eventos científicos destacamos:

1) El próximo año 2007 se celebrará en Pisa (Italia) el X Congreso de la EFOMP, denominada Primera Conferencia Europea de Física Médica los días 20 al 22 de septiembre. Para más información consultar la dirección:

<http://efomp-2007.df.unipi.it/>.

2) El Congreso Mundial de Física Médica vuelve a Europa a la ciudad de Munich en Septiembre de 2009. Más información en la dirección <http://www.wc2009.org>.

Finalmente, dar la enhorabuena a Pedro Galán por la excelente organización y acogida.

**Alfredo Serna  
Núria Jornet\***

*Delegados para EFOMP*

*Servicio de Protección Radiológica. Hospital Virgen de la Arrixaca. Murcia*

*\*Servicio Radiofísica y Radioprotección.*

*Hospital Santa Creu i Sant Pau. Barcelona*

## Curso de Radiología Digital

Del 25 al 28 de octubre se ha celebrado en el Hospital Universitario "Del Río Hortega", de Valladolid, la tercera edición del curso sobre Radiología Digital organizado por la Sociedad Española de Física Médica, dentro de su programa de formación continuada, y dirigido por Ignacio Hernando y Manuel Alonso. A este curso han asistido 46 alumnos, siendo la mayoría especialistas en radiología hospitalaria.

El programa del curso, compuesto por dieciocho temas teóricos, ha incluido las técnicas de adquisición de imágenes digitales, su procesamiento, visualización y archivo, la gestión de PACS y RIS, el protocolo DICOM, el diseño de sistemas digitales integrales, la evaluación de las dosis impartidas a los pacientes, el control de calidad del equipamiento, la visión de los radiólogos y algunas experiencias disponibles en nuestro país.

Los temas teóricos se han completado con cuatro seminarios (adquisición digital de imágenes, procesamiento y gestión de imágenes, práctica clínica y dosis a pacientes y especificación, aceptación y control de calidad) con formato de mesa redonda, en cada uno de los cuales se han discutido los temas tratados en las sesiones de cada día, y con tres sesiones prácticas (control de calidad en equipos de radiografía computarizada, control de calidad de imagen en equipos de radiografía directa y control de calidad de sistemas de visualización y gestión de imágenes) celebradas, por las tardes, en las instalaciones de los hospitales "Del Río Hortega" y Clínico de Valladolid.

Las clases han sido impartidas por profesores universitarios, expertos de empresas suministradoras de equipos, radiofísicos, radiólogos y gestores de hospitales. A cada alumno se le ha entregado una carpeta con los temas teóricos y otras informaciones complementarias.

Los resultados de la evaluación realizada a los alumnos han sido muy positivos. Por otra parte, las opinio-

nes recogidas en la encuesta que se pasó a los alumnos muestran, en general, una evaluación satisfactoria del curso (el programa, la organización y la calidad de algunas de las sesiones), aunque se echaba en falta un mayor tiempo dedicado a las sesiones prácticas, lo que es difícil de conseguir sin una reducción en el número de alumnos.

**I. Hernando y M. Alonso\***

*Servicio de Radiofísica Centro de Especialidades  
Arturo e Iries. Valladolid*

*\*Servicio de Protección Radiológica. Hospital  
Marqués de Valdecilla. Santander*

