

# Caracterización de un sistema de imagen portal basado en silicio amorfo para la medida de distribuciones de dosis absorbida

## Verification of dose distributions of intensity-modulated radiotherapy beams using a portal imaging device

JM Pérez Moreno, JP Fernández Letón, D Zucca Aparicio, J García Ruiz-Zorrilla, A Miñambres Moro

Fecha de Recepción: 07/12/2010 - Fecha de Aceptación: 30/05/2011

Se ha desarrollado un método para emplear un sistema de imagen portal (EPID) basado en silicio amorfo para la verificación dosimétrica de tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) con haces de 6 MV. Las imágenes obtenidas del sistema de imagen portal se deconvolucionan con un kernel de dispersión de la radiación y de la luz generada por ésta en el EPID. Este kernel tiene una forma analítica que se ha determinado experimentalmente. La fluencia así calculada se convoluciona con un kernel de deposición de dosis, también modelado analíticamente de forma experimental. Así se obtiene una distribución de dosis absorbida en agua a 5 cm de profundidad. La diferencia entre la dosis absorbida medida mediante el sistema de imagen portal y mediante cámara de ionización es de un  $-0.3 \pm 0.9\%$  para campos abiertos, siendo la máxima desviación de un 1,5% para un campo de  $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$  y cuña virtual de  $60^\circ$ . El grado de acuerdo entre distribuciones de dosis medidas con EPID y matriz de cámaras de ionización es satisfactorio, superando en todos los casos evaluados el 95% de puntos con  $\gamma < 1$  empleando el criterio 3%, 3 mm.

**Palabras clave:** IMRT, verificación, dosis absorbida, EPID, kernel, deconvolución.

We have developed a method for using a portal imaging device based on amorphous silicon (EPID) for the dosimetric verification of intensity modulated radiotherapy (IMRT) treatments using 6 MV beams. The images obtained using the imaging system are deconvolved with a kernel for radiation and scattering of light generated in the EPID. This kernel has an analytical form and has been experimentally determined. The fluence thus obtained is convolved with a dose deposition kernel, also modeled analytically in an empirical way. The result is an absorbed dose distribution in water at 5 cm depth. The difference between the measured dose using portal imaging device and ionization chamber is  $-0.3 \pm 0.9\%$  in open fields, with a maximum deviation of 1.5% in a  $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$  field with  $60^\circ$  virtual wedge. The degree of agreement between dose distributions measured with the EPID and ionization chamber array is satisfactory, exceeding all cases evaluated 95% of points with  $\gamma < 1$  using 3%, 3 mm criteria for gamma analysis.

**Key words:** IMRT, verification, absorbed dose, EPID, kernel, deconvolution.

## Introducción

En la actualidad, los tratamientos de intensidad modulada son cada vez más frecuentes en mayor número de centros. La implementación clínica de este tipo de tratamientos requiere unos procedimientos de control de calidad<sup>1,2</sup> y posicionamiento adecuado del paciente<sup>3</sup>. Uno de los métodos más extendidos en control de calidad en IMRT es la medida de la fluencia de los campos de tratamiento<sup>4</sup>. La dosimetría fotográfica permite este propósito<sup>5,6</sup>, a costa de un tiempo de procesado y análisis.

Las mejoras en contraste y resolución de los dispositivos electrónicos de imagen portal (EPIDs) los han convertido en componente imprescindible en cualquier acelerador moderno. Además de su utilidad en el posicionamiento de pacientes, diferentes grupos de trabajo han desarrollado esfuerzos en su aplicación para control de calidad de planes de tratamiento, posicionamiento del colimador multiláminas (MLC) o como sistema de medida de dosis<sup>7-10</sup>.

En un EPID de silicio amorfo, un material centelleador convierte los rayos X incidentes en fotones visibles; esta luz es detectada por una matriz de fotodiodos que se encuentra a continuación del silicio amorfo. Estos fotodiodos recogen la luz incidente, integrándola en forma de carga eléctrica, que será transformada en un valor de píxel por la electrónica de lectura. Se trata pues de detectores indirectos.

