

# Corrección del efecto volumétrico en una matriz 2D de cámaras de ionización

## Correction of the volumetric effect in a 2D-array of ionisation chambers

R Díaz Fuentes<sup>1\*</sup>, E Cabello Murillo<sup>1</sup>, C Rodríguez Rodríguez<sup>2</sup>, A Ferrando Sánchez<sup>1</sup>, F Clemente Gutiérrez<sup>1</sup>, MA de la Casa de Julián<sup>1</sup>, P Adami Hernández<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Radiofísica, Hospital Universitario Doce de Octubre.

<sup>2</sup> Departamento de Radiofísica, Hospital Universitario de Fuenlabrada.

Fecha de Recepción: 21/03/2011 - Fecha de Aceptación: 28/04/2011

La medida de distribuciones espaciales de dosis absorbida mediante dispositivos matriciales bidimensionales de cámaras de ionización presenta principalmente tres problemas: submuestreo espacial, efecto volumétrico e inexactitud en el coeficiente de conversión de carga eléctrica a dosis absorbida debido a la falta de equilibrio electrónico lateral. En este trabajo hemos estimado experimentalmente el error en la medida cruda de dosis por una de tales cámaras. Hemos encontrado que el factor principal de error es el efecto volumétrico, que puede corregirse mediante las técnicas bien conocidas de convolución/deconvolución.

**Palabras clave:** Efecto volumétrico, convolución, matriz 2D, película radiocrómica.

There are three main snags related to the measurement of spatial distributions of absorbed dose with two-dimensional array devices of ionisation chambers: spatial under-sampling, volumetric effect and inaccuracy in electric charge to absorbed dose conversion coefficient due to lack of lateral electronic equilibrium. In this work we have experimentally estimated the error in the raw measurement of dose by one of such chambers. We have found that the major error factor is the volumetric effect, which can be corrected through the well-known techniques of convolution/deconvolution.

**Key words:** Volumetric effect, convolution, 2D-array, radiochromic film.

## Introducción

Los dispositivos matriciales bidimensionales de cámaras de ionización se emplean tanto en controles de calidad rutinarios<sup>1</sup> como en la verificación de campos de intensidad modulada (IMRT)<sup>2,3</sup>. Las características de estos dispositivos han sido descritas en varios artículos<sup>4-6</sup>. En ellos quedan de manifiesto las ventajas derivadas del empleo de las cámaras de ionización en la medida de dosis absorbida: precisión, sensibilidad y estabilidad, junto a facilidades para el análisis de datos. No obstante, la medida de distribuciones de dosis con matrices de cámaras de ionización presenta problemas de exactitud y muestreo<sup>7</sup>. En zonas de alto gradiente de dosis se pierde exactitud debido a efectos energéticos y volumétricos. Los primeros son debidos al cambio de la relación de los poderes electrónicos de frenado  $s_{w,air}$  y de los factores de perturbación, en especial el de cavidad, frente a las condiciones de

equilibrio electrónico<sup>8</sup>. El efecto volumétrico se debe a la asignación a un punto de la lectura de la cámara, que es un detector extenso.

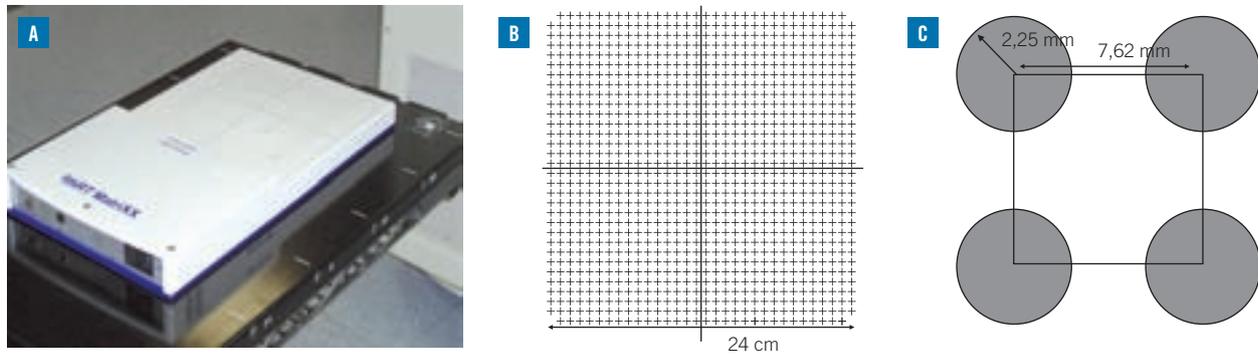
En este artículo se describe un método experimental para estimar el error cometido en la medida cruda de la dosis con las cámaras de uno de estos equipos, separando los efectos energéticos del volumétrico.