## Simposio Internacional "Nuevos horizontes en el tratamiento del cáncer: tomoterapia"

Los días 24 y 25 de noviembre tuvo lugar en Madrid el Simposio Internacional "Nuevos horizontes en el tratamiento del cáncer: Tomoterapia", celebrado en la sede de la Fundación Ramón Areces y organizado por la Fundación Grupo IMO. Diversos expertos nacionales e internacionales, entre los que se encontraban C.A. Pérez y V. Gregoire, expusieron las ventajas de la tomoterapia helicoidal como técnica que combina una excelente precisión en el posicionamiento del paciente con la capacidad de alcanzar niveles muy elevados de conformación de la distribución de dosis. Se describieron los resultados de su aplicación para el tratamiento radioterápico en varias localizaciones, especialmente en tumores de pulmón, cabeza y cuello. Se analizaron las ventajas y los problemas de la utilización de la Tomografía por emisión de positrones para la localización tumoral, y se habló de la búsqueda de nuevos marcadores. También se discutieron algunos aspectos técnicos. Físicos de las Universidades de Wisconsin y Heidelberg y del *M.D. Anderson Center* de Orlando describieron los esfuerzos encaminados a desarrollar un método de registro deformable de imágenes que permita calcular la dosis absorbida, teniendo en cuenta las variaciones de forma y volumen de los órganos a lo largo del tratamiento. Esto abre la posibilidad de modificar la planificación de forma dinámica durante el tratamiento, lo que se conoce como radioterapia adaptativa. El Dr. José Miguel Delgado, del IMO, expuso su proyecto de realizar tratamientos de radiocirugía esterotáxica mediante tomoterapia. Finalmente, varios ponentes discutieron los aspectos administrativos y económicos relacionados con la implementación de nuevas tecnologías en los hospitales públicos españoles.

**Eduardo Cabello y Alfonso López**

*Servicio de Radiofísica. Servicio de Oncología  
Radioterápica. Hospital 12 de Octubre. Madrid*



# Agenda

## Próximas convocatorias

### **Digital Mammography and the Breast Screening Programme - International Symposium 2007**

Newcastle upon Tyne (Reino Unido), 1 febrero 2007.

*Información:* [www.sentinel.eu.com](http://www.sentinel.eu.com)

### **Biennial Ultrasound**

Birmingham (Reino Unido), 27-28 febrero 2007.

*Información:* [m.p.brevin@qmul.ac.uk](mailto:m.p.brevin@qmul.ac.uk)

### **International Workshop on Monte Carlo Codes and 13th UK Monte Carlo User Group Meeting (MCNEG 2007)**

Teddington (Reino Unido), 26-29 marzo 2007.

*Información:* [www.npl.co.uk/ionrad/training/montecarlo/](http://www.npl.co.uk/ionrad/training/montecarlo/)

### **11th International Conference on Radiation Shielding (ICRS11)**

Pine Mountain, GA (USA), 13-18 abril 2007.

*Información:* [rebecca@radonc.emory.org](mailto:rebecca@radonc.emory.org)

### **Dose Calculation and Verification for External Beam Therapy**

Budapest (Hungría), 29 abril-3 mayo 2007.

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

### **GEC-ESTRO, ISORT Europe Joint Meeting**

Montpellier (Francia), 9-12 mayo 2007.

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

### **ICCR 2007: International Conference on the use of Computers in Radiation Therapy**

Toronto (Canadá), 4-7 junio 2007.

*Información:* [iccr@rmp.uhn.on.ca](mailto:iccr@rmp.uhn.on.ca)

### **UK Radiological Congress**

Manchester (Reino Unido), 11-13 junio 2007.

*Información:* [www.ukrc.org.uk](http://www.ukrc.org.uk)

### **IMRT and Other Conformal Techniques in Practice**

Viena (Austria), 1-5 julio 2007.

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

### **9th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy**

Barcelona, 8-13 septiembre 2007.

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

### **XI Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica**

Tarragona, 18-21 septiembre 2007.

*Información:* [www.fmcs.urv.net/sepr11](http://www.fmcs.urv.net/sepr11)

### **10th EFOMP Congress - The First European Conference on Medical Physics**

Pisa (Italia), 20-22 septiembre 2007.