A pesar de los beneficios potenciales en cuanto a densidad de datos y resolución espacial, existen algunas dificultades asociadas a la dosimetría de la radiación usando un EPID. La imagen de un EPID no es una distribución de dosis, pues el comportamiento de la radiación en sus diferentes capas de componentes difiere del comportamiento de la radiación en agua. Además, la imagen del EPID es generada tras convertir la radiación de megavoltaje en luz, que sufre dispersión a lo largo del propio cristal en el que se genera. Por ello no puede establecerse una simple curva de calibración de imagen a dosis.

Este problema ha sido estudiado por diversos autores, bien midiendo o calculando kernels de dispersión de la radiación y de dispersión óptica del EPID. Además es conocida su sobre-respuesta a fotones de baja energía así como la infra-respuesta a componentes de alta energía<sup>11-14</sup>.

Por otro lado existen diferencias en la sensibilidad de los elementos de la matriz de condensadores en los que se recoge la carga y a partir de los cuales se genera el valor de la señal de la imagen. Por este motivo, los sistemas de adquisición llevan a cabo una corrección de uniformidad de la imagen, en la que también se compensa la variación en la fluencia del haz utilizado para generar las imágenes<sup>11-14</sup>.

Por último, también se encuentran presentes efectos de *ghosting* en el EPID que alteran su sensibilidad,

así como efectos de persistencia de señal debido a irradiaciones anteriores<sup>11-14</sup>.

Existen varios métodos de verificación de tratamientos mediante dosimetría portal<sup>15-21</sup>. En este trabajo se ha optado por desarrollar un sistema dosimétrico para realizar verificaciones pre-tratamiento y sin transmisión. Se presenta un método simplificado que permite modelar de forma analítica sencilla estos efectos a partir de una batería de medidas, eliminando la necesidad de simulaciones Montecarlo o complejos montajes experimentales para determinar el kernel de dispersión de la radiación y de dispersión óptica en el EPID.

De esta manera podemos determinar la distribución de dosis en un plano perpendicular al eje del haz a 5 cm de profundidad, a partir de la adquisición de la imagen correspondiente al campo que se desea medir, empleando el ángulo de brazo planificado.

## Material y métodos

### A. Sistema de imagen portal

En nuestro centro disponemos de dos aceleradores Siemens Oncor Expression (Siemens Medical Solutions), equipados con el sistema de imagen portal con el EPID OptiVue 1000S. Todas las medidas y los cálculos se han llevado a cabo para la energía de 6 MV.

El sistema de imagen tiene un área activa de 40,9 cm × 40,9 cm, pudiendo adquirir imágenes de 1024 × 1024 píxeles con una profundidad de 16 bits, con un tiempo de lectura de 145 ms. Estas características suponen que el sistema posee una resolución espacial de 0,4 mm en el plano de la imagen. Este plano se puede variar entre 115 y 160 cm de distancia al foco, mientras que no son posibles movimientos laterales ni longitudinales. El EPID tiene una capa de aluminio de 1 mm de espesor sobre el material centelleador. Esta capa absorbe fotones de baja energía que reducirían la calidad de la imagen, al mismo tiempo que genera electrones secundarios que incidirán posteriormente sobre el centelleador.

Las imágenes se adquieren empleando la opción de adquisición simultánea de la imagen con la irradiación, empleando el programa informático Siemens Coherence Therapist versión 2.2.09. La imagen obtenida en cada adquisición es una matriz de valores promediados a lo largo de todos los *subframes* leídos (cada 145 ms) durante la adquisición. El sistema de adquisición realiza varias correcciones a la señal adquirida por la matriz de fotodiodos. En primer lugar, corrige las diferencias debidas a la variación de fluencia en el haz y cambio en la sensibilidad de los píxeles introduciendo una corrección de uniformidad. Las

matrices de corrección se obtienen con periodicidad mensual, enmarcadas en el programa de garantía de calidad del sistema de imagen portal. Existen matrices de corrección para cada energía, para cada tasa y para diferentes valores de distancia del plano del EPID al foco de radiación. También se efectúa una corrección para los píxeles muertos. El sistema tiene almacenada una matriz de píxeles muertos, actualizada también mensualmente en el marco del programa de garantía de calidad, de modo que a cada píxel perteneciente a este conjunto le asigna el valor promediado de sus vecinos próximos. Por último se lleva a cabo una corrección por corriente de fuga. Otros sistemas realizan correcciones similares y han sido ampliamente investigadas por otros autores<sup>7,16</sup>.

