

Comenzamos un nuevo curso después del verano. Dejamos a un lado lo arbitrario de cualquier fecha de referencia y ponemos el acento en la continuidad en nuestra línea de trabajo.

Así, además de los artículos científicos y la nota técnica, en estas páginas aparece un nuevo artículo de revisión, esta vez sobre las nuevas recomendaciones de la ICRP publicadas en el informe 103. Seguimos en contacto con el comité de editores de revistas de la IOMP y publicamos, de modo coordinado con otras revistas de física médica, la "lista de derechos" de científicos e ingenieros presentada por Bill Hendee, presidente de dicho comité. Publicamos también una reseña del compendio de 10 años de discusiones-controversias Point-counterpoint de Medical Physics, que puede descargarse en la página web de la AAPM.

En cuanto a los temas de nuestra Sociedad, reseñamos las jornadas-debate sobre las unidades docentes de RFH y diferentes actividades relacionadas con la EFOMP, y publicamos un avance del programa del congreso conjunto de la SEFM-SEPR en Alicante-2009, con información adicional sobre los plazos para el envío y la valoración de los trabajos. Continuará.

## Una declaración sobre los derechos de los científicos e ingenieros

*El Comité de Publicaciones de la Organización Internacional de Física Médica (IOMP) acordó divulgar a través de todas las revistas de física médica del mundo una declaración sobre los derechos de los científicos e ingenieros. Haciéndose eco de este acuerdo, la revista Física Médica publica en este número la lista de derechos de científicos e ingenieros incluida en dicha declaración, elaborada por W. Hendee, presidente del Comité de Publicaciones de la IOMP y publicada originalmente en Medical Physics.*

*La Lista de derechos es la expresión de la preocupación que existe en el Consejo de la IOMP sobre la intromisión en la investigación de científicos e ingenieros mediante presiones políticas, culturales y religiosas así como en la publicación de los resultados científicos. Ha sido enviada a la Federación Internacional de Ingeniería Médica y Biológica para su estudio, y será finalmente enviada a la Unión Internacional para la Ciencias Físicas y la Ingeniería en Medicina. Ofrecemos su traducción al español a continuación.*

Hace varios meses el presidente de la Organización Internacional de Física Médica (IOMP) me pidió que escribiera una Lista de derechos de científicos e ingenieros. Su petición, consecuentemente respaldada por el Consejo de la IOMP, reflejaba la preocupación sobre la intromisión mediante presiones políticas, culturales y religiosas en la investigación de científicos e ingenieros, y en la diseminación de los resultados de la investigación entre políticos y el gran público. La Lista de derechos reproducida a continuación responde a la petición del Presidente de la IOMP, y ha sido aprobada por el Consejo de la IOMP. La Lista de derechos se ha enviado a la Federación Internacional de Ingeniería Médica y Biológica para su estudio, y será finalmente enviada a la Unión Internacional para las Ciencias Físicas y la Ingeniería en Medicina.

Hace unos pocos meses el Comité de Publicaciones de la IOMP, que presido, aprobó un editorial sobre "Un estudio acerca del plagio" que posteriormente ha sido

publicado en muchas de las revistas de física médica del mundo, incluida *Medical Physics*. El Comité de Publicaciones de la IOMP pretende divulgar el presente editorial, en el que se incluye la Lista de derechos de científicos e ingenieros, entre las mencionadas revistas para su potencial publicación. El Comité de Publicaciones está compuesto por editores de revistas de física médica del mundo, por lo que su decisión de divulgar el editorial es de hecho una propuesta a los editores para publicarlo.

### Lista de derechos de científicos e ingenieros

El científico o ingeniero (C/I) usa el entendimiento, la perspicacia y el ingenio para descubrir nuevos conocimientos y crear nuevas tecnologías que beneficien a los individuos y a la sociedad. En la consecución de estas metas, el C/I debe ser libre para teorizar y experi-

mentar sin impedimentos debidos a presiones políticas, dogmas religiosos o miedo a las represalias. El propósito de la lista de derechos para científicos e ingenieros es preservar esta libertad. La lista de derechos concuerda con la Declaración sobre la universalidad de la ciencia del Consejo Internacional para la Ciencia.

### Artículos

1. El C/I es un individuo que utiliza el método científico para la búsqueda de nuevos conocimientos y tecnologías. Al C/I no se le exige ningún documento específico que acredite la pertenencia a una institución, estar financiado por una agencia, o ser miembro de una organización.

2. La ciencia y la ingeniería pueden ser practicadas en cualquier lugar; no están restringidas a instituciones académicas, instalaciones gubernamentales o entornos industriales. Un individuo que utilice el método científico en el laboratorio de su casa desarrolla ciencia o ingeniería al igual que lo hace el C/I empleado por una institución, industria o agencia gubernamental. No deben existir prejuicios hacia el trabajo del C/I basados en la afiliación del individuo o en la carencia de la misma hacia una institución particular, organización o agencia.

3. El C/I no debe ser disuadido de desarrollar una investigación científica por convicciones políticas o religiosas o porque la investigación se aleje de una perspectiva convencional.

4. El C/I debe poder utilizar cualquier enfoque en los nuevos conocimientos o tecnologías, y sólo está limitado por las restricciones derivadas de los principios científicos y la no violación de preceptos éticos sociales.

5. El C/I debe tener libertad para colaborar con otros individuos del mismo u otro lugar, siendo consciente de que la colaboración puede requerir pactos para proteger la confidencialidad y la propiedad intelectual.

6. El C/I no debe estar sujeto a restricciones en la presentación y publicación de resultados impuestas por entidades políticas o religiosas o porque los hallazgos entren en conflicto con el conocimiento tradicional. Los resultados de la ciencia o la ingeniería deben ser siempre evaluados por sus méritos y no por una noción preconcebida de la verdad.

7. El C/I debe decidir quién es coautor de las publicaciones científicas basándose en directrices bien establecidas sobre coautoría. La coautoría por cortesía con el personal de mayor experiencia en un laboratorio de ciencia o ingeniería es inaceptable.

8. El C/I debe esforzarse para asegurar que los resultados científicos sean ampliamente accesibles a la comunidad científica.

9. El C/I debe oponerse al despilfarro de fondos de investigación por propósitos políticos, ideológicos o financieros.

10. En todo momento el C/I debe adherirse a los principios universales éticos y morales.

**Dr. William Hende**

*Editor de la revista Medical Physics*

*Presidente del Comité de Publicaciones*

*Organización Internacional de Física Médica*

### Referencias

1. Hende W. A Statement of the rights of scientists and engineers. *Med Phys* 2008;35:3820.

# Análisis teórico sobre el empleo de matrices bidimensionales de cámaras de ionización para el control de calidad de un colimador multiláminas

J. M. Pérez Moreno<sup>1</sup>, C. Rodríguez Rodríguez Gómez<sup>2</sup>, L. C. Martínez<sup>2</sup>, R. Díaz Fuentes<sup>2</sup>, J. Castro Novais<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital de Madrid Norte-Sanchinarro. Madrid.

<sup>2</sup>Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid

## A theoretical analysis about the use of two dimensional ionization chamber arrays for a multileaf collimator quality assurance

### Resumen

Se ha analizado la posibilidad de emplear matrices bidimensionales de cámaras de ionización en el control de calidad de la configuración de los colimadores multiláminas (CML). Se parte de la señal proporcionada por un acelerador para una configuración del CML, que se puede escribir analíticamente. Esta señal es muestreada con diferentes periodos espaciales, introduciendo fluctuaciones, en el valor de la señal muestreada, del orden de la falta de uniformidad de respuesta entre las cámaras del detector. A partir de los valores muestreados y mediante regresión se determina la posición y su incertidumbre para cada lámina. Se observa que esta incertidumbre crece exponencialmente con el periodo de muestreo. Este comportamiento se obtiene para diferentes amplitudes de la fluctuación introducida en la señal. En particular, para un 0,7% de fluctuación y periodos de 7,6 mm y 10 mm, se obtienen incertidumbres en el posicionamiento de 0,1 mm y 0,3 mm, respectivamente. Estos valores de incertidumbre son compatibles con los obtenidos a partir del ajuste de medidas experimentales.

Los valores de 7,6 mm y 10 mm son típicas distancias de separación entre cámaras para varios detectores comerciales. A la luz de los resultados, este tipo de dispositivos pueden considerarse adecuados para el control de calidad de los CML.

*Palabras clave:* CML. Control de calidad. Matriz de cámaras de ionización. Muestreo.

### Abstract

We have studied the possibility of using two dimensional ionization chamber detectors for the quality assurance of multileaf collimator (MLC) positioning. We start with an analytical parametrization of the signal delivered by a LINAC for a given MLC configuration. This signal is sampled with different spatial periods. Fluctuations in the signal sampled value accounting for the variation of the response between different chambers have been introduced. Leaf positions and their uncertainty are calculated for each leaf by fitting the sampled values to the analytical parametrization. It is shown that this uncertainty increases exponentially with the sampling period. This behaviour has been observed for different values of the fluctuation amplitude introduced in the signal value. In particular, for a fluctuation amplitude of 0.7% and sampling periods of 7.6 mm and 10 mm, the calculated uncertainties in the leaf positioning were 0.1 mm and 0.3 mm, respectively. These uncertainty values are compatible with those obtained from the analysis of experimental measurements.

The sampling periods of 7.6 mm and 10 mm are typical distances between chambers for different commercial detectors. In the light of the results, we conclude that this kind of detectors can be used for MLC quality assurance.

*Key words:* MLC. Quality assurance. Ionization chamber arrays. Sampling.

Correspondencia: J. M. Pérez Moreno. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital de Madrid Norte-Sanchinarro. C/ Oña 10. 28050 Madrid. E-mail: juanmabeta@yahoo.es

Fecha de recepción: 11-3-2008

Fecha de aceptación: 14-7-2008

### Introducción

A lo largo de los últimos años se ha generalizado la realización de tratamientos de IMRT en los que se usan colimadores multiláminas (CML). Este tipo de trata-

mientos suele constar de una serie de campos con un elevado número de segmentos. Diversos autores han señalado la importancia del control de calidad para los CML, con el objetivo de verificar la exactitud y la reproducibilidad en el posicionamiento de las láminas del colimador<sup>1,2</sup>. La mayor parte de los métodos propuestos hasta la fecha para tal fin están basados en el empleo de una película radiográfica sometida a un determinado patrón de irradiación<sup>3</sup>. El empleo de este tipo de detectores supone una gran inversión de tiempo para calibración, procesamiento y análisis de las películas. A este hecho deben sumarse las dificultades asociadas al montaje experimental, sobre todo las relacionadas con las incertidumbres en la realización de marcas de centraje y alineación en la película. Recientemente han comenzado a usarse para tal fin los sistemas de imagen portal basados en EPID, en aquellos aceleradores que los equipan<sup>4,5</sup>.

Paralelamente han visto la luz en el mercado diversos sistemas de dosimetría basados en matrices bidimensionales de cámaras de ionización<sup>6</sup>. El objetivo de su desarrollo ha sido principalmente la verificación de tratamientos de modulación de intensidad (IMRT) mediante la medida de fluencias de campos<sup>7-9</sup>.

En este trabajo se analiza la posibilidad del uso de este tipo de equipos para el control de calidad de la configuración de las láminas de un CML en una unidad destinada a la realización de tratamientos de IMRT.

## Material y métodos

En nuestro centro disponemos la matriz 2-D de cámaras de ionización MatriXX, de Scanditronix-Wellhöffer. El equipo consta de un total de 1.024 cámaras de ionización plano-paralelas equiespaciadas 7,6 mm, que cubren un área de 24x24 cm<sup>2</sup>. Un estudio y descripción detallados del mismo puede encontrarse en la literatura<sup>6,8</sup>.

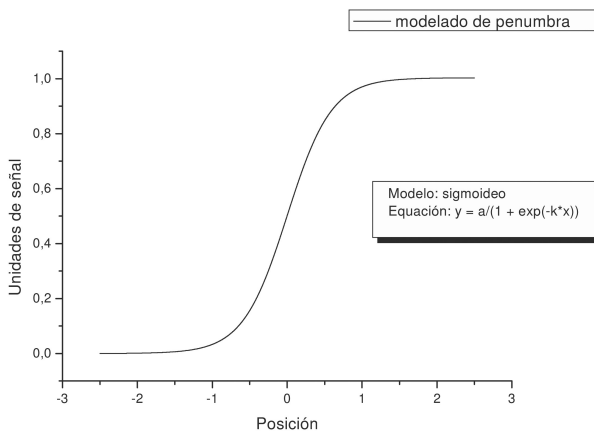


Fig. 1. Modelado de la penumbra de un acelerador empleando la función sigmoidea descrita por la ecuación (1).

Se presenta un método de tratamiento de los datos que se pueden obtener con el tipo de dispositivos descrito, de tal modo que se pueda superar la limitación impuesta por su baja capacidad de muestreo espacial para el objetivo mencionado.

## Modelado de penumbras

El modelado de la penumbra de un haz de radiación de un acelerador lineal puede llevarse a cabo mediante una función con un patrón de crecimiento tipo sigmoideo (fig. 1). En nuestro caso, escribimos la fluencia transmitida por un borde del colimador como:

$$y = y_0 + \frac{a}{1 + e^{-k(x-x_c)}} \quad (1)$$

Donde:

- $y_0$ : marca el nivel de fondo.
- $a$ : determina la diferencia entre el nivel máximo y el nivel de fondo que alcanza la señal.
- $x_c$ : es el punto de inflexión de la curva; se identifica con la posición nominal de la mandíbula del acelerador que daría lugar al perfil visualizado.
- $k$ : gobierna el crecimiento de la curva sigmoidea; su valor, junto con el de  $y_0$  y  $a$ , determina el valor de la pendiente de la curva en el punto de inflexión  $x_c$ .

## Modelado del patrón de irradiación y control de calidad del CML

De acuerdo con la ecuación (1), un perfil correspondiente a un campo rectangular, supuesto perfectamente uniforme, delimitado por las mandíbulas de un acelerador puede describirse matemáticamente como la combinación de las fluencias que transmitirían cada uno de los bordes de manera individual (fig. 2).

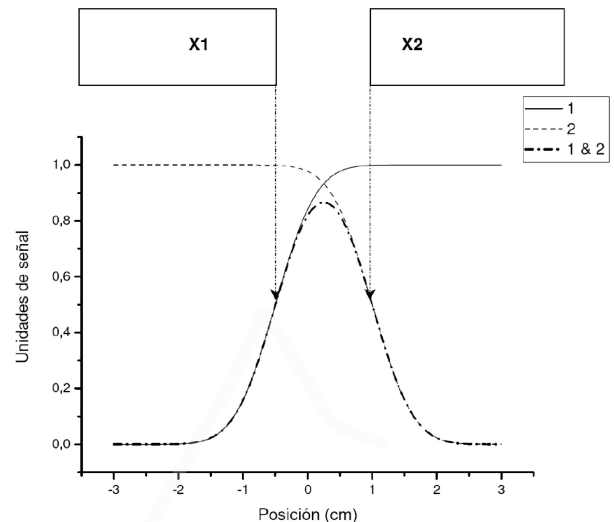


Fig. 2. Modelado de un campo de 2 cm de apertura según la ecuación (2). Los puntos de inflexión de las curvas 1 y 2 se corresponden con la posición de los bordes que las originan.

Analíticamente:

$$y = y_0 + \frac{a}{1 + e^{-k(x-x_{c1})}} - \frac{a}{1 + e^{-k(x-x_{c2})}} \quad (2)$$

- $y_0$ : marca el nivel de fondo.
- $a$ : determina la diferencia entre el nivel máximo y el nivel de fondo para las curvas sigmoideas (supuestas de la misma altura).
- $x_{c1}$ : es el primer punto de inflexión de la curva; se identifica con la posición nominal de una de las mandíbulas.
- $x_{c2}$ : es el segundo punto de inflexión de la curva; se identifica con la posición nominal de la otra mandíbula. La diferencia  $x_{c2}-x_{c1}$  daría el valor del ancho del pico.
- $k$ : gobierna el crecimiento de la curva sigmoidea; su valor, junto con el de  $y_0$  y  $a$ , determina el valor de la pendiente de la curva en el punto de inflexión  $x_c$ .

Debe resaltarse que el valor de la señal en los puntos  $x_{c1}$  y  $x_{c2}$ , valores asignados a las posiciones de las láminas, no coincide con el 50% del nivel de señal máximo, como puede verificarse a partir de la ecuación (2).

Para el control de calidad de la configuración del CML, en nuestro centro se ha optado por utilizar una prueba que llamaremos test de bandas. Dicho test consiste en la irradiación de una secuencia de cinco segmentos regulares de dimensiones  $2 \times 20 \text{ cm}^2$ , centrados en diferentes posiciones a lo largo de la dirección de movimiento de las láminas del colimador (eje X). Las posiciones escogidas son  $x = \pm 10 \text{ cm}$ ,  $x = \pm 5 \text{ cm}$  y  $x = 0 \text{ cm}$  (fig. 3).

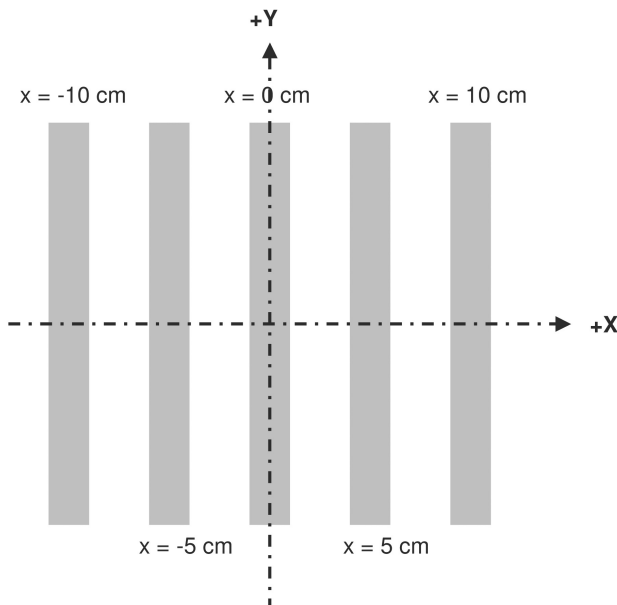


Fig. 3. Patrón de irradiación para el control de calidad de exactitud y reproducibilidad en el posicionamiento del CML.

De acuerdo con el modelo descrito más arriba, un perfil de dosis absorbida a lo largo del eje X de nuestro acelerador puede escribirse como una suma de funciones de la forma dada por la ecuación (3).

$$S(x) = S_0 + \sum_{i=1}^{i=5} \frac{a}{1 + \exp(-k(x-x_{1i}))} - \frac{a}{1 + \exp(-k(x-x_{2i}))} \quad (3)$$

Los parámetros que determinan la forma concreta de la función son  $a$ ,  $y_0$ ,  $k$ ,  $x_{1i}$  y  $x_{2i}$  ( $i=1, \dots, 5$ ). Los diez últimos son los que marcan la posición de las láminas en sus diez posiciones esperadas.

El modelo asume que todos los picos del patrón poseen la misma altura (parámetros  $y_0$  y  $a$  respectivamente) y que el comportamiento en la zona de penumbra es exactamente el mismo para todos (parámetro  $k$ ).

Los valores de los parámetros se determinan a partir del ajuste de los datos medidos mediante un sistema de alta resolución espacial (película radiocrómica) a la ecuación (3). Esto nos define una señal analítica  $S_0(x, P_0)$ , donde  $P_0$  es el conjunto de parámetros descritos.

#### Incertidumbre en la determinación del posicionamiento

Para simular el proceso de medida con un detector 2D de cámaras de ionización se muestrea la señal analítica  $S_0(x, P_0)$  con diferentes periodos espaciales. En este proceso se introducen en el valor de la señal muestreada fluctuaciones aleatorias según una distribución normal, que dan cuenta de la falta de uniformidad de respuesta entre las cámaras del detector. Las posiciones en las que se muestrea son las correspondientes a los centros de las cámaras del detector. Se asume que este valor de lectura coincide con la dosis promediada dentro del volumen sensible de cada cámara. Esto implica suponer que la función de dispersión puntual para cada detector del equipo es uniforme dentro del área de detección y cero fuera de ella. Para cada periodo espacial se realizan  $N$  muestreos. De esta forma se obtiene una matriz de valores de dimensión  $(M \times N)$ , donde  $M$  es el número de periodos espaciales con el que se muestrea la señal  $N$  veces.

El conjunto de valores obtenidos en el muestreo para la frecuencia  $k$ -ésima  $(x_k, S_k)$  se ajusta mediante regresión no lineal a la función que describe el perfil de dosis conocido para la configuración del CML. Este ajuste se realiza por mínimos cuadrados empleando un método basado en el algoritmo de Levenberg-Marquadt. Así, para el muestreo  $i$ -ésimo, se obtiene un conjunto de parámetros de ajuste  $P_k^i$  a partir de los cuales se determinan la posiciones de cada lámina; éstas vienen dadas por los valores de los parámetros  $x_{1j}$  y  $x_{2j}$ ,  $j=1, \dots, 5$ . Para cada periodo espacial considerado, se realizan  $N$  muestreos independientes, estimando la incertidumbre en la determinación del posicionamiento como el promedio de las des-

viaciones estándar de las posiciones determinadas para cada una de las  $N$  muestras en cada posición.

$$\begin{aligned}\Delta x_{1j} &= \sigma(x_{1j}^i) \quad i = 1, \dots, N \\ \Delta x_{2j} &= \sigma(x_{2j}^i) \quad i = 1, \dots, N \\ \Delta x &= \frac{1}{10} \sum_{j=1}^{j=5} (\Delta x_{1j} + \Delta x_{2j})\end{aligned}\quad (4)$$

Se considera que un valor de  $N=100$  supone un número de muestra suficiente para el análisis estadístico.