*Información:* <http://efomp-2007.df.unipi.it/>

## Cursos básicos de formación en Física Médica 2007

Organizados por la SEFM (Sociedad Española de Física Médica)

### Curso “Fundamentos de Física Médica”

Del 29 de Enero al 16 de Febrero de 2007

Sede: Antonio Machado Universidad Internacional de Andalucía (Baeza) Jaén

La información estará actualizada en: [www.sefm.es](http://www.sefm.es)



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



# XVI Congreso Nacional de Física Médica

**GRANADA 22-25 mayo de 2007**

*“La radiofísica ante la nueva estructura universitaria”*

Aula Magna de la Facultad de Ciencias de Granada  
Campus de Fuentenueva  
Avda. Severo Ochoa s/n  
E-18071 Granada (ESPAÑA)

Organizado por la S.E.F.M. con la colaboración de:  
**Universidad de Granada**  
**Hospital Universitario San Cecilio**  
**Hospital Universitario Virgen de las Nieves**

## AVANCE DEL PROGRAMA

MARTES 22 MAYO	MIÉRCOLES 23 MAYO	JUEVES 24 MAYO	VIERNES 25 MAYO
	9:00-10:30 h. Charla lema/mesa 10:30-11:00 h. Café 11:30-12:30 h. Pósteres especialidad 12:30-14:00 h. Charla Técnica 14:00-16:00 h. Comida 16:00-17:00 h. Pósteres especialidad 17:00-18:30 h. Reuniones Grupos de Trabajo (2 salas)	9:00-10:30 h. Charla lema/mesa 10:30-11:00 h. Café 11:30-12:30 h. Pósteres especialidad 12:30-14:00 h. Charla Técnica 14:00-16:00 h. Comida 16:00-17:00 h. Pósteres destacados 17:00-18:30 h. Asamblea General SEFM	9:00-10:30 h. Charla lema/mesa 10:30-11:00 h. Café 11:30-12:30 h. Pósteres especialidad 12:30-14:00 h. Charla Técnica
16:00-18:30 h. Entrega documentación			
Tarde-Noche Acto de recepción	Tarde-Noche Ruta de tapas, visita Alhambra y espectáculo	Tarde-Noche Cena de clausura	

### COMITÉ ORGANIZADOR Y CIENTÍFICO

#### Presidente Comité Organizador

Diego Burgos Trujillo

#### Presidente Comité Científico

Antonio M. Lallena Rojo

#### Vocales Comité Organizador

Marta Anguiano Millán  
Gregorio Arregui Castillo  
Rafael Guerrero Alcalde  
Damián Guirado Llorente  
Antonio M. Lallena Rojo  
Juan Luis Osorio Ceballos  
Manuel Vilches Pacheco  
Juan Villalba Moreno  
Luis I. Zamora Ardoy

### FECHAS IMPORTANTES

Fecha límite recepción de resúmenes  
de trabajos:.....**26/2/2007**

*(Evaluados en un plazo no superior 15 días)*

Fecha límite envío trabajos completos  
seleccionados:.....**9/4/2007**

*(Los 15 trabajos de mejor puntuación)*

Fecha límite comunicación de  
trabajos premiados:.....**24/4/2007**

*(Los 4 mejores trabajos de los seleccionados)*

### JUNTA DIRECTIVA DE LA S.E.F.M.

#### Presidente

Pedro Galán Montenegro

#### Vicepresidente

Feliciano García Vicente

#### Secretario

Jesús María de Frutos Baraja

#### Tesorera

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

#### Vocales

Carles Muñoz Montplet  
Miguel Pombar Cameán  
Anastasio Rubio Arróniz



## *XVI Congreso Nacional de Física Médica*

### TRABAJOS CIENTÍFICOS

Debido a la proximidad de las fechas en las que se celebrará nuestro XVI Congreso, y a las novedades en el proceso de selección de trabajos científicos, queremos llamar la atención de todos aquellos que deseen enviar sus resúmenes para que lleguen en los plazos adecuados.

A continuación se presenta el proceso de selección que, junto con el formato que ha de seguirse para la redacción de los resúmenes, puede encontrarse en la dirección de Internet: [www.hsc.sas.junta-andalucia.es/FMGR07/services.htm](http://www.hsc.sas.junta-andalucia.es/FMGR07/services.htm), a la que puede accederse desde la página de la Sociedad Española de Física Médica ([www.sefm.es](http://www.sefm.es)).