Para obtener el valor de señal neto de una imagen proporcionada por el sistema es necesario multiplicar el valor de señal de la imagen por el número de subframes a lo largo del cual se ha promediado el valor de píxel.

A diferencia de otros autores se opta por no colocar espesor adicional de equilibrio sobre el EPID, de forma que se puedan efectuar medidas para cualquier valor de ángulo de brazo. De esta forma las adquisiciones se realizan sin colocar ningún objeto entre foco de radiación y sistema de imagen. Para ello es necesario girar el tablero de la mesa de tratamiento a 270° ó 90°.

Todas las adquisiciones se llevaron a cabo utilizando una distancia del EPID al foco de radiación de 115 cm. Esta configuración permitirá maximizar el área de detección y obtener un mayor valor de señal por unidad de monitor disparada, maximizando la relación señal-ruido. Las imágenes adquiridas han sido proyectadas al plano del isocentro.

## B. Programas informáticos empleados

El soporte informático empleado para el desarrollo del programa de procesamiento de las imágenes ha sido Matlab 7.8.0 (The MathWorks Inc.).

Las medidas se han llevado a cabo empleado la plataforma MEPHYSTO mc2 (PTW), mientras que la comparación y evaluación de distribuciones de dosis se han realizado con el programa VeriSoft 4.0 (PTW).

## C. Dosimetría

Las medidas de dosis en punto fueron efectuadas con cámaras tipo Farmer PTW 30013, tipo Semiflex PTW 31010 y tipo Pin-Point PTW 31014. También se realizaron medidas en punto con diodo PTW 60008, en la medida de factores de campo de pequeño tamaño.

Por otra parte, las distribuciones de dosis se midieron con diodo PW 60008, matriz unidimensional de cámaras de ionización líquidas LA48 y con una matriz bidimensional de cámaras de ionización plano-paralelas PTW Seven29. Las cámaras de ionización líquidas del LA48 son de tipo plano-paralelas, con un volumen sensible de 0,008 cm<sup>3</sup> y un área sensible de 0,4 cm × 0,4 cm; la separación entre cada cámara es de 8 mm y el equipo permite realizar medidas con un muestreo espacial de 1 mm, mediante irradiaciones sucesivas entre las que desplaza el centro geométrico de todo el detector. En cuanto al detector PTW Seven29 está formado por 729 cámaras de ionización gaseosa plano-paralelas, con un volumen sensible de 0,125 cm<sup>3</sup> y un área sensible de 0,5 cm × 0,5 cm; las cámaras se encuentran espaciadas 1 cm entre sí, cubriendo un área total de detección de 27 cm × 27 cm.

Se ha empleado una configuración de medida isocéntrica, con una distancia fuente superficie de 95 cm y 5 cm de profundidad.

## D. Algoritmo de conversión de imagen del EPID a distribución de dosis absorbida

Basándonos en el método propuesto por Nijsten<sup>10</sup>, se ha desarrollado un algoritmo para el cálculo de la distribución de dosis en un plano a DFS=95 cm y 5 cm de profundidad a partir de la imagen obtenida para dicho campo empleando el sistema de imagen portal. Se ha adaptado dicho algoritmo para la realización de medidas sin transmisión, es decir, sin maniquí entre foco y EPID.

$$D_{SCM}(x,y) = C_F^{-1} \cdot G(t_{rad})^{-1} \cdot [(G_{raw}(x,y) \cdot BP(x,y))^{-1} \otimes k_G] \otimes k_D \quad (1)$$

donde

- $C_F$ : coeficiente de calibración valor de señal /cGy del EPID, para el campo de referencia 10 cm ×10 cm.
- $G(t_{rad})$ : factor de corrección por *ghosting*, función del tiempo de irradiación  $t_{rad}$ .
- $G_{raw}(x,y)$ : valor de la señal del píxel (x,y) de la imagen obtenida del sistema de imagen portal.
- $BP(x,y)$ : inversa de la corrección de uniformidad y sensibilidad que introduce el sistema de imagen portal.
- $k_G$ : kernel de dispersión de la radiación en el EPID.
- $k_D$ : kernel de deposición de dosis 5 cm de profundidad.