## Material y métodos

El equipo MatriXX<sup>5</sup> (Scanditronix-Wellhöfer) es una matriz-2D de cámaras de ionización (fig. 1A). Consiste en un conjunto de 1020 cámaras de ionización plano-paralelas abiertas, dispuestas en una malla cuadrada de 32 x 32, salvo esquinas, que cubren un área activa de 24 cm x 24 cm (fig. 1B). Cada cámara tiene un diámetro activo de 4,5 mm y una altura de 4,5 mm; la separación entre cámaras es de 7,62 mm (fig. 1C).

\* Correspondencia

Email: rdiaf.hdoc@salud.madrid.org

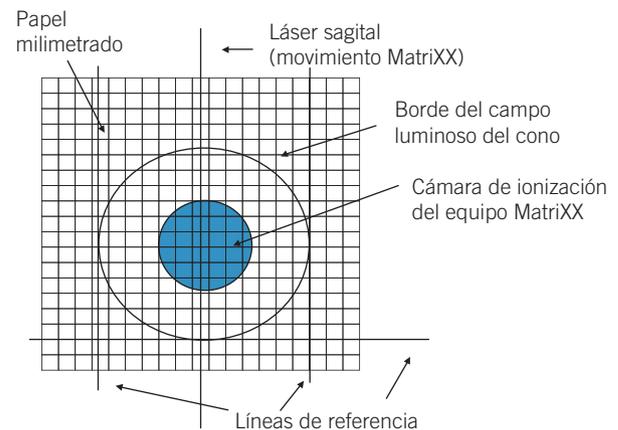


**Fig. 1.** Equipo MatriXX. (A) Las 1020 cámaras de ionización están dispuestas en un área uniforme de 24 cm x 24 cm, centradas bajo las crucetas a 2,7 mm de profundidad. (B) Las cámaras son cilíndricas, de altura 4,5 mm y radio 2,25 mm. (C) La separación entre los centros de las mismas es 7,62 mm.

Su volumen sensible es  $0,07 \text{ cm}^3$ . Las cámaras están insertadas en Perspex. El punto efectivo de medida se encuentra a 2,7 mm de profundidad.

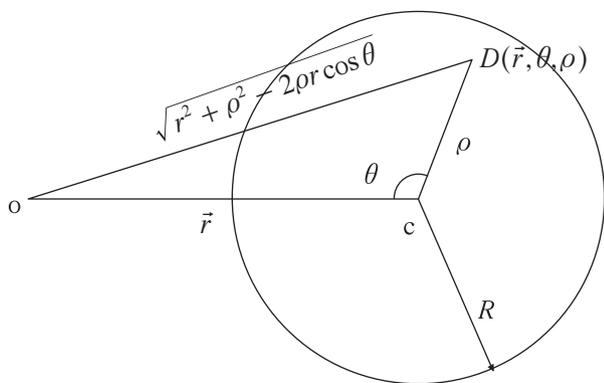
Mediante la comparación entre una distribución espacial de dosis conocida *a priori* con exactitud (que llamaremos *distribución de prueba*) y la medida cruda de la misma puede determinarse el error de ésta en cada punto de dicha distribución. Para determinar qué parte del error se debe al efecto volumétrico se calcula la convolución de la distribución de prueba con el volumen sensible de la cámara.