Este procedimiento se repite para diferentes valores de amplitud en la fluctuación introducida en el muestreo de la señal.

### Validación experimental

Se comprueba de forma experimental la bondad del modelo de ajuste propuesto. Para ello se realiza el montaje experimental de la fig. 4. No se emplea material retrodispersor.

Con esta disposición geométrica se lleva a cabo la irradiación descrita en el apartado anterior (fig. 3). Los parámetros de la ecuación (3) se ajustan a los valores así medidos, asignándoles una incertidumbre de un 0,7% del valor de la señal máxima<sup>10</sup>. Debido a las variaciones en la fluencia saliente del filtro aplanador del acelerador los picos del patrón medido pueden ser de diferente altura. Para sortear este problema se normaliza la lectura de las cámaras para la señal medida en campo abierto tal como se explicará más tarde.

La bondad del modelo de ajuste se estima a partir del valor de ji-cuadrado. Por otra parte se comprueba la coherencia de las incertidumbres obtenidas mediante el ajuste de datos experimentales con las obtenidas mediante el análisis teórico descrito anteriormente.

### Validación experimental del algoritmo de cálculo de las posiciones de las láminas

Se verifica la capacidad del método de cálculo de las posiciones de láminas para detectar pequeños cambios

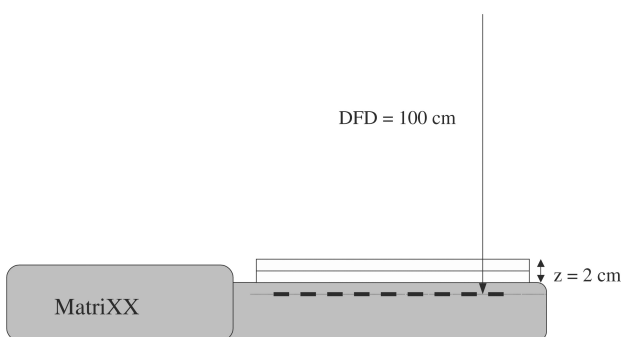


Fig. 4. Montaje experimental para la medida del patrón de irradiación, alineando una de las cuatro cámaras centrales con el eje del colimador.

en las mismas. Para ello se realizan diversas medidas variando la posición del borde de las láminas respecto a una posición de referencia en cantidades conocidas e inferiores al milímetro.

Esta comprobación presenta una importante dificultad técnica: la incertidumbre en el posicionamiento de las láminas; en nuestro caso y según el fabricante  $\pm 1$  mm. Una posible alternativa sería contar con una plataforma que permitiera desplazar el equipo de décima en décima de milímetro, manteniendo las láminas en posiciones fijas, eliminado así las variaciones introducidas por la reproducibilidad en el posicionamiento de las mismas.

Por este motivo se ha optado por fijar un campo de radiación de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, y variar la posición vertical de la mesa de tratamiento respecto a una posición de referencia en condiciones distancia fuente-detectores de 100 cm. Al variar la posición vertical de la mesa cambiará también la posición de los bordes del campo, debido a la divergencia de éste. De esta forma, por cada 2 mm de variación en la posición vertical de la mesa se tendrá que el tamaño del campo deberá variar en 0,2 mm.

Se realizan varias medidas, desplazando la mesa en ambos sentidos. Los parámetros de la ecuación (2) se ajustan a los datos medidos con el detector MatriXX, calculando el tamaño de campo como  $x_{c2} - x_{c1}$ .

## Resultados y discusión

### Validación del modelo analítico propuesto

En la fig. 5 se presenta el ajuste del modelo propuesto en la ecuación (3) a un perfil de dosis obtenido empleando una película radiocrómica. Asimismo, en la tabla 1 se presentan los valores obtenidos para el parámetro  $k$  de la ecuación (2) ajustando cada uno de los picos del patrón irradiado de forma independiente. Estos resultados sugieren que considerar que el parámetro  $k$  presenta el mismo valor para todos los picos del patrón, independientemente de su posición, resulta una buena suposición.

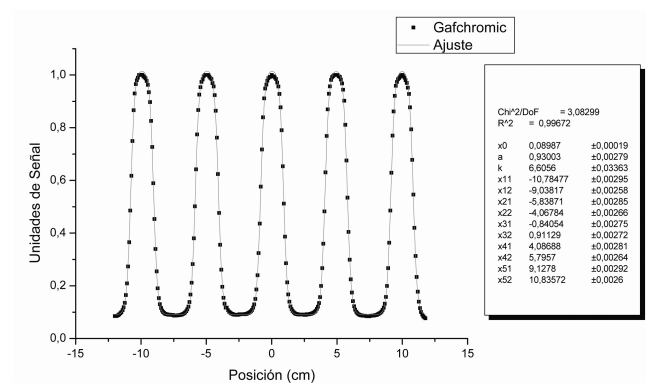


Fig. 5. Ajuste al modelo propuesto de datos medidos con película Gafchromic con un muestreo de 0,84 mm. En la leyenda se presentan los resultados obtenidos para los parámetros de ajuste.

**Tabla 1. Valores del parámetro  $k$  obtenidos para el ajuste independiente de cada uno de los picos representados en la fig. 5. Las incertidumbres se dan con  $k=1$ .**

Pico ajustado	$k$
1	$6,46 \pm 0,07$
2	$6,6 \pm 0,1$
3	$6,77 \pm 0,08$
4	$6,64 \pm 0,08$
5	$6,7 \pm 0,1$
todos	$6,59 \pm 0,05$

ecuación (3), en concreto los  $x_{1i}$  y  $x_{2i}$ , que son los que se asocian con la posición de las láminas para cada pico.

#### *Incertidumbre en la determinación del posicionamiento*

En la tabla 2 se muestran los valores de incertidumbre, expresada en cm, en la determinación del posicionamiento para todos los periodos espaciales de muestreo y fluctuaciones del valor de la señal analizados.

**Tabla 2. Incertidumbre en la determinación del posicionamiento (expresada en cm y con  $k=1$ ) para todos los valores considerados de fluctuación introducida en el muestreo de la señal y para todas los periodos de muestreo estudiados (expresados en cm).**

Fluctuación / Periodo de muestreo	0,10%	0,50%	0,70%	1,00%	1,50%	2,00%
0,1	0,0003	0,0016	0,0023	0,0033	0,0049	0,0064
0,2	0,0005	0,0023	0,0033	0,0045	0,0066	0,0093
0,3	0,0006	0,0029	0,0040	0,0056	0,0081	0,0114
0,4	0,0007	0,0032	0,0048	0,0064	0,0097	0,0134
0,5	0,0007	0,0038	0,0052	0,0073	0,0115	0,0156
0,6	0,0009	0,0042	0,0058	0,0081	0,0119	0,0171
0,7	0,0013	0,0066	0,0091	0,0137	0,0196	0,0265
0,8	0,0016	0,0080	0,0109	0,0157	0,0237	0,0325
0,9	0,0018	0,0090	0,0130	0,0190	0,0337	0,0551
1,0	0,0021	0,0255	0,0344	0,0444	0,0496	0,0545
1,1	0,0034	0,0208	0,0409	0,0506	0,0869	0,0952
1,2	0,0037	0,0260	0,0382	0,0516	0,0632	0,0727
1,3	0,0094	0,0609	0,0675	0,0776	0,0853	0,0972

En la fig. 5 puede observarse cómo la mayor desviación del ajuste respecto a los puntos medidos tiene lugar en los hombros de cada pico. Este hecho puede explicarse mediante varios factores. En primer lugar, la función descrita por la ecuación (1) no reproduce fielmente el borde generado a la salida del cabezal de un acelerador. Por otra parte se han empleado dos aproximaciones con el objetivo de simplificar matemáticamente el modelo y el proceso de ajuste: suponer el parámetro  $k$  constante para todos los picos y asumir que todos los picos tienen la misma altura. Por último, y ya al medir con uno de estos equipos, habría que considerar la distorsión en el perfil de dosis introducido por la función de dispersión puntual de los detectores.

Cabe reseñar que aunque estas aproximaciones no hubieran sido lo razonables que sugieren los resultados, el método de análisis para calcular las posiciones de las láminas no se hubiera visto afectado. Consideramos importante señalar que el objetivo del procedimiento propuesto no es reconstruir el perfil de dosis, sino calcular con precisión algunos de los parámetros del ajuste de la

En particular, para un 0,7% de fluctuación y periodos de 7,6 mm y 10 mm se obtienen incertidumbres al determinar el posicionamiento de 0,1 mm y 0,3 mm en el plano del isocentro, respectivamente. Estos valores de periodo de muestreo son típicos para diferentes detectores comerciales del tipo mencionado\*. Por otro lado, un valor de 0,7% de no uniformidad en la respuesta entre detectores puede considerarse adecuado según Donnetti et al<sup>10</sup>. Dicho valor ha sido obtenido para el equipo MatriXX de Scanditronix-Wellhöfer.

Los valores de incertidumbre presentados corresponden al procedimiento de análisis. El método de simulación numérica propuesto asume que el equipo de medida se posiciona de manera ideal. En un caso real un observador podría introducir un error sistemático en la colocación del equipo, pero la incertidumbre al calcular las posiciones de las láminas mediante el procedimiento propuesto no variaría.

\*[http://www.scanditronix-wellhofer.com/fileadmin/pdf/products/-ImRT/I\\_mRT\\_MatriXX\\_sp.pdf](http://www.scanditronix-wellhofer.com/fileadmin/pdf/products/-ImRT/I_mRT_MatriXX_sp.pdf)  
[http://www.ptw.de/index.php?id=2d-array\\_seven29](http://www.ptw.de/index.php?id=2d-array_seven29)

Puede notarse que, para diferentes amplitudes de fluctuación introducidas en la señal, la incertidumbre en la posición determinada crece de manera aproximadamente exponencial con el periodo de muestreo (fig. 6).

A pesar de la limitada resolución de muestreo de estos detectores, los pequeños valores de incertidumbre conseguidos al determinar las posiciones de las láminas son posibles gracias a la existencia de una función analítica conocida que modela el perfil de dosis proporcionado por el acelerador.

*Validación experimental*

En la fig. 7 se muestra el ajuste del modelo propuesto a los datos experimentales. El valor obtenido para el ji-cuadrado reducido es del orden de la unidad.

Para solventar el problema de la existencia de picos de diferente altura se ha normalizado la lectura de las cámaras a la señal para campo abierto (fig. 8). No obstante, este hecho no supondría un problema para la determinación de las posiciones de las láminas, pues éstas se establecen a partir de los puntos de inflexión de la ecuación (3), dados por los parámetros  $x_{i,j}$ , independientes de la altura de los picos. Sin embargo, sí se ve afectada la estimación de la incertidumbre en él, pues el modelo asume que todos los picos tienen la misma altura.

En la tabla 3 se muestra el valor de la incertidumbre en la posición de las láminas, deducida del ajuste de los datos medidos con la matriz de detectores. Este valor se compara con el obtenido en la simulación del proceso de medida del detector para un valor de fluctuación en lectura introducida en el muestreo del 0,7%. El periodo de muestreo considerado es la separación entre las cámaras del detector, igual a 7,6 mm. Los valores están expresados en centímetros y las incertidumbres se dan con un factor de cobertura  $k=1$ .

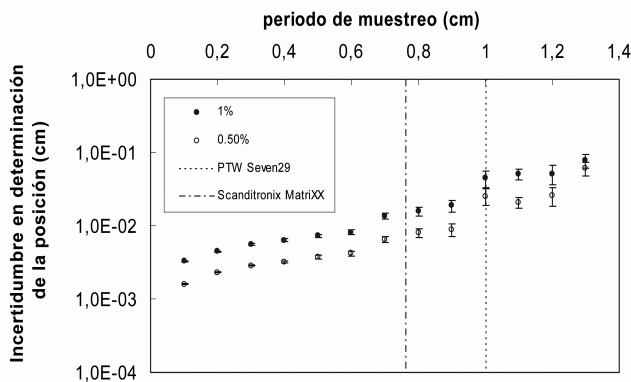


Fig. 6. Variación de la incertidumbre en la determinación de la posición de los bordes en función del periodo de muestreo de la señal. Las barras de error representan la incertidumbre en la estimación de dicho valor con factor de cobertura  $k=1$ . Se muestran los valores para valores de fluctuación introducidos en el muestreo de 0,5% y 1,0%.

Se observa que el valor estimado mediante el ajuste es compatible con el obtenido a través del análisis teórico.

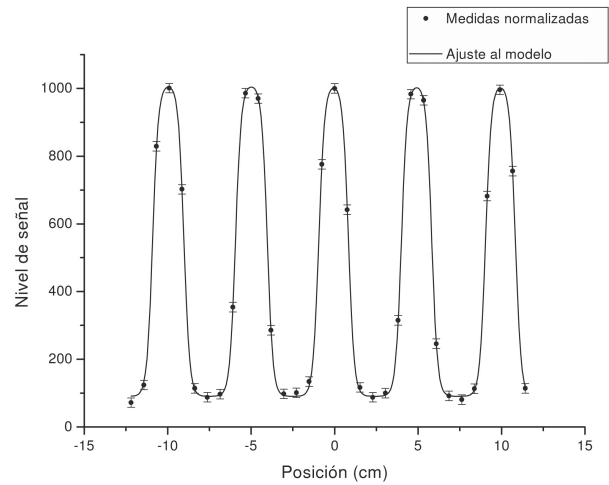


Fig. 7. Ajuste al modelo descrito por la ecuación (3) de datos medidos con MatriXX. La incertidumbre en esta lectura se estima como un 0,7% del valor del máximo. Las barras de error representan esta incertidumbre con factor de cobertura  $k=2$ .

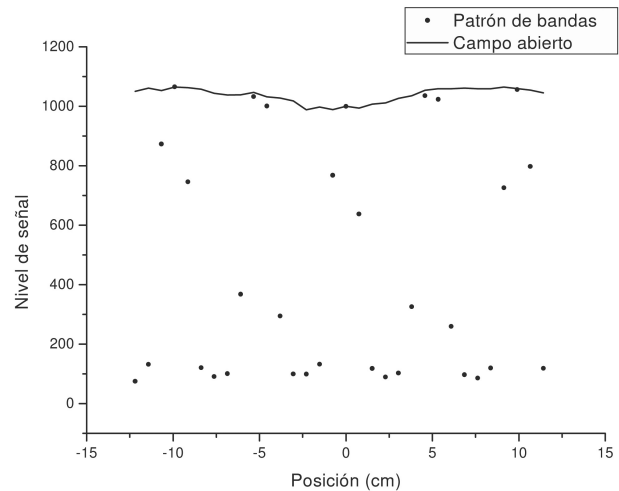


Fig. 8. Proceso de normalización de las lecturas de los detectores, al irradiar el patrón de bandas, por la lectura de los mismos en campo abierto.

**Tabla 3. Incertidumbre estimada en el posicionamiento mediante el análisis ji-cuadrado frente a la calculada mediante la simulación del proceso de medida. Los resultados se dan para un periodo espacial de muestreo de 7,6 mm correspondiente al detector MatriXX. La incertidumbre en estos valores se da con un factor de cobertura de  $k=1$ .**

Análisis ji-cuadrado	Fluctuación 0,70%
$0,0075 \pm 0,0018$	$0,010 \pm 0,001$



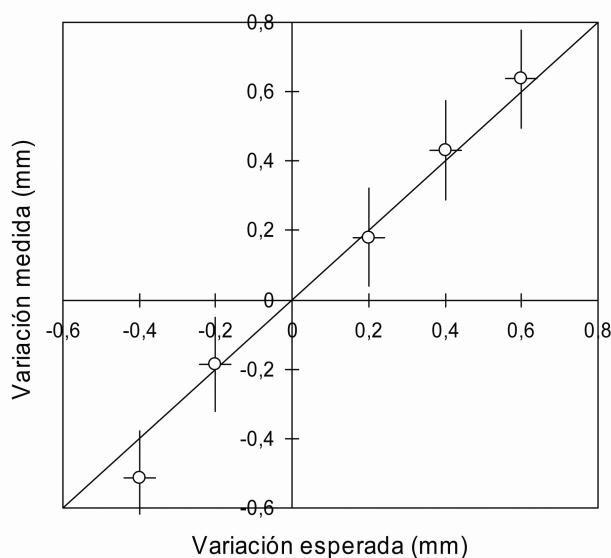


Fig. 9. Variaciones medidas en el tamaño de campo frente a las esperadas.

#### *Validación experimental del algoritmo de cálculo de las posiciones de las láminas*

En la fig. 9 se muestra la variación detectada en los tamaños de campo medidos a diferentes distancias fuente-detector frente a la variación esperada respecto a la distancia de referencia. La recta de pendiente unidad indica cuál sería la posición de los puntos en el caso de un sistema de detección perfecto.

Las barras de error horizontales representan la incertidumbre en la variación esperada como consecuencia de la incertidumbre en la altura de la mesa. La incertidumbre en la variación del tamaño de campo medido se calcula combinando la incertidumbre en la detección de los bordes del campo, estimada en 0,1 mm, tras el ajuste de la ecuación (2).

#### **Conclusiones**

Los detectores basados en matrices bidimensionales de cámaras de ionización pueden emplearse para el control de calidad de exactitud y reproducibilidad en la configuración de las láminas de un CML. En general,

la incertidumbre en la determinación de la posición puede considerarse inferior a 0,5 mm ( $k=2$ ) para los equipos comerciales más extendidos en el mercado. Para alguno de ellos, como MatriXX, se puede considerar incluso inferior, en torno a 0,2 mm con  $k=2$ . Este valor puede considerarse más que suficiente para tal fin.

A pesar de su aparentemente limitado muestreo espacial, la existencia de un modelo analítico que describa adecuadamente la señal conocida que se pretende medir, junto a un análisis apropiado de los datos, convierten a este tipo de equipos en adecuados para el control de calidad de CML. A este hecho deben sumarse la facilidad de montaje y su lectura inmediata.

#### **Referencias**

- Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003;30:2089-115.
- Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D, et al. Basic Applications of multileaf collimators. Report of AAPM Task Group No. 50 (Madison, WI: Medical Physics Publishing) 2001.
- Bayouth JE, Wendt D, Morrill SM. MLC quality assurance techniques for IMRT applications. *Med Phys* 2003;30:743-750.
- Mohammadi M, Bezak E. Evaluation of MLC leaf positioning using a scanning liquid ionization chamber EPID. *Phys Med Biol* 2007;52:N21-N33.
- Parent L, Seco J, Evans PM, Dance D, Fielding A. Evaluation of two methods of predicting MLC leaf positions using EPID measurements. *Med Phys* 2006;30:3174-3182.
- Amerio S, Boriano A, Bourhaleb F, Cirio R, Donetti M, Fidanzi A, et al. Dosimetric characterization of a large pixel-segmented ionisation chamber. *Med Phys* 2004;31:414-420.
- Stasi M, Giordanengo S, Cirio R, Boriano A, Bourhaleb F, Cornelius I, et al. D-IMRT verification with a 2D pixel ionisation chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer. *Phys Med Biol* 2005;50:4681-94.
- Spezi E, Angelini AL, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 2005;50:3361-73.
- Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, Kollhoff, Rubach A, Willborn K, et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 2006;33:1005-1015.
- Donetti M, Garelli E, Marchetto F, Boriano A, Bourhaleb F, Cirio R, et al. A method for the inter-calibration of a matrix of sensors. *Phys Med Biol* 2006;51:485-95.
- Drever L, Dickof P. Virtual micro MLC commissioning. *App Clinical Med Phys* 2005;6:1-11.

# Cuantificación del impacto de los retrasos en los resultados de los tratamientos de radioterapia

O. Sotolongo-Grau<sup>1</sup>, D. Rodríguez-Pérez<sup>1</sup>, J. A. Santos-Miranda<sup>2</sup>, J. C. Antoranz<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física Matemática y Fluidos. Universidad Nacional de Educación a Distancia. <sup>2</sup>Hospital General Gregorio Marañón. Madrid.

## Quantitative-assessment of delay on radiotherapy results

### Resumen

El análisis estadístico de centenares de miles de tratamientos radioterápicos sobre pacientes virtuales, simulados usando el modelo lineal cuadrático, junto con un modelo dinámico de interacción sistema inmune - tumor, permite cuantificar la importancia de comenzar tan pronto como sea posible los tratamientos radioterápicos al comparar los pacientes tratados tras diferentes tiempos de espera.

*Palabras clave:* Radioterapia. Simulación. Modelo LQ. Listas de Espera.

### Abstract

The statistical analysis of many virtual radiotherapy treatments applied to many virtual patients, simulated according to the LQ model together with a dynamical model of tumour immune - system interaction, allows to quantify the importance of beginning as soon as possible the radiotherapy treatments, by comparing patients treated after different waiting times.

*Key words:* Radiotherapy. Simulation. LQ Model. Waiting Time.