En las secciones siguientes se describen detalladamente cada uno de estas componentes.

### D.1. Coeficiente de calibración señal-dosis absorbida del EPID

Se ha implementado un sistema de calibración del EPID para campos abiertos, en los que se tienen en cuenta los efectos de *ghosting* y la dependencia con el tamaño de campo. Para corregir la posible variación de la sensibilidad del sistema a lo largo del tiempo, antes de cada medida se realiza la adquisición de un campo 10 cm × 10 cm. El coeficiente de calibración se establece como el cociente de la señal corregida para dicha imagen entre la dosis de referencia a DFS=95 cm y 5 cm de profundidad para el campo de 10 cm × 10 cm.

$$C_F = \frac{G(0,0)}{D_{95,5}(0,0)_{10 \times 10}} \quad (2)$$

Siendo  $G(0,0)$  la señal corregida por *ghosting* de la imagen del EPID en el centro de un campo de 10 cm × 10 cm (ver apartado D.2), y  $D_{95,5}(0,0)$  la dosis de referencia para el campo 10 cm × 10 cm en el eje del haz a DFS=95 cm y 5 cm de profundidad.

$$G(0,0) = G_{raw}(0,0) \cdot G(t_{rad})^{-1} \quad (3)$$

La evaluación de los valores de señal se ha obtenido promediando una ROI de 4x4 píxeles. La respuesta del EPID se cuantifica como el cociente de la señal corregida entre la dosis.

### D.2. Fenómenos de ghosting y persistencia de la imagen

Tal y como han descrito diversos autores, los sistemas de imagen portal basados en silicio amorfo sufren fenómenos de *ghosting* y de persistencia de la imagen<sup>11,12</sup>. Basándonos en los trabajos publicados de estos autores se han cuantificado los efectos de *ghosting* a través de un factor de corrección único, dependiente únicamente del tiempo de adquisición  $t_{rad}$ .

$$G(t_{rad}) = 1 - A_1 e^{-r_1 t_{rad}} - A_2 e^{-r_2 t_{rad}} - A_3 e^{-r_3 t_{rad}} \quad (4)$$

$A_i$  y  $r_i$  representan, respectivamente, las amplitudes y ritmos de decaimiento de cada una de las exponenciales.

Se han determinado los parámetros en (4) mediante ajuste a dicha expresión de la respuesta del EPID (cociente señal-dosis absorbida) para un campo 20 cm × 20 cm para los tiempos de irradiación necesarios para impartir 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128, 256 y 512 UM. De forma simultánea, colocando una cámara de ionización PTW 31010 se ha obtenido una lectura para cada campo. El valor de señal se ha normalizado por dicha lectura simultánea, para eliminar posibles problemas de falta de linealidad del acelerador para bajas UM y la repetibilidad del mismo.

Adicionalmente para valorar los fenómenos de persistencia en la imagen de irradiaciones anteriores se han adquirido imágenes portales para un campo 20 cm × 20 cm con 5 UM, tras una adquisición inmediatamente anterior de 400 UM para un campo de 5 cm × 5 cm, para compararla con la imagen obtenida en la irradiación del mismo campo 20 cm × 20 cm con 5 UM sin irradiación previa. Algunos autores han señalado que la respuesta de algunos EPID se puede incrementar significativamente bajo estas condiciones<sup>13</sup>.