Con esta finalidad se ha medido con una de las cámaras centrales del equipo MatriXX un perfil radial de dosis, generado por un campo de 6 MV colimado por un cono circular (Radionics) de 1,25 cm de diámetro proyectado en el isocentro, acoplado al cabezal de un acelerador Primus (Siemens). Se ha situado el equipo en la mesa del acelerador lineal, de tal forma que una de sus cámaras quedara centrada con el láser de techo, especialmente ajustado para radiocirugía. Después se fijó una hoja de papel milimetrado sobre la matriz, alineando sus trazos verticales según la dirección del láser sagital. Sobre el papel milimetrado se ha marcado el borde del campo luminoso proyectado por el cono. La marca sirve de referencia para desplazar el equipo, tomando como dirección radial la marcada por el láser sagital (fig. 2). Con este método la incertidumbre estimada en la posición de la cámara relativa al centro del campo es  $1/3 \text{ mm}$  ( $k=1$ ). El perfil radial se ha medido con pasos de 1 mm, efectuando sucesivas irradiaciones de 250 cGy en el punto central sobre el plano de medida. La imprecisión combinada atribuible a la repetibilidad de las irradiaciones del acelerador lineal y la lectura de la cámara de ionización es inferior al 1%, tras un calentamiento previo adecuado de ambos equipos (1/2 hora). El perfil de dosis se ha medido en las mismas condiciones de irradiación utilizando una película radiocrómica



**Fig. 2.** Diagrama del montaje experimental para la medida del perfil del campo colimado por el cono de radiocirugía con una de las cámaras de ionización del equipo MatriXX. Las líneas de referencia, constituidas por el borde del campo luminoso en la posición inicial de la cámara, sirven para posicionar la cámara respecto al campo. Para ello se ha utilizado la escala del papel milimetrado fijado al equipo. Los trazos del papel se han alineado según la dirección del eje sagital, que marca la dirección radial de desplazamiento.

(Gafchromic EBT-2, ISP) calibrada previamente con un escáner fotográfico Microtek ScanMaker 9800 XL, siguiendo el método descrito por Devic<sup>9</sup>. El tamaño de píxel del escaneo fue 72 ppp (0,35 mm). La dependencia energética de la película es débil, inferior al 2% en densidad óptica en el rango 120 kVp a 6 MV<sup>10,11</sup>. Por lo tanto la respuesta de la película no se altera por la falta de equilibrio electrónico lateral ni muestra efecto volumétrico. Tanto para la película como para la cámara se ha utilizado un espesor de 2 cm de un material equivalente a agua, RW3.



**Fig. 3.** Distancia en el plano de la sección transversal de la cámara entre un punto de la misma y el centro del campo de radiocirugía (o) como función de las coordenadas polares del punto referidas al centro de la propia cámara (c) y la distancia del centro de la cámara al centro del campo.

El montaje descrito presenta varias ventajas. Por una parte el cono de radiocirugía proporciona una de las condiciones de irradiación más extremas en cuanto a gradiente lateral de dosis y falta de equilibrio electrónico lateral que puede darse en la práctica clínica. Por otro lado la distribución de la dosis absorbida tiene simetría axial, lo que puede explotarse de varias maneras: posicionar la cámara de forma precisa respecto al campo, determinar la distribución de dosis en un plano mediante la medida de un único perfil radial con la cámara y reducir el ruido de la medida de la película utilizando el promedio radial de la lectura de los píxeles del escaneo de la misma. De esta forma la incertidumbre en la determinación del perfil relativo de dosis (normalizado al valor central del perfil) mediante la película es inferior al 2% ( $k=1$ ) del valor central. En la terminología empleada más arriba consideramos la distribución de dosis medida mediante la película como la distribución de prueba.