### Introducción

Existe una preocupación creciente acerca de la influencia que tienen las listas de espera prolongadas sobre los resultados de los tratamientos oncológicos. Aun cuando se pretenda administrar la dosis absorbida (en adelante dosis) prescrita en el tiempo programado<sup>1</sup>, existen factores, como las paradas por avería o toxicidad, que no pueden ser evitados. Además, debe contarse con las paradas por mantenimiento y las listas de espera<sup>2</sup>, las cuales representan, quizás, el más alto porcentaje de las interrupciones y retrasos. Se han realizado esfuerzos, aún mediante evidencias indirectas<sup>3</sup>, para mostrar que tanto las listas de espera, como los retrasos de cualquier otra índole, tienen un impacto negativo en el éxito de estos tratamientos<sup>4,5</sup>. Algunos de estos trabajos<sup>6,7</sup> estiman el peso de estos retrasos en la evolución posterior de los tratamientos, suponiendo que la proliferación de las células tumorales sigue leyes de evolución pre-

fijadas. Aunque ésta constituye una buena aproximación, no considera el estado físico del paciente y los esfuerzos de su sistema inmune por eliminar las células tumorales.

En los últimos años se ha estudiado el comportamiento de los tumores cancerosos a través de modelos matemáticos de dinámica poblacional<sup>8-11</sup> que logran reproducir y explicar el comportamiento cualitativo de muchos tumores. A partir de premisas simples, estos modelos consiguen describir la interacción entre los linfocitos y las células tumorales y dividen los binomios paciente - tumor en varios grupos, de acuerdo con el resultado de la competencia entre ambos tipos de células. No obstante, el uso de estos modelos en la práctica clínica habitual es una tarea complicada, ya que aunque se pudiera ajustar uno de estos sistemas de ecuaciones a un paciente específico, ello nos brindaría poca información en el caso de cualquier otro paciente, aún tratándose del mismo tipo de tumor, debido a la variabilidad interpacientes de los parámetros involucrados.

En este trabajo se utiliza uno de estos modelos matemáticos<sup>9</sup> con el fin de determinar la influencia de los retrasos en la aplicación del tratamiento. Mediante un tratamiento estadístico y basándonos en resultados anteriormente obtenidos<sup>12</sup>, se estudia una población amplia de pacientes virtuales, a los que se aplican tratamientos de radioterapia

Correspondencia: Dr. J. C. Antoranz. Dpto. Física Matemáticas y Fluidos. Facultad de Ciencias-UNED. C/ Senda del Rey 9. 28040 Madrid. E-mail: jcantoranz@dfmf.uned.es  
Fecha de recepción: 4-4-2008  
Fecha de aceptación: 7-10-2008

con retrasos variables. Se pretende así, ayudar a planificar los tratamientos de radioterapia, teniendo en cuenta aquellas demoras que no pueden ser previstas, así como permitir al oncólogo definir, si fuese posible, el umbral temporal que determina la frontera de los retrasos aceptables, sin consecuencias apreciables en la salud en función del tipo de paciente y tumor.

## Material y métodos

### Modelo

Para describir la evolución tumoral, utilizamos un modelo<sup>9,12</sup> de ecuaciones tipo Lotka-Volterra, donde  $x$  representa el número de células tumorales e  $Y$  el número de linfocitos, basándonos en que el crecimiento de las células tumorales  $\dot{X}$ , donde el punto sobre una variable denota su derivada temporal, depende de la cantidad de células  $aX$  y su interacción con los linfocitos  $-bXY$ . La población de linfocitos crece una cantidad  $dXY$  producto de su estimulación por los antígenos del tumor y decrece  $-fY$  producto de su muerte o desactivación natural. Supondremos también que a la región donde está localizado el tumor, llega un flujo de  $u$  linfocitos por unidad de tiempo, procedentes de los nódulos linfáticos en los que maduran, aunque las interleukinas segregadas por las  $X$  células del tumor producen una inmunodepresión<sup>13-15</sup> que reduce su efectividad en una cantidad equivalente a  $-kX$ . Entonces, según Sotolongo-Costa et al.<sup>9</sup> podemos escribir las ecuaciones:

$$\begin{aligned} \dot{X} &= aX - bXY \\ \dot{Y} &= dXY - fY - kX + u \end{aligned} \quad (1)$$

Podemos hacer adimensionales estas ecuaciones tomando como tiempo característico de crecimiento del tumor,  $\tau_c = 1/a$ . Haciendo  $X = ax/d$  e  $Y = ay/b$  obtenemos:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= x - xy \\ \dot{y} &= xy - \lambda y - \kappa x + \sigma \end{aligned} \quad (2)$$

donde,  $\lambda = f/a$ ,  $k = kb / ad$  y  $\sigma = ub / a^2$  y el punto indica, a partir de aquí, la derivada respecto a la nueva variable temporal  $\tau$ .

Este sistema tiene dos puntos de equilibrio<sup>9</sup>,  $L_0 = (0; \sigma / \lambda)$  y  $L_1 = ((\lambda - \sigma) / (1 - \kappa); 1)$ . El primer punto representa el estado libre de tumor y el segundo un estado donde el tumor se encuentra en equilibrio con el sistema inmune. La fig. 1 muestra las regiones de estabilidad del sistema (2) atendiendo a los signos de las partes reales de los autovalores del sistema alrededor de dichos  $L_0$  y  $L_1$ . Puede observarse que el estado estacionario  $L_1$  sólo es alcanzable si los dos grupos adimensionales,  $\sigma/\lambda$  y  $\kappa$ , son a la vez mayores o menores que 1.

Analizando la estabilidad de (2) en las regiones del espacio de parámetros señaladas en la fig. 1 podemos sacar ciertas conclusiones. La región I está compuesta por aquellos tumores controlados por el propio sistema inmune mientras

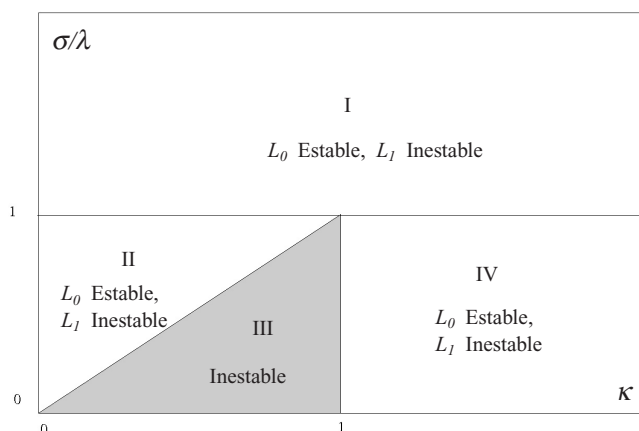


Fig. 1. Diagrama de fases y estabilidad de las soluciones estacionarias del sistema de ecuaciones (2). La zona sombreada es la zona de focalización del presente estudio.

que en la región II los tumores se encuentran en equilibrio con el sistema inmune. Estas regiones no deberían ser un objetivo de los tratamientos de radioterapia. Por otra parte, en la región IV el tumor provoca una fuerte depresión del sistema inmune por lo que estos pacientes presentarán un índice de Karnofsky alto y no podrán ser tratados por radioterapia (salvo usada como paliativa). La radioterapia será útil o efectiva sólo en los pacientes cuyos parámetros se encuentren en la región III del espacio de parámetros, por lo que centraremos nuestro trabajo en esta región.

Para la simulación radioterápica haremos uso del modelo lineal-cuadrático<sup>15,16</sup>. Supondremos que al aplicar una dosis de radiación en el instante  $T_n$  muere una fracción de linfocitos, mientras que una fracción  $B_t$  de células tumorales pierden su capacidad reproductora. La fracción de células no afectadas por la radiación puede calcularse utilizando el modelo LQ.

$$S = 1 - B = \exp(-\alpha D - \beta D^2) \quad (3)$$

donde  $S$  es el factor de supervivencia,  $B$  la fracción de células afectadas,  $D$  la dosis medida en Gy y  $\alpha$  y  $\beta$  los coeficientes de daño celular tipo A y B respectivamente.

Podemos representar este proceso incluyendo una nueva ecuación<sup>10</sup> para las células tumorales  $Z$  sin capacidad de reproducción. Supondremos además que la población de linfocitos crece como  $pZY$  producto de su estimulación por estas células. Las células tumorales no reproductoras decrecen  $-rZ$ , por muerte natural, y  $qZY$ , por la interacción con los linfocitos. Al hacer adimensional este nuevo sistema de ecuaciones obtenemos:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= x - xy - \gamma_t(\tau)x \\ \dot{y} &= xy + \varepsilon zy - \lambda y - \kappa(x + z) + \sigma - \gamma_t(\tau)y \\ \dot{z} &= \gamma_t(\tau)x - \rho z - \eta zy \end{aligned} \quad (4)$$

donde  $Z = az/d$ ,  $\varepsilon = p/d$ ,  $\rho = ra/d$  y  $\eta = qa^2/db$ ,  $\gamma_t(\tau) = B_t \delta(\tau - \tau_n)$  y  $\gamma_l(\tau) = B_l \delta(\tau - \tau_n)$  representan la cantidad de

células tumorales y linfocitos afectados por la radiación por unidad de tiempo,  $\tau_n$  son los instantes donde se aplica la radiación,  $\delta(\tau - \tau_n)$  la delta de Dirac, centrada en  $\tau_n$ . Las condiciones de estabilidad de nuestro sistema de ecuaciones no han sido modificadas, por lo que seguimos teniendo los mismos parámetros críticos,  $\sigma/\lambda$  y  $\kappa$ . Analizando la fig. 1 podemos interpretar estos parámetros. Entenderemos que  $\sigma/\lambda$  mide la eficiencia del sistema inmune sobre el tumor y  $\kappa$  la deficiencia del sistema inmune para sobrevivir al tumor.

Aunque las ecuaciones (4) permiten valores muy pequeños de  $x$ , en la realidad si el tumor es suficientemente pequeño, el sistema inmunológico podría eliminarlo. Esto puede ocurrir, de manera probabilística, independientemente del tamaño del tumor y el mecanismo subyacente es desconocido<sup>16</sup>. Estimaremos esta capacidad del sistema inmune suponiendo que depende directamente de la distancia del sistema (2) a su región de estabilidad en torno a  $L_0$ . Propondremos por tanto que, si es lo suficientemente pequeño, la probabilidad de que el tumor desaparezca es,

$$P(\sigma/\lambda) = \begin{cases} \sigma/\lambda & \text{si } \sigma/\lambda < 1 \\ 1 & \text{si } \sigma/\lambda \geq 1 \end{cases} \quad (5)$$

para modelar este comportamiento conocido, en el entorno clínico, como regresión<sup>16</sup>. De la misma manera, siempre que los linfocitos alcancen un valor nulo lo interpretaremos como que el sistema inmune no es capaz de hacer frente al tumor y éste crecerá exponencialmente sin que la influencia del sistema inmune sea capaz de detenerlo.

### Optimización

El modelo (4) nos permite calcular la evolución temporal de un paciente dado si conocemos sus parámetros característicos. Desafortunadamente, la medida de estos parámetros sólo puede obtenerse de forma indirecta y con un alto grado de indeterminación por lo que sólo será posible obtener una descripción aproximada de esta evolución temporal. Además el modelo utilizado para representar la regresión tumoral nos permite discernir sólo probabilísticamente si el tratamiento tendrá éxito.

Por otra parte, los sistemas biológicos presentan una alta variabilidad de un individuo a otro, por lo que cualquier tratamiento estadístico deberá recorrer todo el espacio de parámetros para garantizar que se cubren todas las alternativas posibles.

Consideraremos que si se produce una regresión tumoral el tratamiento habrá tenido éxito y podemos asumir que el tumor se erradica completamente del sistema ( $x = 0$ ). Es posible calcular así la probabilidad de éxito del tratamiento,  $P_e$ , definida como la desaparición del tumor al finalizar el tratamiento para cada valor del efecto tisular de la radiación sobre el tumor ( $E = -\log(S_i)$ ) y la eficiencia del siste-

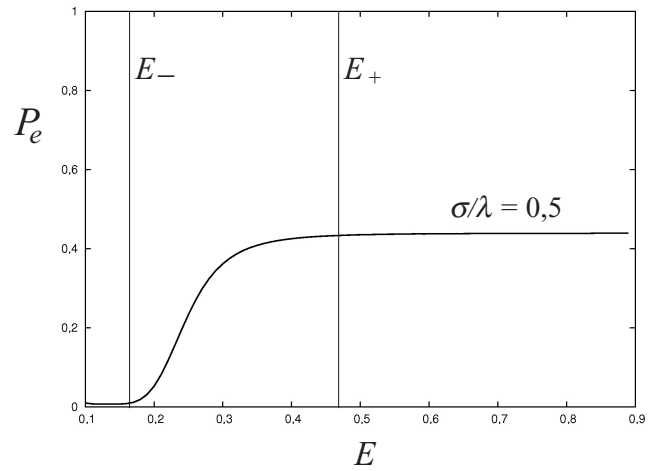


Fig. 2. Probabilidad de éxito del tratamiento normalizada como función del efecto tisular  $E$  para  $\sigma/\lambda = 0,5$ .

ma inmune frente al tumor ( $\sigma/\lambda$ ). La fig. 2 representa la probabilidad de éxito del tratamiento para  $\sigma/\lambda = 0,5$ , como función del efecto tisular. Si analizamos la evolución de la probabilidad de éxito para cada valor de  $\sigma/\lambda$ , vemos que existe un valor  $E_-$  por debajo del que  $P_e$  es casi nula y a partir del cual, mientras aumenta el efecto tisular, se va incrementando la probabilidad de éxito. Además existe otro valor  $E_+$  por encima del cual el efecto tisular no hace crecer la probabilidad de éxito del tratamiento. Obsérvese que nuestra función para  $P_e$  (representada en la fig. 2) es similar a las gráficas de probabilidad de control tumoral (TCP) vs  $D$  que aparecen en el trabajo de Al-Dweri *et al.*<sup>6</sup>

Puede deducirse de esto que, para que un tratamiento tenga alguna efectividad, la radiación suministrada al tumor, en cada sesión, debe provocar sobre él un efecto tisular mayor que  $E_-$ . Por otra parte, aumentar la dosis de radiación no incrementa necesariamente el valor de  $P_e$ . Si el efecto tisular sobre el tejido tumoral alcanza el valor de  $E_+$ , cualquier dosis mayor estará suministrando al paciente una cantidad de radiación innecesaria.

Si se conocen los valores de  $\alpha$  y  $\beta$  de la ecuación (3) para el tejido tumoral, es posible entonces encontrar la dosis absorbida de radiación por sesión,  $D$ , que provoca un efecto tisular  $E_+$  sobre el tumor. El tratamiento óptimo será aquél en el cual, siguiendo el principio *ALARA*, se apliquen las dosis de radiación mínimas, que alcancen la máxima probabilidad de éxito.

### Simulación

Para simular un tratamiento de la manera más realista posible, aplicamos una sesión de radioterapia cada día de lunes a viernes con descanso del paciente los fines de semana. Los tratamientos ideales comienzan el día 0 de evolución del tumor y tienen una duración de 6 semanas.

Consideramos dos protocolos radioterápicos diferentes, (a) una dosis fija de 2 Gy, sin tener en cuenta la eficiencia

**Tabla 1. Rango de valores de los parámetros de la ecuación (4) calculados siguiendo la metodología utilizada en Sotolongo-Grau et al.<sup>12</sup> Los coeficientes de la ecuación (4) se extraen de una distribución lognormal adaptada al intervalo de valores mostrado. Los factores de supervivencia de ambos grupos de células se extraen de una distribución uniforme en el intervalo correspondiente.**

Parámetro	Mínimo	Máximo
$\lambda$	$10^0$	$10^3$
$\sigma$	$10^{-1}$	$10^5$
$\kappa$	$10^{-2}$	$10^4$
$\varepsilon$	$10^{-2}$	$10^2$
$\eta$	$10^{-3}$	$10^7$
$\rho$	$10^{-1}$	$10^5$
$S_l$	0,1	0,4
$S_t$	0,5	0,9

del sistema inmune frente al tumor (la variabilidad en los parámetros del modelo LQ hace que la fracción de supervivencia de las células tumorales frente a esta dosis deba ser tratada como una variable aleatoria); y (b) un tratamiento optimizado según las características del sistema inmune del paciente. En cada sesión de radioterapia, se aplicará la dosis óptima de radiación, según se determina en el trabajo de Sotolongo-Grau et al;<sup>12</sup> es decir, la dosis de radiación más baja que no disminuye apreciablemente (en menos de un 1 %) la probabilidad de éxito del tratamiento.

En ambos casos a analizar, hemos generado un grupo de 400.000 pacientes virtuales bajo tratamiento, en el mismo rango y con la misma metodología que los utilizados en el trabajo de Sotolongo-Grau et al.<sup>12</sup> Cada uno de estos pacientes es sometido a tratamiento, variando la lista de espera en cada caso, de 0 a 120 días. Las simulaciones corresponden a tumores a los cuales el sistema inmune contrarresta con una baja eficiencia, y que, al mismo tiempo, provocan una moderada inmunodepresión (región III de la fig. 1).

Los coeficientes de la ecuación (4) se toman aleatoriamente, siguiendo una distribución lognormal que cubra el intervalo de valores que se muestra en la tabla 1. Los factores de supervivencia de ambos grupos de células se toman aleatoriamente dentro del intervalo mostrado en la tabla 1.

Usando un método de Runge-Kutta de cuarto orden para la integración numérica del sistema de ecuaciones del modelo, a partir de todo lo anterior, podemos realizar predicciones estadísticas generando un grupo de pacientes virtuales y observando la evolución de su tratamiento.

### Resultados y Discusión

Puede calcularse la probabilidad de éxito del tratamiento aplicado a los 400.000 pacientes virtuales, como la fracción de éstos en los que, al culminar dicho tratamiento, ha desaparecido el tumor. Las curvas de probabilidad de éxito en función del retraso inicial, calculadas para ambos tratamientos (a y b), disminuyen siguiendo comportamientos similares. La fig. 3 muestra la probabilidad de

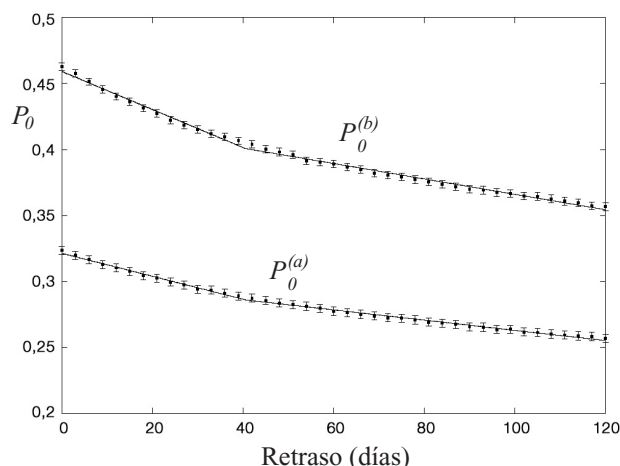


Fig. 3. Probabilidad de éxito del tratamiento normalizada en función de los días de demora en comenzar el tratamiento.  $P_0^{(b)}$  representa la probabilidad de éxito cuando se aplican dosis optimizadas y  $P_0^{(a)}$  la probabilidad de éxito con dosis fijas. Las líneas continuas representan los ajustes representados en las expresiones (6) y (7). Las barras de error muestran la desviación estadística de la probabilidad calculada. Para mayor claridad se ha incluido sólo uno de cada tres puntos en la figura.

éxito como función del retraso en comenzar el tratamiento. La probabilidad de éxito al aplicar la dosis óptima en cada sesión se representa como  $P_0^{(b)}$  y la probabilidad de éxito con dosis fijas como  $P_0^{(a)}$ . Analizando los resultados, se ve que existe un cambio de comportamiento alrededor del día 40; además, los resultados admiten un ajuste a un par de rectas que se cortan en el punto de cambio de comportamiento ( $t = 40$  días). Para retrasos inferiores a este cambio de comportamiento se tiene:

$$P_0^{(a)} = (0,3214 \pm 0,0006) - (0,0009 \pm 0,0002)t / \text{días} \quad (6)$$

$$P_0^{(b)} = (0,4591 \pm 0,0008) - (0,0014 \pm 0,0004)t / \text{días}$$

donde los intervalos de confianza corresponden a una probabilidad  $p = 0,95^{17}$ .

Para valores mayores de 40 días, la recta tiene la forma:

$$P_0^{(a)} = (0,3018 \pm 0,0006) - (0,00038 \pm 0,00001)t / \text{días} \quad (7)$$

$$P_0^{(b)} = (0,4244 \pm 0,0009) - (0,00058 \pm 0,00001)t / \text{días}$$

donde se ha usado el mismo criterio que en (6) para determinar los intervalos de confianza.

Si definimos  $P_m$  como la probabilidad de éxito del tratamiento con retraso nulo y  $P_t$  como la probabilidad de éxito del tratamiento con un retraso de  $t$  días, podemos definir un valor normalizado  $G$  referido al valor  $P_m$ .

$$G = \frac{P_m - P_t}{P_m} \times 100\% \quad (8)$$

Así obtenemos dos curvas similares,  $G_{(a)}$  y  $G_{(b)}$ , correspondientes a los protocolos (a) y (b), representadas en la

fig. 4.  $G_{(a)}$  y  $G_{(b)}$  se han ajustado, aunque no tenemos base teórica que justifique dicho comportamiento, a las funciones potenciales:

$$G_{(a)} = (-9,5 \pm 1,1) - (3,6 \pm 0,5)t^{(0,36 \pm 0,02)} \quad (9)$$

$$G_{(b)} = (-6,2 \pm 0,8) - (5,9 \pm 0,8)t^{(0,42 \pm 0,02)}$$

con intervalos de confianza al 95%.