### D.3. Kernel de dispersión de la radiación en el EPID

Diversos autores han descrito cómo aumenta la respuesta del EPID al aumentar el tamaño de campo, en una cuantía mayor que la dosis absorbida en las mismas condiciones de irradiación<sup>12,14</sup>. Este fenómeno se debe a la combinación de la dispersión que sufre el haz de radiación en la capa de aluminio y a lo largo del material centelleador junto con la dispersión de los fotones visibles generados a lo largo de dicho material. Se ha cuantificado la respuesta del EPID como el cociente de la señal entre la dosis, en función del tamaño de campo.

El valor de señal de un píxel del EPID dependerá de la cantidad de luz generada en un punto del material centelleador, que al mismo tiempo dependerá del número de fotones que incidan sobre ese punto en la superficie de entrada del EPID. Es decir, el valor de la señal en un punto, dependerá del valor de la fluencia incidente en ese punto, de cómo se dispersen los fotones incidentes en las diversas capas del EPID y de la dispersión de la luz generada en el centelleador.

A partir de las propiedades cualitativas del sistema de imagen portal, determinaremos una expresión analítica para un kernel de dispersión, de tal forma que al deconvolucionar la imagen con dicho kernel obtengamos una distribución de dosis a la profundidad del máximo en agua, para el haz de radiación considerado.

El valor de un píxel  $S(x,y)$  dependerá del valor de la fluencia en ese punto y de la contribución debida a la dispersión en puntos vecinos

$$S(x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} D(x',y') \cdot k_G(x' - x, y' - y) dx' dy' \quad (5)$$

siendo  $D(x,y)$  la fluencia y  $k_G(x,y)$  el kernel de dispersión en el EPID.

Suponiendo un valor constante de fluencia dentro del campo de radiación y de valor nulo fuera del mismo, tendremos para la señal en un punto del EPID para un campo  $C$

$$S(x,y,C) = D(x,y) \cdot \int_{-C}^{+C} \int_{-C}^{+C} k_G(x' - x, y' - y) dx' dy' \quad (6)$$

siendo  $\pm C$  los límites del campo de radiación.

Si suponemos que la función  $k_G$  tiene simetría radial, para el valor de la señal en el centro ( $x=0, y=0$ ) de un campo de radiación circular de radio  $R$  tendremos

$$S(0,0,R) = cte \cdot \int_0^R k_G(r) dr \quad (7)$$

O equivalentemente

$$k_G(r) = \frac{dS(0,0,r)}{dr} \quad (8)$$

Siendo  $S(0,0,r)$  una función que indica la variación relativa de la señal en el centro de la imagen del EPID con el tamaño de campo circular  $r$ .

Así, suponiendo un kernel de simetría cilíndrica dependiente sólo de la distancia, se puede tener una estimación analítica de este kernel de dispersión en el EPID ajustando la variación de la señal con el tamaño de campo circular equivalente y derivando esa función, de acuerdo con la ecuación (8). De esta manera, podemos determinar la expresión analítica de  $k_G$  salvo una constante. La expresión analítica del kernel será la suma de esa derivada con una delta de Dirac, que el caso de un espacio discreto será una función almena de altura finita  $D$ .

Consideramos que la señal en función del tamaño de campo es de la forma:

$$S(0,0,r) = a - bc^r \quad (9)$$

Con lo que el kernel de dispersión en el EPID tendrá una expresión de la forma

$$k_G(x,y) = D + Bc^{\sqrt{x^2+y^2}} \quad (10)$$

siendo  $B = -b \cdot \ln(c)$ .

Para determinar el valor de los parámetros  $b$  y  $c$  de la ecuación (9) se ha medido la respuesta del EPID (cociente señal/dosis absorbida) para una distancia foco-EPID de 115 cm para los campos  $3 \times 3$ ,  $4 \times 4$ ,  $5 \times 5$ ,  $6 \times 6$ ,  $8 \times 8$ ,  $10 \times 10$ ,  $12 \times 12$ ,  $15 \times 15$ ,  $20 \times 20$  y  $25 \times 25$  cm $\times$ cm. Se ha ajustado el valor de la respuesta del EPID en función del tamaño de campo circular equivalente para cada uno de los campos considerados, de acuerdo con la ecuación (9). Este ajuste nos proporcionará una primera estimación de los parámetros  $b$  y  $c$ .