Consideremos el plano de medida de los detectores de la matriz, que es perpendicular al eje del campo del acelerador lineal. Llamaremos  $D$  a la distribución de prueba y  $D_C$  a la convolución de la misma. Despreciando la variación de la dosis en profundidad en el rango de la altura de la cámara entonces  $D_C$ , para una cámara situada en un punto  $\mathbf{r}$  respecto a la proyección central del campo en el plano de medida (en adelante, las letras en negrita representan vectores) es:

$$D_C(\mathbf{r}) = \iint_S D(\mathbf{r}) \cdot K(\mathbf{r} - \mathbf{u}) du_x du_y \quad (1)$$

la integral se extiende sobre la superficie limitada por la sección transversal sensible de la cámara,  $S$  y  $K$  es el núcleo de convolución. Si en primera aproxima-

ción separamos los efectos energéticos del volumétrico, y despreciamos la variación de la eficiencia de recolección de carga eléctrica entre elementos del volumen sensible de la cámara, el núcleo de convolución se reduce al promedio de la dosis absorbida dentro del volumen sensible de la cámara:

$$K(\mathbf{r}) = \begin{cases} \frac{1}{\pi R^2} & \text{si } r < R \\ 0 & \text{si } r > R \end{cases} \quad (2)$$

siendo  $R$  el radio interno de la cámara. En las coordenadas de la fig. 3, referidas a nuestro montaje experimental con el cono de radiocirugía, se tiene:

$$D_C(\mathbf{r}) = \frac{2}{\pi R^2} \int_0^R \int_0^\pi D(\sqrt{r^2 + \rho^2 - 2r\rho \cos \theta}) \rho d\theta d\rho \quad (3)$$

La dosis convolucionada puede calcularse también a partir de la distribución prueba haciendo uso del teorema de Fourier para la convolución.

$$D_C^*(\omega) = D^*(\omega) \cdot K^*(\omega) \quad (4)$$

donde  $*$  representa la transformada de Fourier de una función  $f$ , del espacio real  $\mathbf{r}$  al de frecuencias,  $\omega$ :

$$f^*(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} e^{-i\omega \mathbf{r}} \cdot f(\mathbf{r}) dx dy \quad (5)$$

La transformada inversa hacia el espacio real se calcula como:

$$f(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} e^{i\omega \mathbf{r}} \cdot f^*(\omega) d\omega_x d\omega_y \quad (6)$$

Si se conociera la distribución de la dosis medida en todo el plano, podría eliminarse el efecto volumétrico mediante deconvolución del núcleo dado por la ec 2. En un montaje normal el equipo MatriXX no proporciona suficiente muestreo espacial para poder interpolar la medida de dosis en puntos situados entre cámaras, debido a la distancia existente entre ellas. En este caso especial si es posible, debido a que la medida se ha realizado mediante desplazamientos del equipo en pasos de 1 mm. Aplicando la transformada de Fourier

en coordenadas polares, se obtiene la transformada del núcleo de convolución de la cámara:

$$K^*(\omega) = \int_0^R \int_0^{2\pi} \frac{1}{\pi R^2} e^{-i\omega r \cos\theta} r d\theta dr \quad (7)$$

de donde:

$$K^*(\omega) = \frac{2}{\omega R} \cdot j_1(\omega R) \quad (8)$$

$j_1$  es la función de Bessel de primera especie de orden 1. Las funciones de Bessel de primera especie están definidas en general como:

$$j_n(x) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi \cos(nu - x \sin u) du \quad (9)$$

Para deducir la ec. 8 se ha aplicado la siguiente propiedad a la ec. 9:

$$\int x^n j_{n-1}(x) dx = x^n j_n(x) \quad (10)$$

Así pues en el espacio de frecuencias la dosis convolucionada puede calcularse en el caso general mediante la expresión:

$$D_C^*(\omega) = \frac{2}{\omega R} \cdot j_1(\omega R) \cdot D^*(\omega) \quad (11)$$