Este resultado nos indica que, en primer lugar, el tratamiento debe comenzarse lo antes posible, cosa ya sabida en oncología<sup>4,5</sup>. El ajuste de los puntos permitiría a un oncólogo calcular el tiempo admisible de espera, por encima del cual, la probabilidad de cura disminuye más allá de lo aceptable. Puede observarse en las expresiones (9) y en la fig. 4 que los tratamientos optimizados son ligeramente más sensibles a los retrasos en la aplicación del tratamiento. No obstante la probabilidad de éxito global de estos tratamientos optimizados es de alrededor de un 30 % superior a la de los tratamientos no optimizados.

## Conclusiones

En este trabajo mostramos como, aunque no hay un umbral del retraso bajo el cual sea absolutamente seguro posponer un tratamiento de radioterapia, sí sería posible definir un tiempo admisible de espera. Este tiempo admisible de espera se deberá determinar en función del margen de riesgo admisible, dado como el umbral en la reducción de la probabilidad de éxito. Por ejemplo, si no se considera admisible una reducción en la probabilidad de éxito del tratamiento mayor del 10%, se podrá permitir, como máximo, un retraso de 6 semanas en el comienzo del tratamiento, en las condiciones específicas de nuestra simulación. Un oncólogo podría, del mismo modo, cuantificar la disminución de la probabilidad de éxito del tratamiento causada por la lista de espera.

Puede verse que cualesquiera que sean la dosis suministradas y la probabilidad de éxito inicial, cualquier retraso provoca que ésta caiga rápidamente. Este resultado concuerda plenamente con la experiencia práctica de los oncólogos<sup>1-3,5</sup>, aun cuando se haya llegado a él a través de un enfoque exclusivamente teórico. Además, si un tumor hubiera tardado menos tiempo en ser detectado que otro, la lista de espera posterior tendría más efectos en él que sobre el detectado más tardíamente. De esto se deduce que, conforme se avanza más en la detección precoz de los cánceres, más se debe avanzar en la reducción de las listas de espera, puesto que, de mantenerse éstas, sus efectos serán (relativamente) cada vez más perjudiciales.

Es apreciable la ventaja de optimizar un tratamiento, teniendo en cuenta la respuesta del sistema inmune del paciente tratado frente al tumor. Es importante encontrar la dosis de radiación adecuada para, minimizando el im-

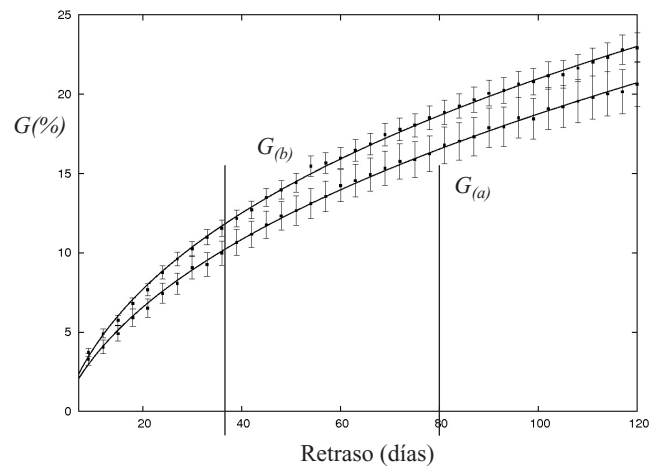


Fig. 4. Curvas de  $G_{(a)}$  y  $G_{(b)}$  para retrasos superiores a una semana. Las líneas continuas representan los ajustes a las expresiones representadas en (9). Las barras de error muestran el error cometido en el cálculo de los valores puntuales, propagado a través de la expresión (8). Se ha representado un solo valor de cada tres para mayor claridad en la figura.

pacto de la toxicidad de los tratamientos, elevar la probabilidad de éxito final. Dentro del rango de retrasos considerados, puede observarse que la optimización del tratamiento, en las condiciones de nuestra simulación, implica una mejoría de un 30% de la probabilidad de éxito.

## Referencias

- González San Segundo C, Calvo Manuel FA, Santos Miranda JA. Retrasos e interrupciones: la dificultad para irradiar en el tiempo ideal. *Clin Transl Oncol* 2005; 7:47-54.
- Do V, GebSKI V, Barton MB. The effect of waiting for radiotherapy for grade III/IV gliomas. *Radiother Oncol* 2000;57:131-136.
- Chen Z, King W, Pearcey R, Kerba M, Mackillop WJ. The relationship between waiting time for radiotherapy and clinical outcomes: A systematic review of the literature. *Radiother Oncol* 2008;87:3-16.
- Jensen AR, Nellesmann HM, Overgaard J. Tumor progression in waiting time for radiotherapy in head and neck cancer. *Radiother Oncol* 2007;84:5-10.
- Mackillop WJ. Killing time: The consequences of delays in radiotherapy. *Radiother Oncol* 2007;84:1-4.
- Al-Dweri FMO, Guirado D, Lallena AM, Pedraza V. Effect on tumor control of time interval between surgery and postoperative radiotherapy in patients with head and neck squamous cell carcinomas: an empirical approach using Monte Carlo simulation. *Phys Med Biol* 2004;49:2827-39.
- Mackillop WJ, Bates JM, O'Sullivan B, Withers HR. The effect of delay in treatment on local control by radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;34:243-250.
- Kuznetsov VA, Wakarkin IA, Taylor MA, Perelson AS. Nonlinear dynamics of immunogenic tumors: parameter estimation and global bifurcation analysis. *Bull Math Biology* 1994;56:295-321.
- Sotolongo-Costa O, Morales Molina L, Rodríguez Pérez D, Antoranz JC, Chacón Reyes M. Behavior of tumors under nonstationary therapy. *Physica D* 2003;178:242-253.
- Dingli D, Cascino MD, Josic K, Russell SJ, Bajzer Z. Mathematical modelling of cancer radiotherapy. *Math Biosci* 2006;199:55-78.

11. Enderling H, Anderson ARA, Chaplun MAJ, Munro AJ, Vaidya JS. Mathematical modelling of radiotherapy strategies for early breast cancer. *J Theor Biol* 2006;241:158-171.
12. Sotolongo-Grau O, et al. Radiotherapy treatments optimization. *Mathematics in Medicine and Biology* (en Revisión) [preprint en arXiv:0706.0418v2]
13. Whiteside TL. Apoptosis of immune cells in the tumor micro-environment and peripheral circulation of patients with cancer: implications for immunotherapy. *Vaccine* 2002;20:A46-A51.
14. Whiteside, TL. Immune suppression in cancer: Effects on immune cells, mechanisms and future therapeutic intervention. *Semin Cancer Biol* 2006;16:3-15.
15. Düchting W, Ginsberg T, Ulmer W. Computer Simulation Applied to Radiation Therapy in Cancer Research. *Appl Math Comput* 1996; 74:191-207.
16. Steel GG. *Basic Clinical Radiobiology*, London: Edward Arnold Publishers, 1993.
17. Fisher RA. *Statistical Methods and Scientific Inference*. New York: Hafner Press, 1973.

# Efectos de los extensores de tejidos con discos metálicos en su interior en la dosimetría de planificaciones radioterápicas

F. Pizarro, J. Sánchez, J. Morillas, M. Herranz

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Divino Valles. Burgos.*

## Dosimetric effects of a tissue expander with metallic disk inside on radiotherapy planning

### Resumen

El propósito de este trabajo es estudiar la influencia dosimétrica de extensores de tejidos, con discos metálicos, en las planificaciones radioterápicas de mama.

Sobre imágenes de TC de un conjunto formado por maniquí de agua, extensor de tejidos, bolus y cámara de ionización se realiza una planificación. Con los tiempos calculados se irradia, en las mismas condiciones de planificación, y se comparan las dosis planificadas con las medidas.

Se encuentran sobredosificaciones del 4,7% para una planificación de haz directo y subdosificaciones del 5,6%, en una planificación con haces tangenciales. Las inexactitudes en dosis encontradas se intentan justificar a partir de incertidumbres en la imagen y del algoritmo de cálculo utilizado en la corrección de heterogeneidades.

La subdosificación en dosis del 5,6%, provocada por la presencia del extensor, se puede traducir en una disminución del control tumoral de un 12%.

*Palabras clave:* Extensor de tejidos. Cáncer de mama. Prótesis. Planificación de mama.

### Abstract

Effects on dose of a tissue expander containing metallic elements in a therapy planning of breast are studied.

CT images of a set including a water phantom, a tissue expander, bolus and a cylindrical ionization chamber are used to calculate standard dose in a treatment planning of breast. The calculated values of absorbed dose are compared with those obtained from verification measurements.

The dose is overestimated by 4.7% for a direct beam planning. In contrast, when using tangential parallel opposed beams, the underestimation of dose amounts to 5.6%. Such differences between measured and calculated dose could be due not only to artefacts on the image, but also to dose calculation algorithm with heterogeneity corrections.

It is concluded that underestimation of dose by 5.6% in clinical situations due to presence of the tissue expander results in a 12% decrease in tumour control probability.

*Key words:* Tissue expander. Cancer of breast. Prostheses. Planning of breast.

### Introducción

El propósito de este trabajo es estudiar la influencia dosimétrica que tienen algunos extensores de tejidos en las planificaciones radioterápicas, concretamente en las planificaciones de mama.

Un extensor de tejidos mamario es un implante ajustable, mediante inyecciones de suero salino, que se coloca

temporalmente de manera subcutánea con el fin de crear una cobertura de tejido adicional para la reconstrucción de la mama tras mastectomía.

En nuestro estudio, el extensor, comercialmente utilizado, está fabricado en silicona, con un imán permanente en su interior encapsulado en un protector de acero inoxidable.

Nuestro objetivo será cuantificar la inexactitud en la dosis absorbida (en adelante dosis) debida a la presencia del extensor y expresar esta pérdida de exactitud en términos radiobiológicos, con el fin de evaluar si, por esta causa, se podría comprometer la respuesta clínica del tratamiento radioterápico.

Correspondencia: F. Pizarro. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Divino Valles. Av. Islas Baleares s/n 09007 Burgos. E-mail: fpizarrot@cofis.es.

Fecha de recepción: 18-6-2008

Fecha de aceptación: 29-9-2008



## Material y métodos

Se utilizó un extensor de tejidos mamario Contour Profile® de Mentor (fig.1) que está formado por una silicona extensible que contiene un imán permanente de Samario-Cobalto. El imán está encapsulado en acero inoxidable tipo 316L. El disco metálico que forman tiene un diámetro interior de 1,9 cm y un diámetro exterior de 3,5 cm (fig. 2).

Como maniquí, se utilizó una cuba de agua de dimensiones 30 cm x 30 cm x 30 cm con paredes de metacrilato graduadas cada 5 mm y con soporte para cámaras tipo Farmer. Sobre el soporte de la cámara se añadieron 1,8 cm de bolus (Geliperm®) para evitar efectos de los electrones secundarios de dispersión. Algunos estudios<sup>1</sup> confirman que estos electrones secundarios son absorbidos en 1 cm de espesor equivalente a agua. Sobre el bolus se colocó el extensor con su zona metálica sobre la vertical del lugar donde va ubicado el punto efectivo de la cámara. Se llenó la cuba de agua hasta que el nivel

estuviera 5 cm por encima del soporte de la cámara (fig. 3). El equipo de dosimetría utilizado es una cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer FC065-060 y electrómetro DOSE1 de Scanditronix-Wellhöfer. Se realizó un escáner del montaje con equipo CT LightSpeed de GE Medical Systems (por defecto, en funcionamiento de Rango Extendido de Unidades Hounsfield desde -31.743 a +31.743, opción que permite la discriminación de objetos o materiales con densidades superiores al hueso, como es el caso de los implantes metálicos), con espaciado de corte de 2,5 mm y kVp=120. Las imágenes se exportaron al planificador de tratamientos PCRT3D v5.05 de Técnicas Radiofísicas S. L. En la fig. 4 tenemos una imagen 3D del montaje generada por el planificador.

Se planificó un campo con un ángulo de *gantry* de 0°, colimador 0°, mesa 0°, campo 14,2 cm x 16 cm definido a 80 cm (lo suficientemente grande para cubrir todo el conjunto de cámara, extensor y bolus, con suficiente espacio lateral al borde del campo) y distancia

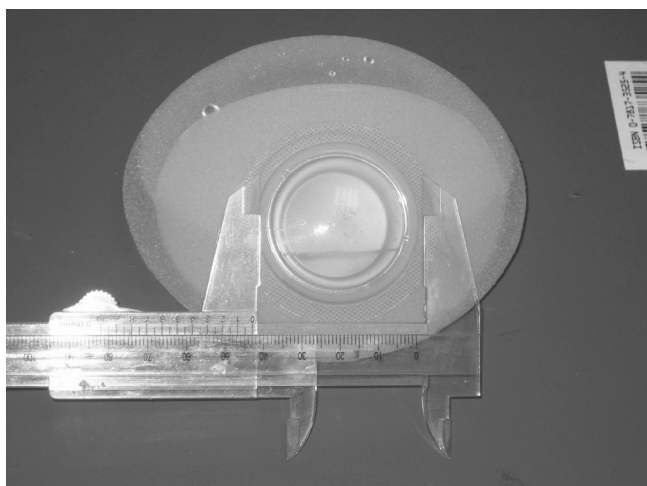


Fig. 1. Extensor de tejidos utilizado en este estudio.

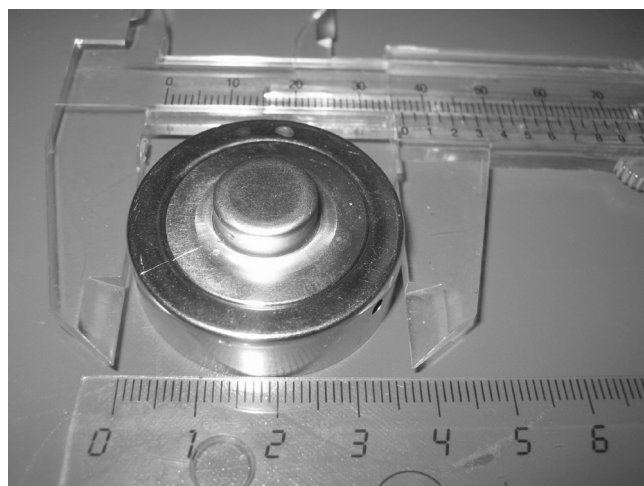


Fig. 2. Disco metálico ubicado en el interior de extensor de tejidos utilizado.

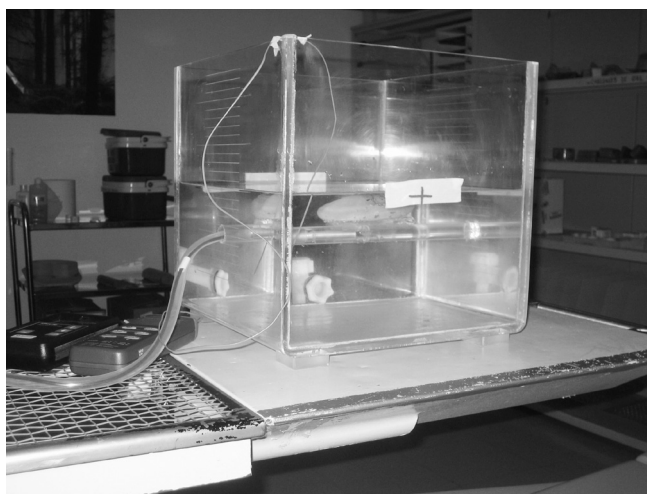


Fig. 3. Montaje del experimento.

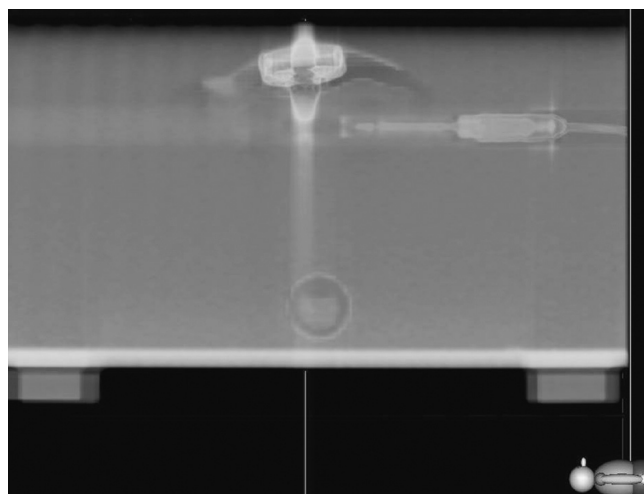


Fig. 4. Imagen 3D del montaje generada por el planificador a partir de imágenes TC.

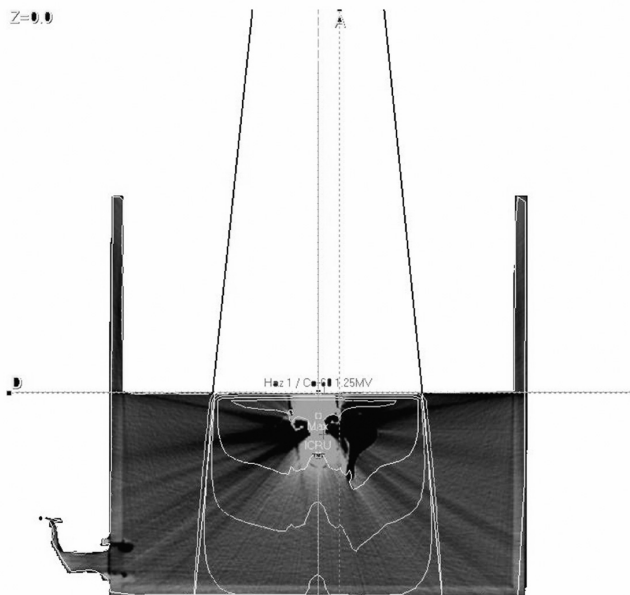


Fig. 5. Isodosis del campo GRUPO B0° sobre corte axial.

fuelle superficie igual a 80 cm (GRUPO B0°) en unidad de cobalto THERATRON 780C (utilizamos esta energía de fotones por ser más sensible a la presencia de heterogeneidades<sup>2</sup>) de modo que el eje del haz sea paralelo a la superficie metálica del extensor y, por tanto, pase por el centro de la zona de medida de la cámara, en cuyo punto efectivo normalizaremos el cálculo de la dosis. Se realizó el cálculo con un espaciado de 2,5 mm y utilizando corrección por heterogeneidades. Se asignó una dosis de 2 Gy en el punto de normalización. En la fig.5 se puede ver el corte axial donde se normalizó, la disposición del haz y algunas isodosis a distintas profundidades. Se puede apreciar el efecto que la heterogeneidad produce sobre las isodosis, haciendo que su contorno se vuelva muy irregular en puntos que se sitúan debajo de la zona metálica del extensor.

Se realizó, también, una planificación típica del tratamiento de mama con dos campos tangenciales y opuestos, con giro de gantry 90° y 270°, campo 12,6 cm x 9,8 cm definido a 80 cm. La elección de este tamaño de campo permite, por un lado, cubrir todo el conjunto cámara-extensor-bolus, y por otro, tener parte de campo cubriendo tejido (agua) y otra parte aire, con el fin de conseguir una componente de dispersión en aire similar al que tienen los campos tangenciales usuales en tratamientos de mama. Los haces se colocaron a una distancia fuente superficie igual a 80 cm (GRUPO B90°\_B270°) con el eje perpendicular a la superficie metálica del extensor y normalizando en el punto efectivo de la cámara. Se calculó el tiempo de irradiación con los mismos parámetros que en el caso anterior. En la fig.6 se puede ver la disposición de los haces en el corte axial

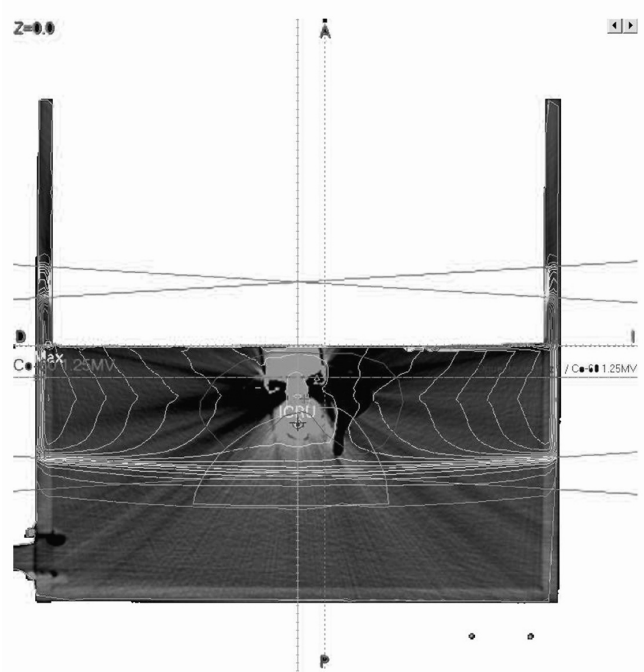


Fig. 6. Isodosis de los campos del GRUPO B90°\_B270° sobre corte axial.

donde se realizó la normalización, así como algunas curvas de isodosis.