El valor del parámetro que determina la altura de la delta discreta debe hallarse con posterioridad a la determinación de  $b$  y  $c$ . Para ello se minimiza la diferencia entre la imagen obtenida en el EPID para el campo de 10 cm  $\times$  10 cm y la calculada a partir de la convolución de la distribución de dosis a la profundidad del máximo en agua con la estimación inicial del kernel de dispersión en el EPID, realizada en el paso anterior. La distribución de dosis a la profundidad del máximo se obtiene, por sencillez, del sistema de planificación en el que se ha modelado las unidades de tratamiento. Al mismo tiempo se realizará un nuevo ajuste para los parámetros  $b$  y  $c$  a partir de la estimación inicial. En este proceso es necesario corregir por la matriz de uniformidad de respuesta del sistema de imagen portal.

La bondad del kernel de dispersión obtenido para nuestro propósito se evalúa comparando la distribución de señal obtenida con el EPID en la adquisición de un campo de radiación, frente a la distribución de señal calculada como la convolución de un perfil de dosis a la profundidad del máximo en agua para ese campo de radiación con el kernel de dispersión obtenido

$$S_{calc}(x,y) = [D_{max}(x,y) \otimes k_G(x,y)] \cdot BP^{-1}(x,y) \quad (11)$$

siendo  $D_{max}(x,y)$  la distribución de dosis a la profundidad del máximo. Esta comparación se lleva a cabo para varios tamaños de campo.

#### D.4. Corrección de uniformidad

Como ya se ha comentado, el software de adquisición de imágenes corrige automáticamente las diferencias de señal debidas a las variaciones de sensibilidad entre los diferentes fotodiodos del EPID y al cambio en la fluencia del haz con el que se genera la imagen.

Esta corrección se realiza a través de la relación entre la imagen obtenida para un campo amplio que irradia casi todo el sistema de imagen y la fluencia de ese campo. Esta relación no puede realizarse mediante un simple cociente píxel a píxel, pues la señal estímulo a partir de la que se calcula la matriz de uniformidad no es la fluencia del haz incidente, sino el resultado de la conversión de esta fluencia en luz dispersada a lo largo del silicio amorfo, justo antes del plano en que se encuentra la matriz de fotodiodos. Así pues, la matriz de corrección de uniformidad  $BP(x,y)$  se calculará como el cociente de la convolución de la fluencia del haz con el kernel de dispersión en el sistema de imagen, entre la imagen generada por un campo de ese tamaño.

$$BP(x,y) = \frac{D_{\max}(x,y) \otimes k_G(x,y)}{G_{\text{raw}}(x,y)} \quad (12)$$

siendo  $G_{\text{raw}}(x,y)$  la imagen obtenida directamente con el sistema de imagen.

La matriz  $D_{\max}(x,y)$  se ha obtenido a partir de un plano de dosis calculado por el planificador, en lugar de la medida. La razón ha sido el satisfactorio acuerdo entre cálculo y medida en el proceso del modelado de la fluencia en el sistema de planificación junto con la mayor facilidad para obtener y procesar dichas matrices. Por otra parte, dichos cálculos están libres de fenómenos relacionados con la falta de simetría y de uniformidad de la unidad de tratamiento, así como sus variaciones.

Como puede notarse, es necesario conocer el kernel de dispersión de la radiación en el EPID para calcular esta matriz de corrección de uniformidad. Sin embargo, de acuerdo a lo expuesto en el apartado anterior, es necesario conocer la matriz de corrección de uniformidad para la estimación final de los parámetros del kernel de dispersión. Se realiza una estimación inicial de la matriz de corrección como

$$BP_0(x,y) = \frac{D_{\max}(x,y)}{G_{\text{raw}}(x,y)} \quad (13)$$

Por ello, el proceso de cálculo de estos parámetros y de la matriz de corrección de uniformidad se realiza de forma simultánea e iterativa. Tras la estimación inicial del kernel de dispersión  $k_{0G}(x,y)$ , se realiza un primer cálculo de la matriz de corrección  $BP_1(x,y)$ . A partir de esta última se realiza una nueva estimación del kernel de dispersión  $k_{1G}(x,y)$ , que permitirá un nuevo cálculo, más exacto, de la matriz de corrección  $BP_2(x,y)$ . Este nuevo cálculo permitirá una estimación más exacta de los parámetros del kernel de dispersión en el EPID.