Las normas para la evaluación de los trabajos remitidos al Comité Científico del XVI Congreso de Física Médica se han establecido partiendo de las siguientes premisas:

1. En este congreso los trabajos se presentan en formato de póster, por lo que no hay presentaciones orales salvo las de 4 trabajos seleccionados por su calidad a los que se dará un espacio significativo.
2. Es deseable que las mejores contribuciones se publiquen en la Revista de Física Médica, por lo que resulta conveniente disponer de buenos trabajos en un estado de elaboración avanzado.

### PROCESO DE SELECCIÓN DE LOS TRABAJOS PRESENTADOS AL CONGRESO

1. Los resúmenes se aceptarán hasta 90 días antes de la celebración del congreso (26/02/2007).
2. Los trabajos se incluirán en una de las siguientes áreas:
  - 1) Dosimetría física e instrumentación.
  - 2) Dosimetría clínica.
  - 3) Efectos biológicos de la radiación y protección radiológica.
  - 4) Otras: formación y docencia, radiaciones no ionizantes, etc.Los autores indicarán el área a la que corresponde su trabajo. El Comité Científico podrá cambiar esta clasificación inicial tras informar a los autores.
3. Cada resumen será evaluado por 2 miembros del Comité Científico en un plazo no superior a 15 días. En las evaluaciones se indicará:
  - a. Si el trabajo se acepta o no.
  - b. Una puntuación entre 0 y 10 para el resumen.
4. De entre los trabajos recibidos serán seleccionados los 15 que mejor puntuación obtengan; 75 días antes de la celebración del congreso (09/04/2007), se pedirá a los autores de cada resumen seleccionado que elaboren un trabajo completo con una extensión no mayor de 5 páginas, que deberán remitir al Comité Científico en un plazo no superior a 30 días.
5. El Comité Científico abrirá un nuevo proceso de evaluación que durará 15 días. Cada trabajo será revisado por todos los miembros del Comité, que puntuarán entre 0 y 10 su calidad. Los 4 trabajos mejor puntuados serán premiados con una presentación oral y un importe económico a determinar. 30 días antes de la celebración del congreso (24/04/2007), se comunicará a los autores premiados su condición y el formato y momento de las presentaciones.
6. El Comité Científico se reserva el derecho de aumentar o disminuir el número de trabajos premiados en función de su calidad. En todo caso, la cuantía económica del premio será igual para todos los trabajos premiados.

Antonio M. Lallena (Presidente del Comité Científico)  
Diego E. Burgos (Presidente del Comité Organizador)

El pasado 28 de noviembre falleció en Madrid nuestra compañera y para muchos de nosotros amiga, MIRIAM GALVEZ OCHOA, radiofísica, miembro de la SEFM y participante activa en sus actividades científicas.

Inició su trayectoria profesional como técnico en radioterapia y Medicina Nuclear en 1979 en el Hospital Gregorio Marañón de Madrid. Más tarde, después de compaginar sus estudios universitarios con su trabajo en el hospital, consiguió ser contratada como radiofísica en el hospital donde se formó.

En los últimos diez años su inquietud profesional le llevó a colaborar con el grupo IMO y posteriormente en la puesta en marcha del Servicio de Oncología Radioterápica de la Clínica La Luz de Madrid, donde ha permanecido como responsable de Radiofísica hasta la fecha.



Tu calidad humana, tu carácter abierto, ha dejado muchos amigos no sólo en el hospital donde transcurrió la mayoría de tu vida profesional, sino allí donde has colaborado posteriormente.

Nunca dejó de sorprendernos tu espíritu inquieto que te llevó a emprender nuevos retos. Tu capacidad de trabajo y, al final, tu valentía para afrontar una dura enfermedad, precisamente aquella a cuyo tratamiento con tanta eficacia dedicaste tu larga e intensa vida profesional.

Nos has puesto muy fácil estar contigo, incluso en estos últimos momentos.

No solo los que hemos tenido la suerte de tenerte cerca como compañeros y contarnos entre tus amigos, sino muchos compañeros de profesión que te conocieron, nos será imposible olvidarte.

Descansa en Paz