Considerando de nuevo la distribución de dosis del cono de radiocirugía, conviene hacer uso de coordenadas polares. La transformada de Fourier de la distribución prueba de dosis es:

$$D^*(\omega) = \int_0^\infty \int_0^{2\pi} D(\mathbf{r}) \cos(\omega r \cos\theta) r d\theta dr \quad (12)$$

de donde:

$$D^*(\omega) = 2\pi \int_0^\infty D(\mathbf{r}) j_0(\omega r) r dr \quad (13)$$

La convolución de la dosis prueba puede hacerse mediante la transformada inversa de la ec. 4:

$$D_C(\mathbf{r}) = \frac{1}{\pi R} \int_0^\infty D^*(\omega) j_0(\omega r) j_1(\omega R) d\omega \quad (14)$$

que conduce al mismo resultado que la ec. 3. Similarmente, puede calcularse la deconvolución de la dosis:

$$D(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi R} \int_0^\infty (\omega R)^2 D_C^*(\omega) \frac{j_0(\omega r)}{j_1(\omega R)} d\omega \quad (15)$$

donde

$$D_C^*(\omega) = 2\pi \int_0^\infty D_C(\mathbf{r}) j_0(\omega r) r dr \quad (16)$$

El cálculo de la convolución mediante la ec. 14 no presenta dificultades. En cambio la integral de deconvolución (ec. 15) debe calcularse mediante técnicas especiales, debido a los ceros de la función  $j_1$ , en el denominador del integrando. Una forma de evitar este problema es aproximar el núcleo de convolución tipo pozo (ec. 2) a una gaussiana<sup>12</sup> con valor a mitad de altura en el radio de la cámara:

$$K(\mathbf{r}) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(\frac{-r^2}{2\sigma^2}\right), \sigma = \frac{R}{\sqrt{2 \ln 2}} \quad (17)$$

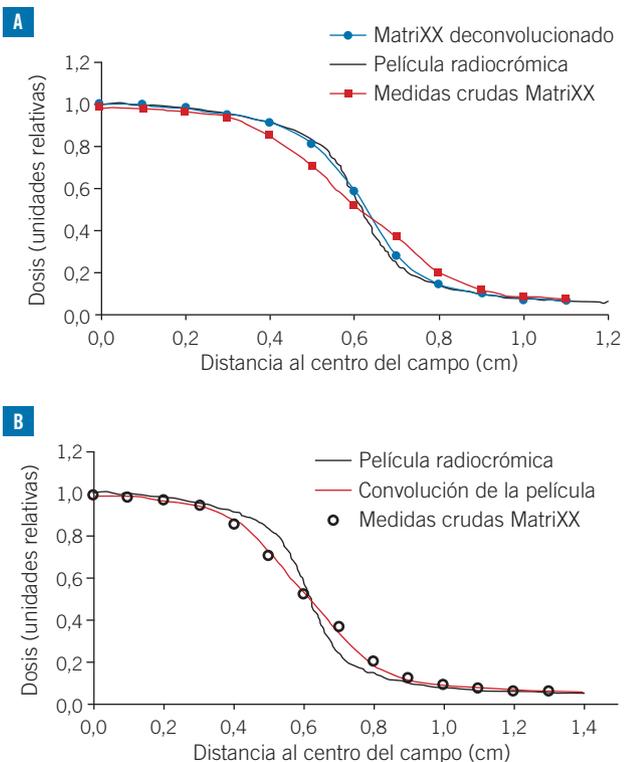
resultando:

$$D(\mathbf{r}) = \frac{1}{2\pi R} \int_0^\infty (\omega R) D_C^*(\omega) j_0(\omega r) \exp(\sigma^2 \omega^2) d\omega \quad (18)$$

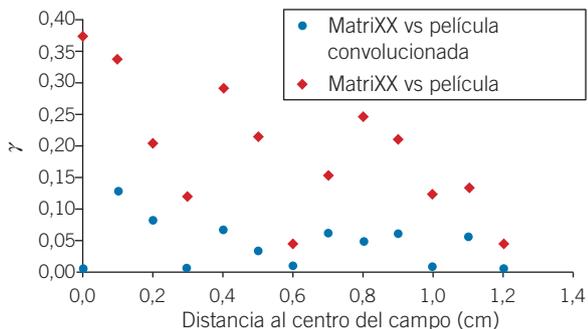
donde  $D_C^*(\omega)$  se calcula nuevamente mediante la ec. 16. Aunque la aproximación de un núcleo de convolución tipo pozo por otro gaussiano es grosera, la ec. 18 no funciona mal, como se verá en la siguiente sección.