$$BP_n(x,y) = \frac{D_{\max}(x,y) \otimes k_{n-1,G}(x,y)}{G_{\text{raw}}(x,y)} \quad (14)$$

Este proceso iterativo se realiza hasta que la imagen calculada como la convolución de la distribución de dosis a la profundidad del máximo en agua con el kernel de dispersión de la iteración  $n$ -ésima  $k_{nG}(x,y)$ , coincide con la imagen obtenida con el sistema de imagen portal, para el campo de referencia 10 cm  $\times$  10 cm. Las tolerancias empleadas a la hora de evaluar la coincidencia han sido de un 1% de diferencia en valor relativo de señal en la zona interna del haz de radiación, 1 mm en la zona de penumbra y 25% de diferencia en valor relativo de señal en la zona externa del campo de radiación.

## D.5. Kernel de deposición de dosis

Mediante la deconvolución de la imagen obtenida con el EPID con el kernel de dispersión del mismo se obtiene una distribución de dosis en un plano a la profundidad del máximo en agua para 6 MV.

Se ha determinado de forma empírica un kernel de deposición de dosis a 5 cm, para poder calcular a partir de la fluencia calculada como la deconvolución de la imagen con el kernel del EPID.

Diversos autores han investigado las características del los kernels de deposición de dosis en diferentes medios materiales<sup>23,24</sup>.

Con el objetivo de conseguir que el formalismo presentado sea totalmente analítico y basándonos en el trabajo de Yang<sup>25</sup>, se ha supuesto un kernel formado por la suma de una delta de Dirac discreta con tres gaussianas de diferentes amplitudes y extensiones, según la ecuación

$$k_D(x,y) = D + \sum_{i=1}^3 m_i \cdot e^{-\sqrt{(x^2+y^2)/s_i^2}} \quad (15)$$

Los valores de los parámetros de la ecuación (15) se ajustan para minimizar la diferencia de los perfiles medidos a 5 cm de profundidad respecto a la convolución de los medidos en el máximo con el kernel dado por la ecuación (16).

Así, para un campo cualquiera se determinará la distribución de dosis a 5 cm de profundidad como

$$D_{5\text{cm}}(x,y) = D_{\max(x,y)} \otimes k_D(x,y) \quad (16)$$

Los valores de los parámetros se ajustan de forma que se obtenga un acuerdo satisfactorio de la distribución de dosis medida a 5 cm de profundidad con la calculada a dicha profundidad según la ecuación (16) a

partir de la medida en el máximo, proyectada al mismo plano que la medida a 5 cm de profundidad. El grado de acuerdo se evalúa utilizando el índice gamma resultante de la comparación de ambas distribuciones.

## E. Verificación del modelo

Para verificar el modelo se han evaluado la dosis medida con cámara de ionización en el centro del campo frente a la determinada a partir del EPID para una serie de campos cuadrados y rectangulares: 5 cm × 5 cm, 10 cm × 10 cm, 20 cm × 20 cm, 20 cm × 20 cm con cuña virtual de 60°, 14 cm × 10 cm, 10 cm × 20 cm, 20 cm × 10 cm, 10 cm × 6 cm y 6 cm × 10 cm.

Asimismo, se han analizado distribuciones de dosis determinadas a través del sistema de dosimetría portal con la medida para diferentes campos abiertos. Estas distribuciones fueron medidas con diodo.

Por otra parte, se ha efectuado el mismo análisis con campos no homogéneos: campo 20 cm × 20 cm con cuña virtual de 60° y 11 campos de IMRT de varios casos clínicos. Los campos dinámicos de cuña virtual fueron medidos con el equipo PTW LA48 y 2D array Seven29, mientras que los campos de IMRT fueron medidos con el 2D array Seven29.