Por último, se reprodujeron el montaje y las condiciones de cálculo en la unidad de cobalto y se irradió con los diferentes tiempos que calculó el planificador.

## Resultados y discusión

En la tabla 1 se muestran los resultados de las medidas de las dos configuraciones, donde el valor de la incertidumbre en dosis medida está expresada con un factor de cobertura  $k=1$  y sólo tiene en cuenta el proceso de medida (incertidumbre del factor de calibración y posicionamiento de la cámara).

Para el haz B0° el tiempo calculado por el planificador provoca una sobredosisificación del 4,7%. A la luz de la fig.7, donde se expresa la densidad electrónica relativa al agua ( $P_{ew}$ ) y el número CT ( $N^{\circ}CT$ ) asociado de dos regiones de interés (ROI), se puede interpretar que el artefacto en la imagen provocado por el extensor informa al planificador sobre valores de densidad erróneos: para una zona que debería tener la densidad del agua (ROI 1, zona de soporte de la cámara en la fig.8, imagen sin extensor), se miden valo-

Tabla 1. Resultados de las medidas de las dos configuraciones

Grupo	Dosis medida	Variación respecto a 200cGy
B0°	209,4cGy $\pm$ 1,7%	+4,7%
B90°_B270°	188,8cGy $\pm$ 1,7%	-5,6%

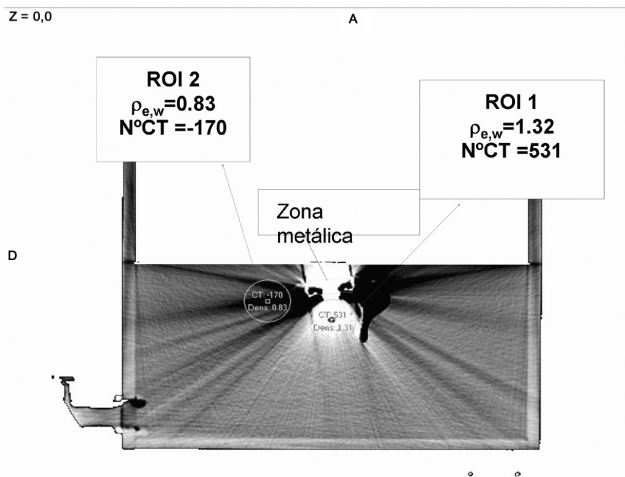


Fig. 7. Diferentes regiones de interés con artefactos en la imagen sobre corte axial.

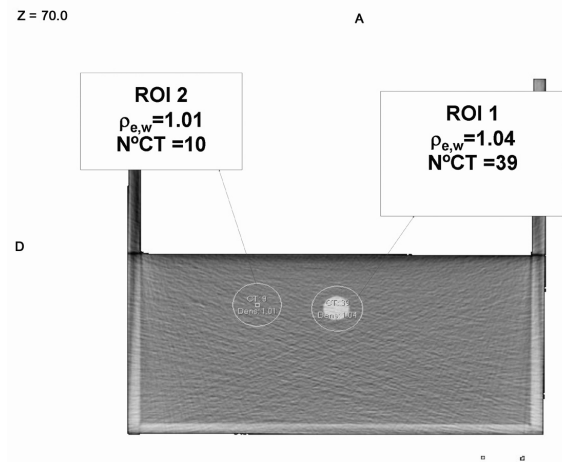


Fig. 8. Diferentes regiones de interés sin artefactos en la imagen sobre corte axial.

res de densidad mayores que los de hueso (ROI 1 en fig.7, imagen con extensor). El planificador calcula que esta zona de elevada densidad provoca una atenuación mayor a la del agua, por tanto, necesita más tiempo de irradiación.

Para el grupo B90°\_B270°, el tiempo calculado por el planificador provoca una subdosificación del 5,6%. Según muestra la fig.7, se puede interpretar que el artefacto en la imagen, provocado por el extensor, indica valores erróneos de densidad al planificador: para una zona que debería tener la densidad del agua (ROI 2 en fig.8), se miden valores de densidad mucho menores que los de grasa (ROI 2 en fig.7) y el planificador calcula que esta zona de baja densidad provoca una atenuación menor que la del agua, por tanto, necesita menos tiempo de irradiación.

De las fig.7 y fig.8 podemos calcular que la variación en densidad electrónica relativa al agua es del 18% para la ROI 2 y del 27% para la ROI 1. En la fig.7, se ha señalado la zona metálica para distinguir lo que es artefacto de lo que no.

Geise y McCullough<sup>3</sup> estudiaron la influencia de la variación del número CT, llegando a la conclusión de que una incertidumbre en la densidad electrónica de un 4% a un 10% daría lugar a no más de una variación en la dosis del 2%. En nuestro experimento se han obtenido diferencias mínimas de un 18% de variación en la densidad electrónica, tendríamos, según Geise y McCullough, al menos un 2% de variación en la dosis, lo que pondría de manifiesto que la variación en dosis encontrada (-5,6% en haces tangenciales) no sólo es debida a los artefactos de la imagen. Hay varias fuentes de incertidumbre que pueden dar lugar a la variación encontrada experimentalmente. Entre ellas una de las más importantes es la influencia del algoritmo de cálculo del planificador, en particular el algoritmo que corrige la presencia de heterogeneidades. El algoritmo utilizado por el planificador es la generalización de la "ley de la potencia del TAR", de Sontag y Cunningham (1978).

Para estudiar la influencia de la corrección por heterogeneidades, se intentaron eliminar los artefactos manualmente, es decir, se contornearon los artefactos de la imagen y se les asignó un N° CT equivalente al agua, de modo que, para el planificador, la única heterogeneidad encontrada sea la zona metálica del extensor. Se calculó de nuevo el tiempo necesario para entregar 2Gy en el punto de medida y se repitió la medida en la unidad de cobalto. En la tabla 2 se expresan los resultados para los haces tangenciales.

Estas variaciones indican que, aproximadamente, podemos atribuir a los artefactos en la imagen una inexactitud en la dosis del 2,2%, valor cercano a los estudiados por Geise y McCullogh.

Podemos intentar deducir, de manera aproximada, la variación en dosis atribuible al algoritmo de cálculo. Para ello veamos la tabla 3 donde se muestran las fuentes

Tabla 2. Resultados para los haces tangenciales

Grupo	Dosis medida	Variación respecto a 200cGy
B90°_B270°	188,8cGy ± 1,7%	-5,6%
B90°_B270° "sin artefactos"	193,2cGy ± 1,7%	-3,4%

Tabla 3. Fuentes de incertidumbre más importantes

Fuentes de incertidumbre	Valor con factor de cobertura k=2
Factor de calibración de dosis en agua [certificado de calibración]	2,8%
Otras incertidumbres <sup>2</sup>	0,6%
Posicionamiento y movimiento de órganos Planicidad	1%
[Control de calidad de la unidad de cobalto]	1,5%
Algoritmo de cálculo	? %
Datos de imagen	2%
INCERTIDUMBRE TOTAL EN DOSIS :	5,6%

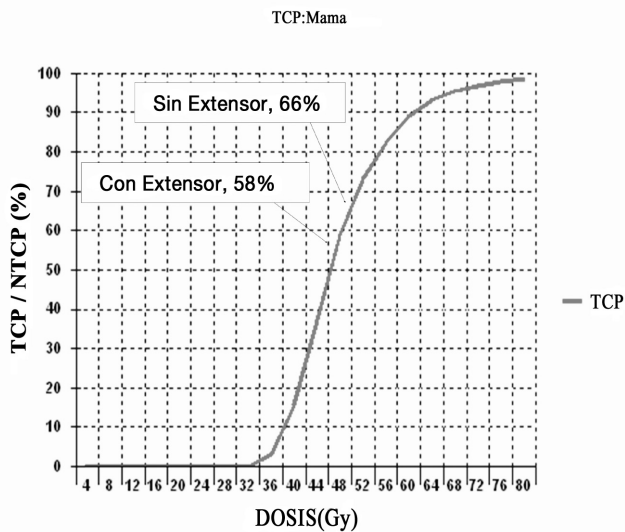


Fig. 9. Curva dosis-respuesta. Se indican los valores de TCP con y sin extensor de tejidos.

de incertidumbre más importantes y sus valores estimados con un factor de cobertura  $k=2$ .

En la tabla 3 hemos igualado la variación en dosis, obtenida de manera experimental, con la incertidumbre total del proceso de medida. El propósito es despejar la incertidumbre que pueda asociarse al algoritmo de cálculo, expresada mediante el signo de interrogación en la tabla 3. Aceptemos que a los datos de imagen le atribuimos una incertidumbre del mismo orden que la variación de dosis experimentada con y sin artefactos (ver tabla 2), es decir, aproximadamente un 2%. El resto de incertidumbres son las típicas calculadas, bien como tipo A o B. El posicionamiento de nuestro experimento se realiza sobre un maniquí rígido y es totalmente reproducible, no obstante, hemos considerado un valor del 1% por este concepto para tener en cuenta la incertidumbre propia en el nivel deseable de agua y la que se produce al intentar hacer coincidir el eje de los haces con el punto efectivo de medida de la cámara. Esta es la razón de que nuestra incertidumbre en posicionamiento sea más pequeña que en un paciente real, cuyo posicionamiento y el movimiento de los órganos haría aumentar la incertidumbre considerablemente.

Aceptando los datos de la tabla 3 y calculando la incertidumbre total en dosis como incertidumbre combinada, se obtiene, para nuestras medidas, que el símbolo de interrogación de la tabla 3 se convierte en un 3,9%, valor que atribuimos a la incertidumbre del algoritmo de cálculo.

Boyer y Scultheiss<sup>4</sup> estudiaron la influencia de la incertidumbre de dosis en los controles tumorales libres de enfermedad y concluyeron que una mejora en la exactitud de un 1% daba lugar a un aumento en la tasa de curación de un 2% para tumores en sus prime-

ros estadios. De manera similar, concluyeron que un 5% de cambio en dosis puede resultar en un impacto de un 20% al 30% en tasas de complicación de tejidos normales. Estos resultados son muy dependientes de donde se sitúe la dosis física en la curva dosis-respuesta.

Para ver la influencia radiobiológica que tiene una subdosificación del 5,6%, tomemos un volumen blanco típico para mastectomía y apliquémosle el esquema de irradiación 50Gy/25 x 2Gy. Reduzcamos la dosis por sesión en una cantidad igual a la medida en nuestro experimento, es decir, un 5,6%, de modo que su esquema de irradiación se convierta en 47,2Gy/25 x 1,888Gy. A partir de los histogramas dosis-volumen generados por el planificador, construimos la curva dosis-respuesta de la fig.9. El valor de la probabilidad de control tumoral (TCP) así obtenido, para el esquema original, es muy cercano al que se obtiene clínicamente para este tipo de tumores<sup>5</sup>. Según esta figura, una disminución en la dosis del 5,6% se traduce en una disminución de la TCP del 66% al 58%, es decir, un 12%.

## Conclusiones

Como resultado de los ensayos realizados, hemos obtenido que el efecto del extensor en un tratamiento de mama con haces tangenciales podría suponer una subdosificación mayor que el 5%, valor límite recomendado de exactitud de dosis para la práctica clínica<sup>6</sup>.

A partir de la fig.9, y de los estudios de Boyer y Scultheiss, se concluye que mejorar nuestra inexactitud en dosis hace aumentar en varios puntos la TCP.

Dado que la presencia de heterogeneidades y artefactos causados por el extensor mamario tienen una influencia importante en las dosis impartidas y, en consecuencia, en la TCP, sería conveniente evitar el uso de extensores de tejidos con discos metálicos mientras se someta a la paciente a tratamiento radioterápico.

## Referencias

1. Thompson RCA, Morgan AM. Investigation into dosimetric effect of a MAGNA-SITE tissue expander on post-mastectomy radiotherapy. *Med Phys* 2005;32:1640-1646.
2. AAPM Report N° 85. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Medical Physics Publishing. 2004.
3. Geise RA, McCullough EC. The use of CT scanners in megavoltage photon beam therapy planning. *Radiology* 1977;124:133-141.
4. Boyer AL, Scultheiss T. Effects of dosimetric and clinical uncertainty on complication-free local tumor control. *Radiother Oncol* 1998;11:65-71.
5. Gunderson LL, Tepper JE. *Clinical Radiation Oncology*. Churchill Livingstone Elsevier, Second edition. Pg 1509. 2007.
6. Podgorsak EB. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA. Vienna 2003.

# Las nuevas Recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica de 2007 y su repercusión en medicina\*

E. Vañó

*Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense. Madrid.*

## The new 2007 International Commission on Radiological Protection Recommendations and their impact in Medicine

### Resumen

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) aprobó un conjunto de nuevas recomendaciones en marzo de 2007 que reemplazaron a las anteriores del año 1990. El presente trabajo presenta algunos de los aspectos relevantes en el ámbito de las exposiciones médicas. La Comisión ha indicado que, de forma global, la estimación de los riesgos de la exposición a radiaciones ionizantes sigue siendo sustancialmente la misma que en el año 1990, pero se han modificado los factores de riesgo y de ponderación de algunos órganos y tejidos para el cálculo de la dosis efectiva. Los incrementos en el factor de riesgo han sido de un 210% para el cáncer de mama y del 33% para el cáncer de pulmón.

El Comité 3 de la CIPR ha preparado un documento sobre "Protección Radiológica en Medicina" que amplía algunos detalles de las recomendaciones generales. En este trabajo de revisión se plantean los aspectos más críticos sobre el uso, a veces incorrecto, de la magnitud "dosis efectiva" en medicina. Se comentan además otros aspectos de interés en relación con las exposiciones médicas: extrapolación de los riesgos desde dosis altas a bajas, inclusión de las dosis ocupacionales en la justificación de ciertas exploraciones, el uso de los niveles de referencia, la repercusión de los cambios introducidos en la estimación de los riesgos asociados con ciertas exploraciones, la importancia de la formación en protección radiológica en el ámbito médico y la posible revisión del umbral de dosis de efectos deterministas en el cristalino.

*Palabras clave:* Protección radiológica. Exposiciones médicas. Justificación. Dosis efectiva. Lesiones en cristalino.

### Abstract

The International Commission on Radiological Protection (ICRP) approved a set of new recommendations in March 2007 that replace the Commission's previous ones from 1990. The present paper highlights some of the aspects considered relevant for medical exposures. The Commission declared that the overall estimate of the risk of various kinds of harmful effects after exposure to ionizing radiation remains fundamentally the same now than in 1990, but the risk factors for certain organs and tissues and their weighting factors to calculate the effective dose have changed. The increases in the risk factors for breast and lung cancer have been a 210% and a 33% respectively.

Committee 3 of the ICRP has prepared a foundation document on "Protection in Medicine" with additional details on the general recommendations. The present review addresses topics as the (sometimes inappropriate) use of the quantity effective dose in medicine. Other addressed topics are: extrapolation of the radiation risks from high to low doses, the relevance of the occupational doses for the justification of some procedures, the use of diagnostic reference levels for interventional radiology procedures, the impact of the change in risk factors in some diagnostic procedures, the importance of education and training in radiation protection in medicine and the potential change in the threshold for opacities in the lens of the eyes.

*Key words:* Radiation protection. Medical exposures. Justification. Effective dose. Lens injuries.

Correspondencia: E. Vañó. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense. Avda. Complutense s/n. 28040 Madrid. E-mail: eliseov@med.ucm.es  
Fecha de recepción: 17-7-2008  
Fecha de aceptación: 23-7-2008

\*El contenido de este artículo expresa las opiniones personales del autor y, en ningún caso, la posición oficial de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR). Con objeto de que los lectores puedan acceder con facilidad a las referencias del texto original de las recomendaciones de la Comisión, en algunos casos, se citan los párrafos concretos de la Publicación 103 de la CIPR (o de otros documentos similares).

## Introducción

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) aprobó un conjunto de recomendaciones en marzo de 2007<sup>1</sup> que reemplazaron a las anteriores del año 1990<sup>2</sup>. El nuevo documento ha tenido en cuenta los resultados de las investigaciones más recientes en radiobiología y en física de radiaciones. La Comisión ha indicado que, de forma global, la estimación de los riesgos de la exposición a radiaciones ionizantes sigue siendo sustancialmente la misma que en el año 1990 y los límites de dosis se mantienen en las mismas cifras. Sin embargo se han modificado los factores de riesgo y de ponderación de algunos órganos y tejidos para el cálculo de la dosis efectiva. El modelo lineal sin umbral de dosis (*linear non-threshold, LNT model*) se sigue considerando el más adecuado para estimar el riesgo de exposición a las radiaciones ionizantes, combinado con el factor de dosis y tasa de dosis (*dose and dose rate effectiveness factor, DDREF*) para extrapolar los resultados epidemiológicos existentes en el rango de las altas dosis a las dosis bajas de radiación. La Comisión sigue adoptando para el DDREF un valor de 2.

La tabla 1 presenta los nuevos valores nominales de riesgo para el detrimento radiológico comparándolos con las recomendaciones de la Comisión del año 1990<sup>2</sup>. El detrimento radiológico es un concepto que se utiliza para cuantificar el daño provocado por la radiación (párrafo A106 de las nuevas recomendaciones). Se determina teniendo en cuenta la gravedad del efecto en términos de letalidad y los años de pérdida de vida. Habitualmente, estos valores se interpretan como equivalentes al riesgo fatal (riesgo de muerte).

La tabla 2 presenta los factores de ponderación ( $w_T$ ) de los diferentes órganos y tejidos, recomendados por la Comisión en 2007<sup>1</sup>. Se sigue sugiriendo un conjunto único de factores promediado para ambos sexos y para todas las edades (párrafo A157). Sin embargo, la Comisión reconoce que existen importantes diferencias de riesgo entre hombres y

mujeres (especialmente por el efecto de la mama) y entre las diferentes edades a las que se produce la exposición.

Aunque se ha dicho que las nuevas recomendaciones de 2007<sup>1</sup> no suponen prácticamente ningún cambio en el ámbito médico en comparación con las recomendaciones de 1990<sup>2</sup>, hay algunos aspectos que merece la pena destacar porque, sin ser especialmente novedosos, confirman o puntualizan posiciones de la Comisión que tienen especial relevancia para quienes trabajamos en el campo de las radiaciones ionizantes en medicina.

Los efectos deterministas se citan en las recomendaciones de 2007<sup>1</sup> con una doble denominación. Se les llama también "reacciones de los tejidos" (*tissue reactions*) para tener en cuenta otros factores que pueden modificar el daño de la radiación en ciertos tejidos, incluido el umbral de dosis. Se cita que por debajo de los 100 mGy no se han observado efectos de relevancia clínica en tejidos humanos ni en exposiciones agudas ni crónicas (párrafo 60)<sup>1</sup>.

La Comisión sigue manteniendo que para valores de dosis por debajo de 100 mGy al embrión o feto no se pueden esperar efectos observables de lesiones o malformaciones durante el embarazo (párrafos 93 al 96)<sup>1</sup>. Dosis absorbidas por debajo de este valor no se deberían considerar como una razón para interrumpir el embarazo (párrafo 346)<sup>1</sup>.

Las nuevas evidencias sobre efectos cardiovasculares y trastornos digestivos o respiratorios no se han considerado suficientes como para asignarles carácter estocástico o determinista, concluyéndose la necesidad de más investigación sobre estos temas (párrafo A190)<sup>1</sup>.

La consideración de "exposiciones potenciales" (desviaciones de las condiciones de operación habituales incluyendo las exposiciones accidentes) y la planificación de la protección en tales situaciones, se aplica también al uso médico de las radiaciones.

El capítulo 7 de la publicación 103 de la Comisión sobre las nuevas recomendaciones se dedica íntegramente a los aspectos referentes a las exposiciones médicas<sup>1</sup>.

**Tabla 1. Coeficientes nominales de riesgo para cáncer y efectos hereditarios ( $\times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ )**

Población expuesta	Cáncer		Efectos hereditarios		Total	
	CIPR 2007	CIPR 1990	CIPR 2007	CIPR 1990	CIPR 2007	CIPR 1990
Toda	5,5	6,0	0,2	1,3	6,0	7,3
Adultos	4,1	4,8	0,1	0,8	4,0	5,6

**Tabla 2. Factores de ponderación de órganos y tejidos**

Órgano o tejido	$w_T$	$\Sigma w_T$
Médula ósea (roja), colon, pulmón, estómago, mama, resto de tejidos (*)	0,12	0,72
Gónadas	0,08	0,08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0,04	0,16
Superficie ósea, cerebro, glándulas salivales, piel	0,01	0,04

(\*) El "resto de tejidos" (14 en total) incluye: glándulas suprarrenales, región extratorácica, vesícula biliar, corazón, riñones, ganglios linfáticos, músculo, mucosa oral, páncreas, próstata, intestino delgado, bazo, timo y cuello uterino.

Cuando se habla de protección radiológica (PR) en medicina, la Comisión incluye la protección no sólo de los pacientes, sino también de los familiares y amigos que ayuden a atenderlos y la de los voluntarios que participen en programas de investigación biomédica y del embrión y feto durante el embarazo.