## Resultados

En la fig. 4A se muestran, en unidades relativas, la dosis absorbida medida por la película (distribución prueba), junto con la dosis cruda medida por la cámara del equipo MatrixX y la deconvolución aproximada de la misma (ec. 18). Las medidas crudas de la cámara han sido renormalizadas de tal forma que su deconvolución coincida con el valor del perfil medido por la película en el centro del campo. Las diferencias entre la medida de la película y la medida cruda de la cámara alcanzan valores máximos del 17% en algunos puntos de la penumbra. En cambio, la diferencia máxima se reduce al 5% tras la deconvolución. En la fig. 4B. se representan, en unidades relativas, la dosis absorbida medida por la película junto con la convolución exacta (ec. 3 ó 14) de la misma con el volumen sensible de la cámara, y la medida cruda de la cámara, normalizada al valor de la convolución de la película en el centro del campo. Las diferencias máximas entre la convolución de la película y la medida de la cámara del equipo son del 5%. Estos resultados están en buen acuerdo con los resultados obtenidos por Sánchez-Doblado et al<sup>13</sup> por comparación entre cálculos mediante métodos de Monte Carlo y medidas con diferentes detectores. En la fig. 5 se muestra el índice  $\gamma$ <sup>14</sup> (parámetros del elipsoide: 3% de la dosis central, distancia 3 mm) calculado para cada punto de medida con la cámara frente al perfil de la película convolucionado y sin convolucionar. Se aprecia una sensible disminución de los valores del índice tras la convolución.



**Fig. 4.** Comparación entre las medidas del perfil del cono de radiocirugía (1,25 cm de diámetro) mediante película radiocrómica y una cámara de ionización del array (unidades relativas de dosis). El efecto volumétrico de la cámara explica la mayor parte de la diferencia, como muestra la comparación de la película con la deconvolución del perfil medido por la cámara de ionización (A) o la convulsión de la película por el volumen sensible de la cámara (B). En la Fig A se ha normalizado la deconvolución del perfil de la cámara al perfil de la película en el centro del campo, mientras que en la Fig. B se ha normalizado el perfil crudo de la cámara de ionización a la convulsión del perfil de la película en el centro del campo.



**Fig. 5.** Índice  $\gamma$  (3% dosis central, 3 mm) resultante de comparar el perfil de la película y su convulsión con las medidas crudas de la cámara de ionización del equipo MatriXX, con las mismas normalizaciones indicadas en la Fig. 4B.