Recientemente se han publicado algunos trabajos sobre las nuevas recomendaciones<sup>3-5</sup>, aunque prácticamente ninguno de ellos hace hincapié en la repercusión en el ámbito médico.

El Comité 3 de la CIPR que se ocupa de la protección en medicina, ha tenido una gran actividad en los últimos años preparando un importante número de documentos de aplicación práctica que se detallan más adelante. Adicionalmente y como apoyo a las nuevas recomendaciones de 2007, el citado Comité preparó un documento de base denominado "Protección Radiológica en Medicina", de inminente publicación a lo largo del año 2008<sup>6</sup> y que puede considerarse como una actualización de la antigua publicación 73 del año 1996 titulada "Protección Radiológica y Seguridad en Medicina"<sup>7</sup>.

Ese documento contiene capítulos específicos sobre los criterios de justificación (con sus tres niveles de aplicación en el ámbito médico); optimización, con detalles referentes a los niveles de referencia para diagnóstico (y su potencial aplicación a los procedimientos intervencionistas); prevención de accidentes e incidentes en exposiciones médicas; educación y formación en PR; métodos prácticos de protección para voluntarios en programas de investigación biomédica; y para los familiares y amigos que colaboran en el cuidado de los pacientes durante los procedimientos con radiaciones ionizantes, etc. Se incluye también un apéndice con los aspectos más relevantes de los documentos elaborados por el Comité 3 durante los últimos años: embarazo e irradiación médica (publicación 84)<sup>8</sup>; procedimientos intervencionistas (publicación 85)<sup>9</sup>; exposiciones accidentales en radioterapia (publicación 86)<sup>10</sup>; tomografía computarizada (publicación 87)<sup>11</sup>; guía de PR para médicos generales (guía complementaria 2)<sup>12</sup>; radiología digital (publicación 93)<sup>13</sup>; alta de pacientes después de la terapia con radionucleidos no encapsulados (publicación 94)<sup>14</sup>; accidentes en braquiterapia de alta tasa de dosis (publicación 97)<sup>15</sup>; braquiterapia para cáncer de próstata (publicación 98)<sup>16</sup>; tomografía computarizada con multidetectores (publicación 102)<sup>17</sup>.

Se discuten a continuación con más detalle algunos de los aspectos de las nuevas recomendaciones que pueden considerarse de mayor relevancia en el ámbito médico.

## Dosis efectiva

La CIPR ha intentado clarificar la utilización de la magnitud "dosis efectiva" en medicina, aunque existe la convicción en varios Comités de que este tema necesitará

discutirse con mayor profundidad durante los próximos años. En la última reunión general de la Comisión celebrada en Berlín en octubre de 2007, se propuso la creación de un grupo de trabajo conjunto entre los Comités 2 (Dosimetría), 3 (Protección en Medicina) y 4 (Aplicación de las Recomendaciones) para elaborar un futuro documento sobre el uso adecuado de la dosis efectiva en varios ámbitos, y entre ellos, el de medicina. La Comisión ha intentado aclarar algunos aspectos tanto en sus nuevas recomendaciones generales como en el documento específico de PR en medicina<sup>1,6</sup>.

Harrison y Streffer han destacado en una reciente publicación que la dosis efectiva es una magnitud radiológica que se utiliza frecuentemente de forma incorrecta<sup>5</sup>. Esa magnitud fue introducida por la CIPR para compararla con los límites y con las restricciones de dosis, intentado limitar el incremento de riesgo de cáncer y de efectos hereditarios. Se utiliza un conjunto único de factores de ponderación para órganos y tejidos sin tener en cuenta las diferencias que la edad y el sexo representan en la estimación del riesgo. Los autores sostienen que la dosis efectiva no se debería utilizar para análisis epidemiológicos.

Otro aspecto que no siempre se tiene en cuenta cuando se utiliza la dosis efectiva para comparar diferentes protocolos o procedimientos en el diagnóstico o en la radiología intervencionista, son las incertidumbres inherentes asociadas a la propia definición de la magnitud radiológica y su cálculo. Martin<sup>18</sup> ha estimado esa incertidumbre en  $\pm 40\%$  para los cálculos de la dosis efectiva en un "paciente de referencia" (no tiene por tanto sentido citar los valores con más de dos cifras significativas), aunque las estimaciones del riesgo de cáncer podrían implicar hasta un factor 2-3 veces mayor o menor cuando se trata de un paciente de referencia, pudiendo variar hasta en un factor 5 cuando se refiere a valores individuales. UNSCEAR en su informe del año 2000 cita valores de incertidumbre similares (aunque no tan amplios): un factor 2 por encima o por debajo de las cifras publicadas, cuando se trata de la estimación de los riesgos<sup>19</sup>.

En el capítulo 7 de las recomendaciones generales de la CIPR<sup>1</sup> se dedica un apartado específico a la dosis efectiva. En el párrafo 340 se recuerda que las distribuciones de edad para los trabajadores y la población en general (para quienes se propuso el uso de esa magnitud radiológica) pueden ser muy diferentes de las distribuciones de edad de los pacientes que se someten a determinadas exposiciones médicas. Por ello, las estimaciones de riesgo en los procedimientos médicos en los que se utilizan radiaciones ionizantes, se realizan con más fiabilidad a partir de los valores de las dosis en los diferentes órganos y tejidos y teniendo en cuenta las distribuciones específicas de edad y sexo.

La dosis efectiva puede ser de utilidad para realizar comparaciones relativas entre diferentes tipos de procedimientos diagnósticos y utilización de tecnologías simi-

lares entre diferentes hospitales y países, así como diferentes tecnologías para un mismo tipo de procedimiento médico, siempre y cuando los pacientes de referencia tengan distribuciones similares en edad y sexo.

Sin embargo, la Comisión alerta en su párrafo 341 de que la evaluación e interpretación de la dosis efectiva en las exposiciones de los pacientes es problemática cuando los órganos o tejidos reciben la dosis únicamente en una parte de su volumen o cuando la exposición resulte muy heterogénea, cosa que ocurre frecuentemente en los procedimientos diagnósticos e intervencionistas<sup>1</sup>.

La Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) ha adoptado una postura bastante crítica con relación al posible uso de la dosis efectiva en medicina<sup>20</sup>. Esta Comisión dice textualmente que la dosis efectiva no debería ser utilizada para aplicar los coeficientes nominales de fatalidad para la evaluación del detrimento derivado de las exposiciones médicas. Se destaca que las condiciones de bajas dosis y especialmente las de bajas tasas de dosis no siempre se dan en los casos de obtención de las imágenes médicas. Se insiste en que la evaluación correcta del riesgo requiere conocer las dosis en los órganos y la distribución de las dosis dentro de los órganos, además de las distribuciones de edad y sexo de los pacientes.

Sin embargo, UNSCEAR toma, en ciertas partes de su informe, una postura aparentemente más flexible, indicando que las evaluaciones de las dosis en órganos son difíciles en la práctica y que las magnitudes que ponderan las dosis en los tejidos, como la dosis efectiva, representan un buen indicador de la exposición global para el diagnóstico médico<sup>19</sup>. Con la dosis efectiva se pueden estimar, de forma cualitativa, los riesgos para la salud de los efectos estocásticos de las radiaciones ionizantes. UNSCEAR ha utilizado la dosis efectiva para realizar comparaciones de prácticas de distintos procedimientos entre países en diferentes periodos de tiempo. Sin embargo, se pronuncia taxativamente en contra de que la dosis efectiva se utilice para estimar el detrimento a individuos o a grupos de población, derivado de las exposiciones médicas. Las diferencias demográficas (en términos de salud de la población sometida a esas exposiciones, su sexo y su rango de edad) pueden significar grandes imprecisiones en esas evaluaciones. La dosis efectiva puede subestimar el detrimento en pacientes jóvenes en un factor 2, y sobrestimarlo en pacientes de edad avanzada en un factor 5. UNSCEAR reitera que un análisis adecuado del riesgo radiológico para las exposiciones médicas requiere conocer las dosis en órganos y las distribuciones de edad y sexo de los pacientes<sup>19</sup>.

### Factor de dosis y tasa de dosis

Como ya se ha indicado, el modelo lineal sin umbral de dosis, adoptado por la Comisión utiliza un factor de

reducción de 2 (factor de dosis y tasa de dosis, DDREF) para extrapolar a las dosis bajas los datos epidemiológicos existentes en el rango de las dosis altas de radiación.

En el párrafo 235 de la publicación 99 de la CIPR<sup>21</sup> se dice que el uso del valor 2 para el DDREF en aplicaciones de protección radiológica se puede hacer para exposiciones crónicas con tasas de dosis menores de 6 mGy/h y para exposiciones agudas inferiores a 0,2 Gy citando el informe de UNSCEAR de 1993<sup>22</sup>. La CIPR indica que por debajo de 0,1 Gy/h existe una reparación de los daños celulares que se producen durante la irradiación (párrafo A62 de las recomendaciones de 2007)<sup>1</sup>.

Durante un procedimiento de cardiología intervencionista, una imagen de cine puede suponer 1 mGy en la entrada del paciente y esta dosis se imparte en unos 10 ms. Si calculamos lo que ello representa en mGy/h, obtenemos:

$$\dot{D} = \frac{1 \text{ mGy}}{10 \times 10^{-3} \text{ s}} = 100 \text{ mGy s}^{-1} = 3600 \times 100 \text{ mGy h}^{-1} = 3,6 \times 10^5 \text{ mGy h}^{-1} = 360 \text{ Gy h}^{-1} \quad (1)$$

La CIPR y UNSCEAR indican un máximo de 6 mGy/h como criterio para aplicar el DDREF. En cardiología (y en otras técnicas de imagen con rayos X) se puede trabajar con tasas de dosis que llegan a ser 60.000 veces superiores y se pueden superar con facilidad los 200 mGy en ciertas partes de los tejidos irradiados. Podría ser por tanto cuestionable la aplicación del factor de reducción de 2 en la estimación de los factores de riesgo.

### Consideración diferenciada para los procedimientos intervencionistas

La CIPR (párrafo 181)<sup>1</sup> diferencia tres tipos de exposiciones médicas para los pacientes: diagnóstico, procedimientos intervencionistas y terapia. Merece la pena señalar que se sigue el criterio de otras organizaciones internacionales, separando los procedimientos intervencionistas del resto de prácticas diagnósticas, por la relevancia de los aspectos de protección radiológica en los mismos. No obstante, no existe todavía un acuerdo general sobre esta clasificación, ya que parece que UNSCEAR todavía no lo ha adoptado.

### Las dosis ocupacionales en el proceso de justificación de las exposiciones médicas

En el párrafo 330 de las nuevas recomendaciones<sup>1</sup>, se indica que las exposiciones de los pacientes requieren aproximaciones diferentes a las utilizadas en otro tipo de exposiciones planificadas para la aplicación del criterio de justificación. La justificación se realiza habitualmente por los profesionales médicos en vez de por las autoridades gubernamentales o reguladoras. El objetivo principal



de las exposiciones a los pacientes es conseguir un claro beneficio frente al riesgo que supone la irradiación *teniendo también en cuenta las dosis impartida a los profesionales* y a otras personas.

Esta referencia a "las dosis a los profesionales" es un aspecto de capital importancia en algunos nuevos procedimientos en radiología intervencionista y en medicina nuclear, en los que las (altas) dosis ocupacionales podrían llegar a limitar el número de procedimientos que puedan realizar determinados grupos de profesionales, o incluso que se cuestione la justificación de algunos procedimientos por el alto riesgo que suponen para los profesionales que los realizan.

### **Posibles interferencias en los procesos de justificación**

El problema de las posibles interferencias de intereses comerciales en el proceso de justificación de determinadas exposiciones médicas se cita en el párrafo 57 de la Publicación 105<sup>6</sup>. Dependiendo de los sistemas sanitarios de los diferentes países, podría haber una cierta influencia de intereses comerciales en la indicación de ciertos procedimientos radiológicos, dado que esos procedimientos pueden representar una fuente de ingresos importante para ciertos hospitales, instituciones médicas universitarias y centros clínicos con equipamiento de muy alta tecnología. Esa situación puede representar un incentivo para solicitar exploraciones diagnósticas con mayor frecuencia de la estrictamente necesaria desde el punto de vista de la buena práctica médica. La Comisión rechaza este tipo de prácticas que suponen un riesgo injustificado para los pacientes y que no son consistentes con la ética médica ni con los principios de la PR.

### **Niveles de referencia en procedimientos intervencionistas**

El glosario de términos del nuevo documento de recomendaciones define el "Nivel de Referencia de Diagnóstico" (NRD) (*Diagnostic Reference Level*) como el utilizado en imagen médica con radiaciones ionizantes para indicar si, en las condiciones habituales, la dosis recibida por los pacientes o la actividad administrada de un radiofármaco, para un procedimiento determinado, es muy alta o muy baja. Esta definición no es sustancialmente diferente de otras previas dadas por la Comisión, pero se destaca la utilización del término "imagen médica" en la definición ya que, por primera vez, la Comisión admite la utilización de los niveles de referencia en procedimientos intervencionistas.

En el párrafo 227<sup>1</sup> se cita el NRD para su utilización genérica en procedimientos de imagen y en el párrafo 334<sup>1</sup> la Comisión indica que "en el caso de las exposicio-

nes para diagnóstico y *procedimientos intervencionistas*, el nivel de referencia de diagnóstico tiene como objetivo la optimización de la protección".

La publicación 105 es algo más explícita y en el párrafo 70 indica que "la gestión de las dosis a los pacientes se facilita en diagnóstico y *procedimientos intervencionistas* con el uso de los NRD"<sup>6</sup>. El párrafo 89 indica que para los procedimientos intervencionistas guiados por fluoroscopia, los NRD pueden utilizarse, en principio, para promover la gestión de las dosis a los pacientes para evitar riesgos estocásticos innecesarios<sup>6</sup>. Sin embargo, las distribuciones de dosis son muy amplias incluso para protocolos específicos, ya que la duración y la complejidad de los procedimientos dependen mucho de las circunstancias clínicas individuales. Una posible aproximación puede consistir en tener en cuenta, además de los factores técnicos y clínicos, la complejidad relativa de los procedimientos. En el párrafo 90 se dice taxativamente que los NRD no son aplicables a la gestión de los efectos deterministas en los procedimientos guiados por fluoroscopia. Y se destaca (en este mismo párrafo) que "conviene el control de dosis en tiempo real para verificar si el umbral de dosis de los efectos deterministas puede superarse"<sup>6</sup>.

### **Cambios en algunos factores de riesgo y en los factores de ponderación de órganos y tejidos**

En las actuales recomendaciones, el riesgo de cáncer disminuye un 8% para el conjunto de la población y en un 15% para la población adulta con relación a las de 1990<sup>2</sup>. El riesgo de efectos hereditarios disminuye en un 85% para la población total y un 88% para la población adulta. Sin embargo, la Comisión considera (párrafo 87)<sup>1</sup> que la utilización del coeficiente de riesgo fatal del 5% por Sv utilizado por las normas básicas de seguridad internacionales, sigue siendo adecuado para PR.

Los factores de ponderación aumentan con respecto a los publicados en el año 1990<sup>2</sup> en un 140% para la mama (se pasa de 0,05 en 1990 a 0,12 en 2007). En las gónadas decrece en un 60% (se ha pasado de 0,20 a 0,07) y en el grupo de "resto de tejidos" se ha pasado de 0,05 en 1990 a 0,12 en 2007 (aumento del 140%).

En sus recomendaciones de 1990<sup>2</sup>, la Comisión adoptó un factor de riesgo para la mama (equivalente al riesgo fatal) de 40 por millón y por mSv (que podría ser la dosis equivalente que supone un estudio simple de mamografía). Para el conjunto de la población (supuesto un 50% de mujeres) se adoptó un factor de riesgo de 20 por millón y por mSv. En las recomendaciones de 2007 esta cifra se ha incrementado hasta 127 por millón y por mSv (o sea, 62 para el conjunto de la población, suponiendo un 50% de mujeres) (tabla A.4.1 de las nuevas recomendaciones<sup>1</sup>). El incremento en el factor de riesgo del cáncer de mama inducido por la radiación ha sido por tanto de un 210%.

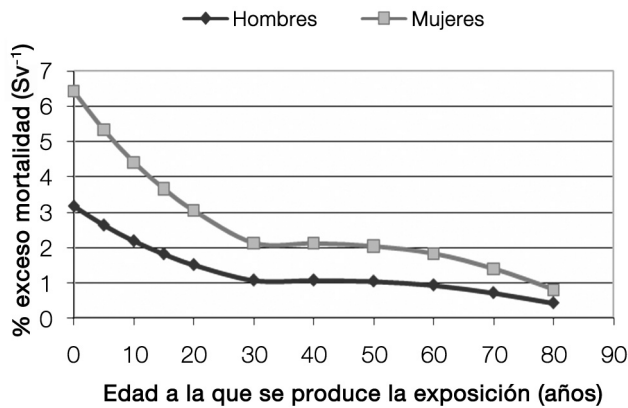


Fig. 1. Exceso de mortalidad (en porcentaje) por Sv en el pulmón, según BEIR VII<sup>23</sup>.

Para el cáncer de pulmón, las cifras del factor de riesgo (equivalente al riesgo fatal) en 1990<sup>2</sup> eran de 85 por millón y mSv, mientras que en 2007<sup>1</sup> esta cifra ha pasado a 113 (tabla A.4.1 de las nuevas recomendaciones), lo que representa un incremento del 33%.

Estos cambios son importantes cuando se comparan diferentes alternativas diagnósticas, como por ejemplo la angiografía coronaria realizada por cateterismo o con tomografía computarizada. Aunque en ocasiones las dosis efectivas estimadas sean similares, conviene tener en cuenta para la estimación de riesgos la distribución de las dosis en órganos, especialmente en el caso de mujeres. Las figs. 1 y 2 (adaptadas por el autor) representan los factores de riesgo fatales para cáncer de pulmón y de mama, en función de la edad, tomados de los valores publicados en el informe BEIR VII<sup>23</sup> y que han sido tenidos en cuenta por la CIPR en sus nuevas recomendaciones. Estos gráficos son suficientemente demostrativos de las precauciones que se deben tener al utilizar la magnitud dosis efectiva para la comparación del riesgo de diferentes procedimientos diagnósticos, y de la importancia de los cambios en algunos factores de riesgo y de ponderación en ciertos órganos y tejidos en las recomendaciones de la CIPR de 2007.

El riesgo de mortalidad por cáncer de pulmón radioinducido en una mujer, si la exposición se realiza a los 20 años de edad, aumenta en un 50% en comparación con la misma exposición a los 30 años de edad. Para la mortalidad por cáncer de mama, este aumento es del 100% cuando se comparan las exposiciones a los 30 años con las realizadas a los 20 años de edad (ver figs. 1 y 2). Einstein et al. citan en un reciente trabajo sobre estudios de tomografía computarizada para cardiología que las dosis en pulmón están en el rango de los 42 a los 91 mSv y entre 50 y 80 mSv para la mama<sup>24</sup>. Las estimaciones del riesgo de cáncer radioinducido que realizan estos autores indican cifras que varían entre 1 en 143 para una mujer de 20 años de edad y 1 en 3.261 para un varón de 80 años.

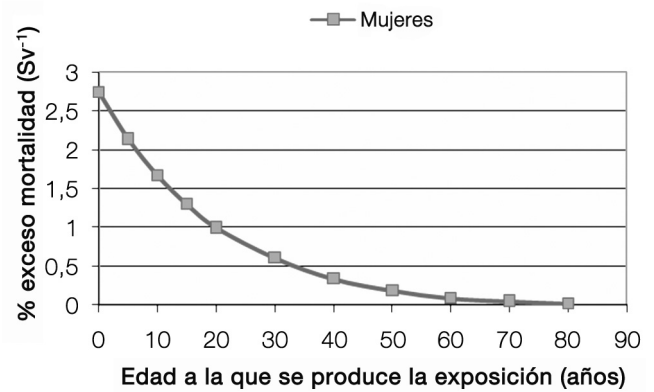


Fig. 2. Exceso de mortalidad (en porcentaje) por Sv en la mama, según BEIR VII<sup>23</sup>.

### Formación en Protección Radiológica

La publicación 105 de la Comisión<sup>6</sup> trata con bastante detalle los temas de la formación en PR para los profesionales implicados, directa o indirectamente, en las exposiciones médicas.

Se recomienda que existan requisitos de formación en PR para médicos, odontólogos y otros profesionales que soliciten, realicen, o ayuden en los procedimientos que utilicen radiaciones ionizantes en radiodiagnóstico, intervencionismo, medicina nuclear o radioterapia. La responsabilidad final de la exposición médica debe ser del médico, que deberá conocer los riesgos y beneficios de los procedimientos.

La Comisión establece tres categorías de médicos implicados en este proceso:

- Médicos formados en los fundamentos de las radiaciones ionizantes durante la realización de su especialidad (por ejemplo, los especialistas en radiodiagnóstico, medicina nuclear y oncología radioterápica).
- Otros médicos que utilizan radiaciones ionizantes en su práctica habitual (por ejemplo, cardiólogos, cirujanos vasculares, urólogos, etc.).
- Médicos prescriptores de estos procedimientos.

Se debe prever una educación y formación en PR para los diferentes grupos de profesionales en las Facultades de Medicina y durante la residencia, a través de cursos específicos. Debe existir una evaluación de esta formación y un método para certificar a quienes han superado satisfactoriamente las evaluaciones. Se debe prever un procedimiento similar para los otros grupos de profesionales implicados en los procedimientos (incluyendo los especialistas en física médica).