## Discusión

La función de respuesta tipo pozo que hemos utilizado (ec.2) refleja exclusivamente la geometría del volumen sensible de la cámara. Es una función de respuesta de la cámara frente a dosis absorbida. Poppe et al<sup>2</sup> han propuesto determinar las funciones de respuesta experimentalmente, midiendo la respuesta relativa de la cámara frente a campos tipo pincel centrados en una matriz de puntos alrededor de la misma. Realmente ese tipo de funciones de respuesta están directamente relacionadas con la fluencia energética que incide sobre el conjunto maniquí detector en unas determinadas condiciones de referencia. Por ello tienen formas trapezoidales y no se anulan fuera del volumen sensible de la cámara. Si adicionalmente se conoce la conversión dosis-fluencia pincel para el punto de medida mediante cálculo teórico o un método de medida mejor que la propia cámara, entonces puede relacionarse la fluencia energética con la dosis mediante un núcleo de convulsión que corrija tanto los efectos volumétricos como los energéticos de la medida de la cámara. La función de respuesta así obtenida no es directamente aplicable a la distribución de dosis en el plano de medida sin pasar previamente por la corrección de fluencia. Sin embargo, en el trabajo de Poppe et al, la función de respuesta obtenida mediante este método sí se aplica directamente sobre la dosis en el plano de medida, pero para ello hacen un reajuste empírico de la misma, estrechándola para que la medida con la cámara ajuste bien a los bordes de un campo de 10 x 10 cm medido con diodo. De este modo consiguen una corrección algo más exacta que la presentada en este trabajo, aunque es de esperar que empeore para campos distintos al utilizado para el reajuste de la función de respuesta. Por otro lado el método de Poppe et al. es muy laborioso y el paso de reajuste es conceptualmente oscuro. Pensamos que una función de respuesta basada en la geometría del volumen sensible es suficiente en la práctica, dado que la corrección por efectos energéticos es relativamente pequeña.

## Conclusiones

El error cometido en las medidas crudas de dosis de las cámaras de ionización en zonas de alto gradiente lateral es grande y se debe principalmente al efecto volumétrico, siendo los efectos energéticos de menor importancia. Este efecto produce un sesgo importante cuando se compara la medida de la cámara con un cálculo teórico. El sesgo volumétrico puede eliminarse eficazmente mediante la corrección de un núcleo de convulsión basado puramente en la geometría del volumen sensible.

## Bibliografía

1. Pérez JM, Rodríguez C, Martínez LC, Díaz R, Castro Nováis J. Análisis teórico sobre el empleo de matrices bidimensionales de cámaras de ionización para el control de calidad de un colimador multiláminas. *Rev Fis Med* 2008;9:63-9.
2. Poppe B, Blechschmidt A, Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, Willborn K et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 2006;33:1005-15.
3. Stasi M, Giordanengo S, Cirio R, Boriano A, Bourhaleb F. 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.
4. 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.
5. Amerio S, Boriano A, Bourhaleb F, Cirio R, Donetti M, Findazio A et al. Dosimetric characterization of a large pixel-segmented ionisation chamber. *Med Phys* 2004;31:414-20.
6. Martín G, Díaz R, Fernández P, Pérez JM, Rodríguez C, López A et al. Caracterización de un array 2D de cámaras de ionización para la verificación de campos de IMRT. *Rev Fis Med* 2006;7:68-76.
7. Poppe B, Djouguela A, Blechschmidt A, Willborn K, Rühmann A, Harder D. Spatial resolution of 2D ionization chamber arrays for IMRT dose verification: single-detector size and sampling step width. *Phys Med Biol* 2007;52:2921-35.
8. Sánchez-Doblado F, Andreo P, Capote R, Leal A, Perucha M, Arrans R et al. Ionization chamber dosimetry of small photon fields: a Monte Carlo study on stopping-power ratios for radio-surgery and IMRT beams. *Phys Med Biol* 2003;48:2081-99.
9. Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak E. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005;32:2245-3.
10. Butson MJ, Cheung T, Yu PK. Weak energy dependence of EBT gafchromic film dose response in the 50 kVp-10 MVP X-ray range. *Appl Radiat Isot* 2006;64:60-2.
11. Chiu-Tsao ST, Ho Y, Shankar R, Wang L, Harrison LB. Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies. *Med Phys* 2005;32:3350-4.
12. García-Vicente F, Delgado JM, Rodríguez C. Exact analytical solution of the convolution integral equation for a general profile fitting function and Gaussian detector kernel. *Phys Med Biol* 2000;45:645-50.
13. Sánchez-Doblado F, Hartmann GH, Peña J, Capote R, Paiusco M, Rhein B et al. Uncertainty estimation in intensity-modulated radiotherapy absolute dosimetry verification. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;68:301-10.
14. Low D, Harms W, Mutic S, Purdy J. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25:656-61.