Se destaca un aspecto importante, que es la previsión de los recursos necesarios para la formación en PR para todos los profesionales que vayan a participar en las exposiciones médicas. Esta formación debe ser tanto inicial (para el nuevo personal que se incorpore a este tipo de prácticas) como continuada, incluyendo siempre la correspondiente certificación.

## Efectos deterministas en el cristalino

Algunos estudios publicados en los últimos años<sup>25,26</sup> sobre lesiones inducidas por la radiación en el cristalino, han hecho que la CIPR se haya planteado revisar este tipo de efectos deterministas. En el párrafo 249 de las nuevas recomendaciones<sup>1</sup> se dice que "se esperan nuevos datos sobre la radiosensibilidad del ojo con relación a la pérdida de la visión. La Comisión considerará estos datos y su posible importancia para los límites de dosis en el cristalino, cuando estén disponibles. Pero considerando las incertidumbres que existen en los riesgos, se hace especial hincapié en la optimización de las situaciones en las que exista exposición en los ojos".

## Referencias

1. ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103. Ann ICRP 2007;37(2-4).
2. ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann ICRP. 1991;21(1-3).
3. Wrixon AD. New recommendations from the International Commission on Radiological Protection: a review. Phys Med Biol 2008;53:R41-R60.
4. Wrixon AD. New ICRP recommendations. J Radiol Prot 2008; 28:161-8.
5. Harrison JD, Streffer C. The ICRP protection quantities, equivalent and effective dose: their basis and application. Radiat Prot Dosimetry 2007;127:12-8.
6. ICRP. Radiological Protection in Medicine. Publication 105. Ann ICRP 2008;37(6).
7. ICRP. Radiological Protection and Safety in Medicine. Publication 73. Ann ICRP 1997;26(2).
8. ICRP. Pregnancy and medical radiation. Publication 84. Ann ICRP 2000;30(1).
9. ICRP. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. Publication 85. Ann ICRP 2000;30(2).
10. ICRP. Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy. Publication 86. Ann ICRP 2000;30(3).
11. ICRP. Managing patient dose in computed tomography. Publication 87. Ann ICRP 2000;30(4).
12. ICRP. Radiation and your patient: A guide for medical practitioners. Also includes: Diagnostic reference levels in medical imaging - review and additional advice. Supporting Guidance 2, Ann ICRP 2001;31(4).
13. ICRP. Managing patient dose in digital radiology. Publication 93. Ann ICRP 2003;34(1).
14. ICRP. Release of patients after therapy with unsealed sources. Publication 94. Ann ICRP 2004;34(2).
15. ICRP. Prevention of high-dose-rate brachytherapy accidents. Publication 97. Ann ICRP 2005;35(2).
16. ICRP. Radiation safety aspects of brachytherapy for prostate cancer using permanently implanted sources. Publication 98. Ann ICRP 2005;35(3).
17. ICRP. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography. Publication 102. Ann ICRP 2007;37(1).
18. Martin CJ. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? Brt J Radiol 2007;80:639-47.
19. UNSCEAR. Sources and Effects of Ionising Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Report to the General Assembly with Scientific Annexes, United Nations, New York 2000.
20. ICRU. International Commission on Radiological Units and Measurements. Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging. ICRU Report 74. Bethesda, MD 2005.
21. ICRP. Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk. ICRP Publication 99. Ann ICRP 2005;35(4).
22. UNSCEAR. Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. No. E.94.IX.2, United Nations, New York (1993).
23. NAS/NRC. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2. Board on Radiation Effects Research. National Research Council of the National Academies, Washington, D.C 1996.
24. Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. JAMA 2007;298:317-23.
25. Worgul BW, Kundiyevev YI, Sergiyenko NM, et al. Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposures. Radiat Res 2007;167:233-43.
26. Haskal ZJ. Interventional radiology carries occupational risk for cataracts. RSNA news 2004;14:5-6.

# Implementación de un paquete de *plugins* en ImageJ para el control de calidad de gammacámaras

M. A. Peinado Montes, D. Álvarez Llorente, E. Pardo Pérez,  
B. Fernández González

*Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Central de Asturias. Oviedo.*

## Plugins implementation in ImageJ for gamma camera quality control

### Resumen

El control de calidad de las gammacámaras implica el análisis y procesado de imágenes. Dicho análisis y procesado puede llevarse a cabo en el entorno de trabajo de la gammacámara. Otra posibilidad es la de exportar las imágenes en formato DICOM y utilizar un paquete de procesado. A lo largo de este artículo describiremos la implementación de una serie de *plugins* para la aplicación ImageJ destinados al control de calidad de las gammacámaras. Dichos *plugins* están disponibles vía correo electrónico.

*Palabras clave:* Análisis y procesado de imágenes. Control de calidad. Gammacámara. ImageJ. Medicina Nuclear. *Plugin*.

### Abstract

Gamma camera quality control implies image analysis and processing. This can be done in the gamma camera workspace or by exporting images in DICOM format and using an image processing tool. In this article we describe the implementation of a set of plugins for ImageJ software for gamma camera quality control. These plugins are available on demand via author's e-mail.

*Key words:* Image analysis and processing. Gamma camera. ImageJ. Nuclear Medicine. Plugin. Quality control.

### Introducción

El control de calidad en Medicina Nuclear implica trabajar con imágenes digitales y la evaluación de las pruebas supone en muchos casos el procesado y análisis numérico de dichas imágenes.

En general este procesado se realiza empleando los lenguajes propios de las gammacámaras usando paquetes de control de calidad incorporados al software de los equipos, lo que conlleva algunos inconvenientes<sup>1</sup>:

- Dificultad para conocer los pormenores del análisis y por tanto para comparar resultados entre equipos.
- Los lenguajes propios dificultan la portabilidad, de forma que una nueva gammacámara implica un nuevo aprendizaje. En cualquier caso los programas nunca pue-

den utilizarse fuera de la plataforma de la gammacámara o su estación de trabajo lo que impide su utilización en otras tareas (por ejemplo tareas docentes).

Frente a este hecho se puede aprovechar la posibilidad que ofrecen la mayoría de las gammacámaras modernas para exportar las imágenes, generalmente siguiendo el estándar DICOM, y emplear herramientas de procesado de imagen.

A lo largo de este artículo describiremos brevemente la implementación de un juego de herramientas para el análisis de las imágenes obtenidas durante el control de calidad de las gammacámaras con objeto de cuantificar algunos de los parámetros medidos a partir de dichas imágenes.

### Material y métodos

Frente al uso de paquetes comerciales (por ejemplo MATLAB<sup>2</sup>), en nuestro Servicio se ha optado por emplear un programa de análisis y procesado de imágenes llamado ImageJ<sup>3</sup> basado en Java y que ofrece las siguientes ventajas:

Correspondencia: Miguel A. Peinado Montes. Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Central de Asturias. C/ Julián Clavería s/n. 33006 Oviedo. E-mail: miguelangel.peinado@sespa.princast.es  
Fecha de recepción: 21-5-2008  
Fecha de aceptación: 29-8-2008

- Su implementación en Java asegura su portabilidad a cualquier máquina y con cualquier sistema operativo (siempre se que tenga instalado un entorno de ejecución Java o JRE, que se puede descargar gratuitamente desde internet\*).
- Es gratuito.
- Se distribuye bajo licencia GPL\*\* de software libre y con código abierto<sup>4</sup>, lo que nos permite implementar nuestras herramientas bien dentro del propio ImageJ (plugins\*\*\*), como una aplicación aislada o incluso como un *applet* de Java en una página web.
- Existe un volumen suficiente de investigadores que lo desarrollan, lo que facilita la implementación de programas basados en él.

## Resultados y discusión

Se han implementado *plugins* para el análisis y procesamiento de las imágenes obtenidas en la realización de las siguientes pruebas del control de calidad de las gammacámaras. En nuestro caso, dichos *plugins* son accesibles desde el menú *Plugins* en el submenú "Control de Calidad MN" del ImageJ (fig. 1).

Dichos plugins se emplean rutinariamente en el control de calidad de una gammacámara Philips Forte de doble cabezal con campo de visión octogonal y una gammacámara Elscint SPX - 4 de cabezal único con campo de visión circular, de las que se exportan las imágenes en formato DICOM 3.0 a través de una estación de trabajo Xeleris de General Electric.

### Uniformidad planar

Se calculan las uniformidades integral y la diferencial de los campos total y central de visión útil (fig. 2) según

se describe en el "protocolo español de control de calidad de la instrumentación en Medicina Nuclear"<sup>5</sup>.

Para ello se adquiere una imagen de una fuente plana de Co<sup>57</sup> sobre la que el usuario selecciona en un cuadro de diálogo la forma y dimensiones (determinadas previamente) del campo total de visión útil.

### Resolución espacial

El *plugin* utiliza una imagen de un capilar de vidrio de aproximadamente 1 mm de diámetro interior lleno de Tc<sup>99m</sup> situado a 10 cm de altura sobre la gammacámara, y alineado con uno de los ejes de la misma.

Tras seleccionar una región de interés (ROI) en esta imagen que contenga la parte central del capilar, los píxeles de la imagen son sumados en la dirección paralela al mismo y se obtiene posteriormente un perfil unidimensional.

El *plugin* ajusta el perfil a una función gaussiana, de modo que la anchura a media altura de la misma se toma como límite de resolución espacial del sistema en esa dirección (fig. 3).

### Tamaño de píxel

En este caso se obtiene una imagen de un maniquí consistente en una placa de metacrilato con 4 pequeños orificios dispuestos en forma de cuadrado con una diagonal de 20 cm. En cada uno de los orificios se deposita una gota de Tc<sup>99m</sup>. El maniquí se dispone sobre la gammacámara de forma que las diagonales del cuadrado coincidan con los ejes de la misma.

El *plugin* localiza automáticamente los píxeles pertenecientes a las imágenes de cada uno de los orificios, y calcula la posición en la imagen del "centro de masas" de cada uno de ellos, así como las distancias entre ellos (fig. 4). Posterior-

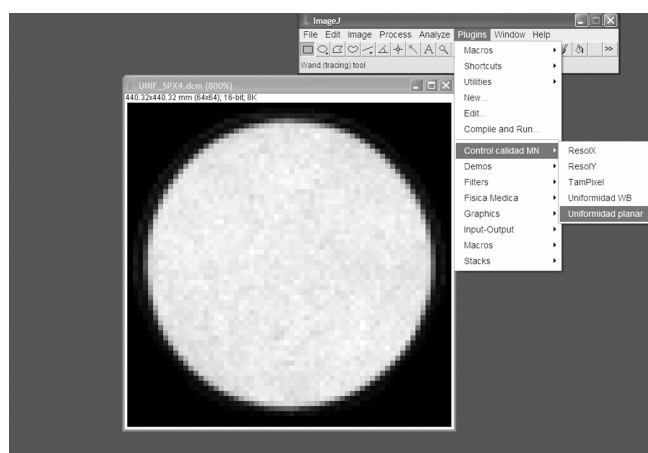


Fig. 1. Selección de los *plugins* disponibles para el control de calidad en Medicina Nuclear.

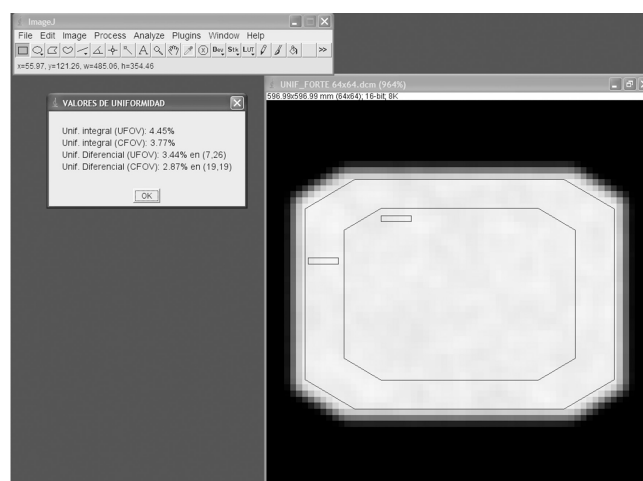


Fig. 2. Determinación de la uniformidad planar extrínseca.

\*<http://www.java.com/es/>

\*\*<http://www.gnu.org/copyleft/gpl.html>

\*\*\*Werner Bailer. Writing ImageJ Plugins – A Tutorial. En <http://rsb.info.nih.gov/ij/>

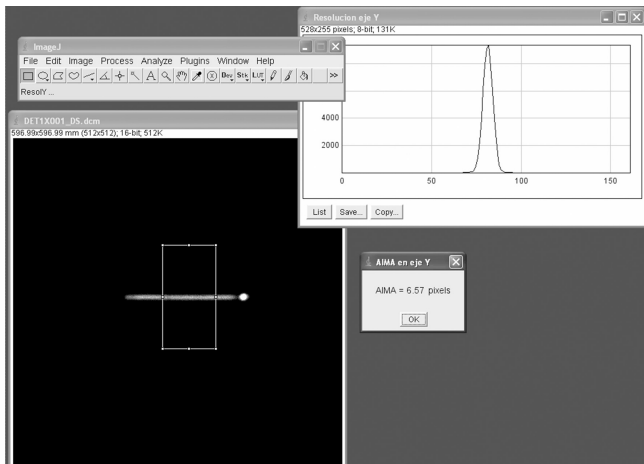


Fig. 3. Determinación de la anchura a mitad de altura para la medida de la resolución espacial para el eje vertical.

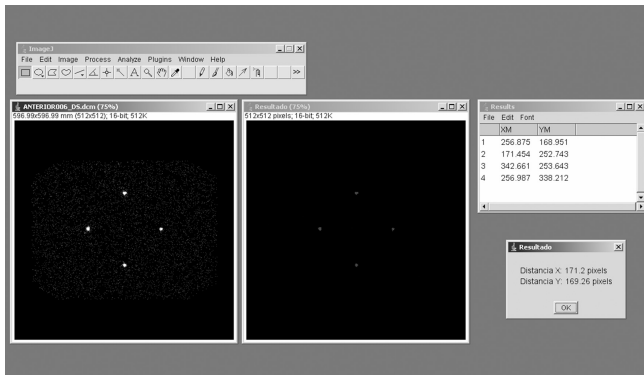


Fig. 4. Medida de la distancia entre puntos calientes para la determinación del tamaño de píxel en ambos ejes.

mente se calcula el tamaño de píxel (en ambos ejes de la imagen) como el cociente entre la distancia entre los orificios y la distancia (expresadas en píxeles) entre los centroides.

#### *Uniformidad en adquisiciones de cuerpo completo*

Para cuantificar la uniformidad de la imagen en adquisiciones de cuerpo completo se toma una imagen adquirida con un protocolo de cuerpo entero pero colocando una fuente plana sobre el cabezal. En dicha imagen se selecciona una ROI que excluya las zonas de la imagen donde el cabezal no se mueve (fig. 5).

Los píxeles contenidos en dicha región se suman sobre el eje mayor obteniendo un perfil. De dicho perfil se toman el valor máximo y mínimo y se halla un índice de uniformidad del mismo modo que para la uniformidad integral<sup>5</sup>. En la fig. 5 se muestra el resultado final de la medida para una adquisición dada.

Actualmente se está trabajando en la implementación de *plugins* para otras pruebas, así como en dotarlos de funcionalidades adicionales que les permitan generar un informe o volcar los resultados a una base de datos para analizar la tendencia de dichas pruebas con el tiempo.

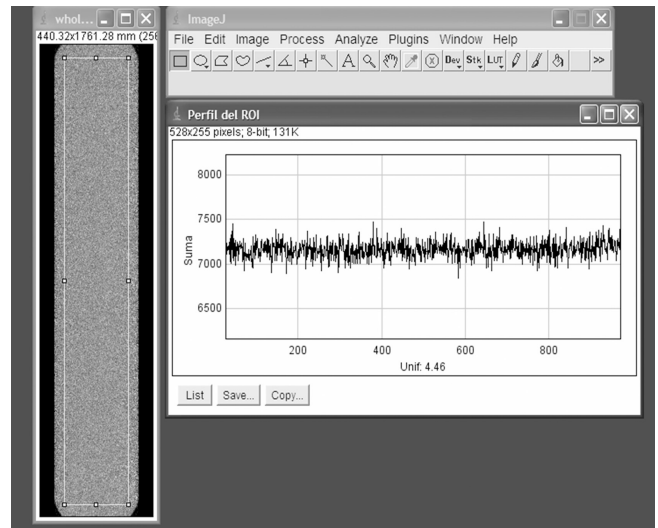


Fig. 5. Resultado de la determinación del índice de uniformidad para adquisiciones de cuerpo entero.

## Conclusiones

De forma general, procesar uno mismo las imágenes tomadas durante las pruebas de control de calidad de las gammacámaras permite conocer exactamente la metodología aplicada en dicho análisis, asegurando la obtención de valores comparables entre los distintos equipos al no emplear herramientas integradas en el software de cada uno de ellos.

En este Servicio se ha optado por implementar las herramientas de análisis y procesamiento de las imágenes necesarias utilizando ImageJ, lo que supone algunas ventajas frente a otros paquetes (es gratuita y de código abierto).

Dentro de dicha herramienta se han programado algunos *plugins* para el análisis de las imágenes obtenidas para el control de calidad de las gammacámaras. Dichos *plugins* son transportables a cualquier plataforma con la instalación del software adecuado (JRE e ImageJ).

Los *plugins* están disponibles, junto con las instrucciones para su utilización, vía correo electrónico en [miguelangel.peinado@sespa.princast.es](mailto:miguelangel.peinado@sespa.princast.es).

## Referencias

1. Puchal Añé R. Pruebas de aceptación, referencia y constancia en gammacámaras planares. En: V Curso de Instrumentación y Control de calidad en Medicina Nuclear. Barcelona 2005.
2. Rova A, Celler A, Hamarneh G. Development of NEMA-based software for gamma camera quality control. *J Digit Imaging* 2008;21:243-255.
3. Abramoff MD, Magelhaes PJ, Ram SJ. Image processing with ImageJ. *Biophotonics Int* 2004;11:36-424.
4. Nagy P. Open source in imaging informatics. *J Digit Imaging* 2007; 20(Suppl. 1):1-10.
5. SEFM, SEMN, SEPR. Protocolo Nacional de Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear. Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Medicina Nuclear, Sociedad Española de Protección Radiológica, 1999.

### **Jornadas debate: unidades docentes de radiofísica hospitalaria**

Los pasados días 19 y 20 de junio, tuvieron lugar en Zaragoza, en el Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa", las jornadas debate acerca de las unidades docentes (UD) de radiofísica hospitalaria. Este evento fue organizado por el Servicio de Física y Protección Radiológica de dicho hospital en colaboración con la SEFM.

Las jornadas se articularon siguiendo diversos hilos conductores: el libro del residente, la situación actual de los planes de formación de la especialidad, la comunicación de las UD con la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria (CNRFH) y con la Comisión de Docencia (CD) de la SEFM, y las auditorías realizadas en algunas UD.

Respecto al libro del residente, la discusión giró en torno a la diversidad de versiones existente, tanto en la forma como en el contenido. Se establecieron una serie de premisas en las que basarse para cumplir con la exigencia de fijar una estructura básica en el plazo de un año desde la aparición del Real Decreto 183/2008, para que pueda ser presentada por parte de la CNRFH al Ministerio de Sanidad y Consumo (MSC). Se hizo hincapié en que el libro debe recoger un conjunto mínimo de aspectos comunes y que debe ser de registro sencillo y adaptable a todas las UD. Se dejó en manos de la CNRFH la decisión de incluir en él las competencias del especialista.

Por lo que se refiere a la situación de los planes de formación de la especialidad, los participantes aportaron opiniones para la mejora de la última versión existente, revisada en enero de 2007. Todos ellos coincidieron en la necesidad de incluir formación en radiaciones no ionizantes, ampliando el periodo de residencia a cuatro años para ello. Dicha formación podría formar parte del contenido de los cursos de Baeza, así como de nuevos cursos de Formación Continuada. Se discutió la adaptación de los planes de formación al acceso a partir de grados en lugar de licenciaturas y, como en el caso del libro del residente, su adecuación al artículo 21 de la Ley 44/2003, de 21 de noviembre, de Ordenación de las Profesiones Sanitarias, que hace referencia a las competencias a adquirir por parte del especialista.

Otro de los aspectos ampliamente debatidos fue la comunicación de las UD con la CNRFH y con la CD de la SEFM. Teniendo en cuenta las competencias de la CNRFH, se propuso que existiera un intercambio de pro-

puestas e información más fluido con las UD. La página web de la SEFM podría ser el canal para dicho propósito. También se destacó la importancia de relanzar la participación de los representantes de los residentes en la CNRFH. Para ello debería disponerse de un directorio actualizado e incluso valorar la creación de un foro de residentes. La información podría obtenerse de la base de datos de la SEFM. Se manifestó la necesidad de coordinar las unidades docentes, lo que podría realizarse dentro del marco de la CD de la SEFM y aprovechando alguna plataforma en Internet. Se propuso institucionalizar las jornadas debate con una periodicidad adecuada, así como la conveniencia de disponer de un espacio en el próximo congreso SEFM-SEPR para hablar de los sistemas de evaluación de residentes. Por otra parte se debatieron los pros y los contras de los cursos de Baeza para su mejora, destacando aquí la baja respuesta de los compañeros que han finalizado la residencia a los que se había solicitado su opinión acerca de la utilidad de dichos cursos. Se llegó al acuerdo de que el borrador del libro del residente que preparase la CNRFH, se enviaría a las UD para su revisión.

Por último se expuso la experiencia derivada de algunas auditorías de las UD realizadas por el MSC. Si bien se conocen los protocolos que utilizan los auditores, en ocasiones aportan sugerencias o bien solicitan documentación acerca de aspectos no previstos. Se vio la conveniencia de actualizar los documentos que manejan los auditores que son los que están colgados en la web del Ministerio, y que están basados en el programa de formación de 1996.

En general las auditorías ayudan a mentalizar a la UD para que registre las actividades que le conciernen, emiten juicios acerca de recursos humanos y materiales, etc. Aunque se duda de que las recomendaciones de los auditores sean tomadas en consideración por parte de la dirección del centro la mayoría de las veces. En general se consideró que eran una herramienta útil como parte de un sistema de calidad.

Para terminar, cabe destacar el énfasis puesto en la necesidad de colaboración entre todos los actores implicados en el proceso de formación de los especialistas en radiofísica hospitalaria, así como en establecer los canales adecuados para ello. Con este objetivo, las jornadas concluyeron con el compromiso de repetir este tipo de evento de forma periódica, trabajando mediante el uso de algún foro de comunicación durante los periodos intermedios.

## Congreso Internacional de la IUPESM

Recordamos a nuestros lectores que el próximo año, del 7 al 12 de septiembre, se celebra en Munich el 11º Congreso Internacional de la IUPESM, que en esta edición incluye las reuniones periódicas de la EFOMP y de la IOMP entre otros eventos. Este congreso abarca los campos de la física médica y de la ingeniería biomédica, en esta edición su lema es “para el beneficio del paciente”. A continuación se indican algunas de las fechas más relevantes:

– **1 de diciembre de 2008:** inicio de las inscripciones y del envío de trabajos “on-line”.

– **22 de febrero de 2009:** fin del periodo para el envío de trabajos.

– **3 de abril de 2009:** notificación de aceptación de trabajos.

– **1 de mayo de 2009:** fecha límite para inscripciones de tarifa reducida.

Animamos a todos nuestros lectores a no desaprovechar la oportunidad de participar en un encuentro de semejante envergadura. Encontrarán más información en [www.wc2009.org](http://www.wc2009.org).

## Becas para el 94 Congreso Anual de la Radiological Society of North America (RSNA)

Los trabajos premiados este año con sendas becas para asistir al 94 congreso anual de la *Radiological Society of North America* (RSNA), que se celebrará en Chicago del 30 de noviembre al 5 de diciembre de 2008, son los siguientes:

M.J. Buades, A. González, B. Tobarra. Implementación de un programa informático para la determinación de la DQE de un sistema de radiología digital. *Revista de Física Médica* 2006;7:57-67.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario "Virgen de la Arrixaca". Murcia.

J.A. Martín-Viera, P. Carrasco, M. Ribas. Control de calidad del registro intermodal de imágenes SPECT-CT con un maniquí no específico. *Revista de Física Médica* 2006;7:113-121.

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

## Asamblea General de la Sociedad Española de Física Médica

El pasado jueves 19 de junio, tuvo lugar en Zaragoza, en el Hospital Clínico U. "Lozano Blesa" y previamente a la celebración de las jornadas debate acerca de las unidades docentes, la asamblea general anual de nuestra sociedad, a la que asistieron 56 socios acreditados.

El informe de la presidenta, Dña. Natividad Ferrer, empezó con las colaboraciones con otras sociedades. Destacó la existencia de un acuerdo marco con la

SEMN, dentro del cual se realizará una nueva versión del protocolo de control de calidad en medicina nuclear. Por lo que se refiere a la RSEF, se trabaja, también junto al COFIS, en el estudio de la directiva europea de regulación de profesiones con algún grado de formación. Por otro lado, como todos nuestros socios saben, se está preparando el congreso conjunto de Alicante 2009 con la SEPR. Las tareas que se desarrollan dentro de la EFOMP son la participación en una futura escuela de formación continuada. También cabe destacar la firma del documento sobre la declaración de Málaga, en la que se reconoce al físico médico como el profesional competente en protección radiológica en el ámbito hospitalario. Con la AAPM se está intentando establecer un acuerdo marco que permita estancias en EEUU para nuestros socios. Por último, el CSN ha enviado una encuesta para valorar la opinión de nuestra sociedad acerca del grado de implicación que debe tener este organismo en la protección radiológica del paciente.

El informe prosiguió repasando los últimos cursos organizados por la SEFM (imagen médica, básicos de Baeza y anatomía y fisiología) y anunciando los venideros: control de calidad de aceleradores, IMRT y Montecarlo.

Respecto a la Revista de Física Médica, nuestra presidenta animó a todos los asistentes a seguir enviando artículos para mantener el ritmo actual de tres ejemplares al año. Transmitió también el interés de la EFOMP en nuestra participación en su revista *Physica Medica* de ámbito europeo como sociedad patrocinadora. Siguiendo con las publicaciones, se recordó a los socios que el Protocolo de Control de Calidad en Mamografía Digital había sido ya publicado y estaba a su disposición. Como acciones futuras, las directrices establecidas por la Junta Directiva son la publicación gratuita y en formato electrónico de todos los documentos, así como el acceso a la revista mediante un navegador estándar implementado en nuestra página web.

El informe terminó destacando el apoyo de la SEFM a la creación de un laboratorio de calibración en braquiterapia en el CIEMAT.

El secretario, D. Jesús Mª de Frutos, informó de la incorporación de 29 nuevos socios, sumando un total de 647 y de la concesión de siete becas nacionales y siete internacionales.

La tesorera, Dña. Inmaculada Jerez, resumió las cuentas anuales, con un balance positivo de más de 15.000 €. Se debatieron algunos aspectos de las gestiones que involucran a Edicomplet para su mejora.

En cuanto a los grupos de trabajo, D. Carles Muñoz destacó los siguientes puntos: la elaboración del Protocolo en Mamografía Digital, la espera de la elaboración de algún documento por parte del grupo de Cartera de Servicios y Gestión, que ha recogido ya todos los datos necesarios, la revisión de detalles previa a la publicación del Protocolo de Control de Calidad de Aceleradores Lineales, la existencia de un borrador para comentarios del



Protocolo de Dosimetría de Pacientes en Tratamientos con I-131 de Cáncer Diferenciado de Tiroides, de la espera del borrador del Protocolo de Control de Calidad en Radiología Digital, del que se están acabando de revisar tres capítulos y de la futura publicación de un artículo de revisión en la Revista de Física Médica por parte del grupo de IGRT, como conclusión de la primera fase de su trabajo.

Por último el vicepresidente, D. Feliciano García, pidió la aprobación por parte de la asamblea para que la SEFM se acogiera a la Ley Orgánica 1/2002, que regula el Derecho de Asociación, normalizando así su situación. La asamblea aprobó por asentimiento esta petición.

En ruegos y preguntas se discutieron diversos temas de interés. Dña. Teresa Eduardo informó de un borrador de la EFOMP que incorpora cambios en las definiciones de experto en protección radiológica y física médica que podría ser motivo de controversia. Se cuestiona la necesi-

dad o no de la colegiación para ser contratado como radiofísico hospitalario, a lo que se responde que depende de cada Comunidad Autónoma. También se incide en la necesidad de que la especialidad se posicione en el campo de radiaciones no ionizantes, pudiendo la SEFM incorporar esta área a la formación básica y continuada. Se discute el reglamento de la concesión de becas, valorando la necesidad de que los residentes sepan antes de asistir a un evento si dispondrán de beca o no. La Junta Directiva argumenta la imposibilidad de dicha propuesta recordando que el reglamento aprobado está a disposición de todos los socios y que se ha incorporado como mérito la publicación en la Revista de Física Médica. En cuanto al Real Decreto de especialidades, se comenta que la postura de la SEFM es la de la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria, es decir trabajar para que la orden que desarrolle la especialidad a partir de dicho RD incluya todos los requisitos acordados.

## POSICIONAMIENTO, FIJACIÓN Y PROTECCIÓN DE PACIENTES EN RADIOTERAPIA

### FABRICACIÓN DE MOLDES

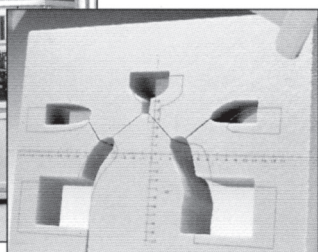
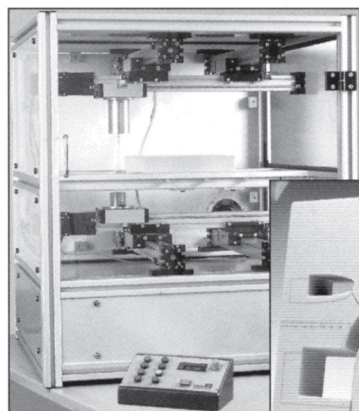
**Cortadores de bloques de Styrofoam**, tipos manual y automáticos para cortes 2D y 3D, partiendo de datos de placa radiográfica + scanner o de sistema de planificación disponible.

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

**Bloques de poliestireno** cortados a medida. **Crisesoles 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.

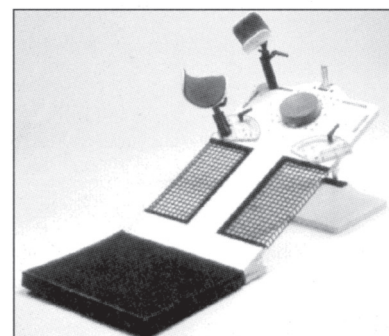
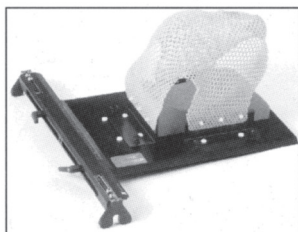


### FIJACIÓN Y POSICIONAMIENTO

**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, dirigirse 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

## XI Congreso de la Sociedad Española de Radiocirugía

Se ha celebrado en Murcia del 2 al 4 de octubre el XI Congreso de la S.E.R. Este congreso de carácter bienal lo ha organizado en esta ocasión el Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca, y ha reunido a una amplia representación de los casi 25 centros que realizan actualmente esta modalidad de radioterapia en España. Han



Los Dres. Luis Núñez, Bonifacio Tobarra, Francisco Sánchez-Doblado y Miguel Ángel Pérez-Espejo (de izquierda a derecha).

participado más de 80 congresistas, presentándose 20 comunicaciones orales, 25 pósteres, 16 ponencias, 2 simposios técnicos y 1 mesa redonda sobre "Criterios de consenso en patología maligna del SNC". La conferencia inaugural estuvo a cargo del Dr. Roberto Spiegelmann, presidente de la Sociedad Internacional de Radiocirugía Esterotáctica (ISRS).

Entre las diferentes sesiones que desarrollaron los tópicos clínicos habituales, destacamos la sesión dedicada a "Dosimetría y Control de Calidad" que tuvo una excelente representación de las actividades de la Radiofísica en este campo. El Prof. Francisco Sánchez-Doblado

(Universidad de Sevilla), dictó una magnífica conferencia titulada "Límite y corrección de detectores ionométricos en campos especiales de uso en RC", que resume y actualiza la amplia actividad que él y su grupo en colaboración con el DKFZ de Heidelberg, vienen desarrollando en este campo. En la misma sesión el Dr. Luis Núñez de la Clínica Puerta de Hierro, presentó el balance de la auditoría postal de campos pequeños, que bajo su coordinación se ha venido desarrollando estos dos últimos años entre 13 centros españoles y uno de Portugal.

De los numerosos trabajos presentados del área de Física (15, el 33% del total), una mayoría incidían en el control de calidad del equipamiento, verificaciones geométricas, pruebas de aceptación de nuevos dispositivos, y aseguramiento de la calidad de la imagen. Tuvieron en general una alta calidad e interés, lo que manifiesta la actividad constante de los radiofísicos en esta área tan especializada de la Radiocirugía. En la página web del congreso ([www.radiocirugia2008.es](http://www.radiocirugia2008.es)), estarán disponibles los contenidos de las ponencias y trabajos presentados en este congreso.

**Bonifacio Tobarra**

*Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia*

## Noticias de la EFOMP

Del 17 al 21 de septiembre ha tenido lugar en Cracovia (Polonia) la segunda Conferencia Europea de Física Médica, con participación activa de la EFOMP. La conferencia, bajo el título genérico de "*Medical Physics and Engineering 110 years after the discovery of Polonium and Radium*", se ha desarrollada conjuntamente con la Sociedad Polaca de Física Médica. En el seno de la misma han tenido lugar también la reunión semestral de Directores de la EFOMP, con presencia de Eduardo Guibelalde, y la Asamblea General anual de los Delegados de las Sociedades Nacionales Miembros de la EFOMP, a la cual asistió nuestra compañera Nuria Jornet en calidad de Delegada de la SEFM.

En relación con el evento científico, cabe resaltar la excelente acogida de las presentaciones invitadas, con marcado carácter histórico, en memoria de Maria Skłodowska-Curie, así como las englobadas dentro del lema "*into de future*" en las cuales los asistentes pudieron debatir sobre los nuevos avances y previsiones en PET (A. Del Guerra), Imagen Molecular (F. Nüsslin), Radioterapia con protones (W. Schelegel), Tomografía Computarizada (S. Webb), Imagen Digital (E. Guibelalde), Forma-

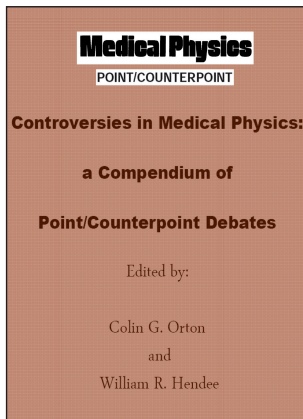
ción en Física Médica (S. Christofides). En días previos tuvo lugar también un curso de formación con acreditación de la EFOMP sobre "Protección Radiológica al Paciente" al cual asistieron 50 participantes de toda Europa, aunque con una mayor presencia de Físicos Médicos del Este.

Durante la Asamblea General de la EFOMP se informó con detalle del nuevo estatus jurídico de la EFOMP, que sin perder su carácter de Federación de Sociedades Europeas de Física Médica, ha quedado registrada en el Reino Unido como Compañía de Responsabilidad Limitada sin ánimo de lucro. Este cambio supone un pequeño reajuste en la forma de realizar y tomar acuerdos y sobre todo, un significativo avance jurídico puesto que se consigue un reconocimiento legal anteriormente inexistente; y que permite a partir de este momento a la EFOMP participar y firmar proyectos y contratos científicos o de asesoramiento con instituciones europeas (por ejemplo proyectos de la CE dentro de los programas marco), con otras instituciones internacionales (IAEA, WHO, etc.), con universidades, empresas, etc. Otros aspectos tratados de interés fueron: la puesta en marcha de la red europea de formación en Física Médica "*European Network of Medical Physics Schools* (ENMPS)", el estado de funcionamiento y cambios previstos en el "*European Journal of Medical Physics*", la propuesta de inicio de debate sobre la evolución de la EFOMP como Sociedad Europea dando cabida a la posibilidad de apertura a inscripciones

individuales (no sólo a inscripciones de Sociedades Nacionales), el inicio de contactos con la Comisión Europea para desarrollar una guía sobre las Competencias del Experto en Física Médica, la participación de la EFOMP en el Congreso Mundial de Física Médica a celebrar en Munich en septiembre del 2009, entre otros.

Con participación de la EFOMP ha tenido lugar también recientemente un *Workshop* en Tampere (Finlandia) sobre la elaboración de una Guía Europea sobre Auditoría Clínica. La guía se encuentra en fase de borrador final y se espera su entrega a la Comisión Europea para su aprobación y eventual publicación en los próximos meses. El proyecto surge por la necesidad de armonizar la respuesta de los estados miembros de la UE ante el requisito del artículo 6.4 de la Directiva Europea 97/43/EURATOM. Entre las recomendaciones de la reunión pueden destacarse: la necesidad de potenciar la forma eficiente de realizar auditorías internas, la necesidad de potenciar el papel de las Sociedades Científicas en el proceso de auditoría clínica, en la selección y entrenamiento de auditores y en la elaboración de protocolos, marcar como frecuencia deseable entre 2 y 5 años e incluir la presencia de un experto en Física Médica en el equipo de auditores.

**Eduardo Guibelalde**  
*EFOMP Officer for EU Matters*  
*Universidad Complutense de Madrid*



La sección "Point/Counterpoint" de *Medical Physics* se ha convertido, desde su introducción en 1998, en uno de los apartados más leídos de esta revista. Su original formato, en el que dos autores defienden dos puntos de vista opuestos sobre una propuesta de debate, ofrece un resumen rápido del "estado de la cuestión" respecto de los temas más controvertidos, y por ello más interesantes, de la Física

Médica. Ahora, aprovechando el décimo aniversario de la sección, los editores de *Medical Physics* han decidido reunir los artículos publicándolos en forma de libro electrónico, accesible libremente en la página web de la revista\*.

El libro incluye 114 artículos agrupados en 10 capítulos, que abarcan la radioterapia, el diagnóstico por imagen y la protección radiológica. Muchos de los debates, como es lógico, se centran en discutir las ventajas e inconvenientes de la implementación clínica de las nuevas tecnologías que se han desarrollado en estos campos durante la última década: IMRT, IGRT, radiología digital, RMN funcional, PET/CT, etc. Sin embargo, el capítulo más extenso es el dedicado a discutir temas profesionales relacionados con la definición de las responsabilidades de los físicos médicos y las condiciones del ejercicio de su trabajo. Aunque este capítulo se centra en la situación de la especialidad en los Estados Unidos, y algunos de los debates parecen extraños para lectores de países como España, con un marco legal muy diferente, la mayoría de los problemas tratados en él existen también en nuestro medio, y resulta enriquecedor verlos tratados desde puntos de vista distintos a aquéllos a los que estamos habituados. Algo similar ocurre con el capítulo dedicado a la formación de los especialistas, especialmente interesante ahora que se están replanteando los requisitos para la formación de los radiofísicos y de los médicos que utilizan radiaciones.

El esquema de los artículos está inspirado en los de los debates académicos formalizados, de larga tradición en las universidades anglosajonas. Cada artículo comienza por una introducción en la que se define de forma explícita la propuesta a debatir y se hace un breve resumen del contexto en el que ésta se plantea. A continuación se incluyen las dos secciones, a favor y en contra de la propuesta; y finalmente cada autor tiene otro breve texto para rebatir los argumentos expuestos por su adversario. Hay que hacer notar que hasta el año 2006, la argumentación del

autor que defendía la propuesta iba seguida inmediatamente por su respuesta al otro autor, lo que hacía más difícil la lectura, puesto que nos obligaba a saltarnos esa respuesta y volver a ella después de haber leído al contrincante. A partir del año 2006 se modificó la estructura para poner primero las dos argumentaciones, y luego las dos respuestas; por desgracia, los editores no han aplicado ese cambio retroactivamente a los artículos anteriores, lo que hubiera mejorado la legibilidad del libro.

Al crear una sección de debate, los editores, que son los responsables de la selección de las propuestas, se exponen a dos riesgos opuestos: por un lado pueden crear discusiones artificiales sobre temas en los que no existe apenas controversia, y en las que uno de los dos puntos de vista resulta muy difícil de defender; y por otro se pueden abordar cuestiones demasiado preliminares, en las que no existen apenas argumentos a favor de una u otra opción. En general, los editores de *Medical Physics* han logrado mantenerse alejados de ambos extremos, y han sido capaces de identificar los verdaderos temas en discusión de la comunidad de física médica. Sólo algunas polémicas en torno a determinadas innovaciones tecnológicas resultan algo forzadas, porque finalmente los dos autores coinciden en la valoración de sus ventajas, y discrepan sólo en la rapidez de su implementación.

La selección de autores, aunque está sesgada hacia los que trabajan en Norteamérica por obvias razones de familiaridad y accesibilidad, incluye muchos expertos de prestigio en sus respectivos campos. El nivel científico de las discusiones es bastante elevado, y las abundantes referencias bibliográficas que se dan al final de cada artículo ofrecen normalmente una buena base a los argumentos empleados. Naturalmente, dada la limitación de espacio de la sección, los autores no pueden entrar en muchos detalles, pero casi todos han sabido presentar sus puntos de vista de forma resumida y eficaz. De esta forma, lo que se pierde en completitud se gana en claridad y agilidad de lectura.

En conclusión, el libro da una visión rápida y amena de las polémicas más importantes que han tenido lugar en el campo de la *Física Médica* en los últimos 10 años. En algunos casos aporta una perspectiva histórica que manifiesta la progresión que ha tenido la especialidad en este tiempo, mostrando antiguos debates que hoy han quedado ya resueltos por nuevas evidencias clínicas. Pero la mayoría de los artículos discuten problemas que siguen preocupándonos hoy en día; y el hecho de que se incluyan argumentos opuestos facilita la tarea de encontrar un consenso general, al identificar claramente las preguntas que hay que contestar para resolverlos.

**Alfonso López Fernández**  
Hospital Universitario de Fuenlabrada

\* <http://www.aapm.org/pubs/books/PointCounterpointCompendium.pdf>