Las medidas realizadas se han comparado entre sí y con los cálculos realizados por el sistema de planificación empleando el índice gamma 2%, 2 mm.

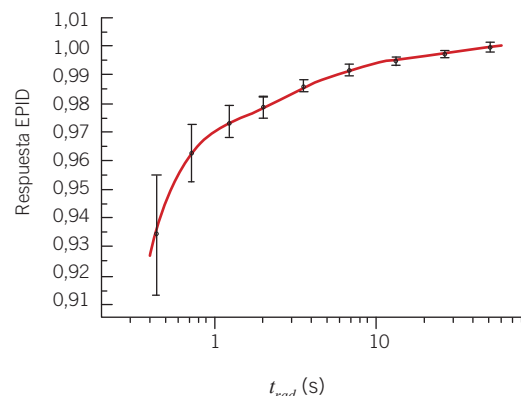
## Resultados y discusión

### Fenómenos de ghosting y persistencia de la imagen

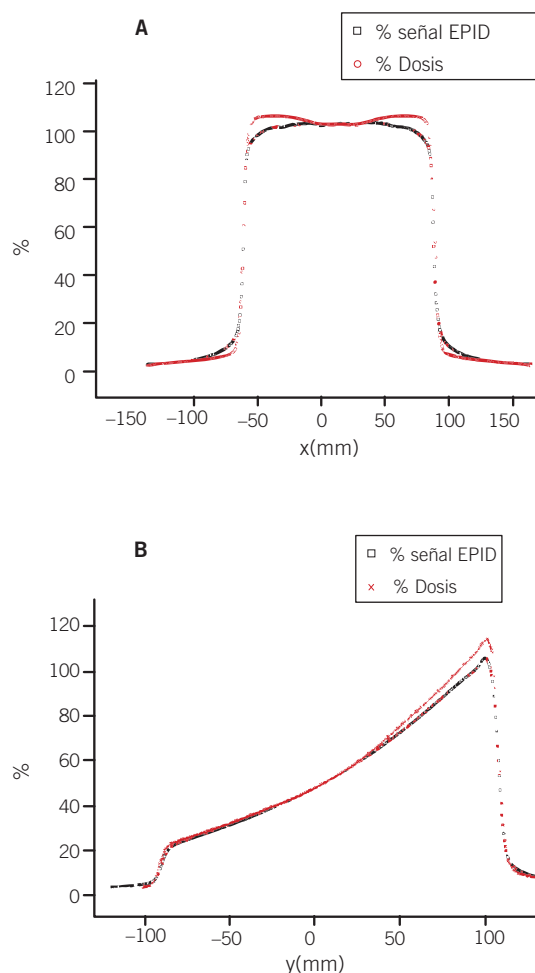
Los valores obtenidos del ajuste a la expresión (4), para la respuesta del EPID OptiVue 1000S al haz de 6 MV en tasa 300 UM/min fueron:

$A_1 = 0,030 \pm 0,002$ ,  $A_2 = 0,36 \pm 0,05$ ,  $A_3 = 0,0101 \pm 0,0019$  y  $r_1 = 0,45 \pm 0,04 \text{ s}^{-1}$ ,  $r_2 = 5,7 \pm 0,6 \text{ s}^{-1}$ ,  $r_3 = 0,052 \pm 0,012 \text{ s}^{-1}$ , véase la figura 1.

Respecto al fenómeno de persistencia de imagen debida a irradiaciones previas, se observó un incremento en la señal del EPID de un 0,8% para el campo 20 cm × 20 cm y 5 UM tras una irradiación previa de 400 UM con un campo de 5 cm × 5 cm, respecto al mismo campo 20 cm × 20 cm sin irradiación previa, en la zona irradiada por el 5 cm × 5 cm. Dada esta diferencia para un factor 80 en el número de unidades de monitor administradas, que supondría un 0,01% de dosis adicional por cada 100% de dosis previa, no se considerará corrección alguna para este efecto, pues, en general, los campos que se utilizan clínicamente consisten en segmentos con un solapamiento parcial de 3 ó 4 segmentos a lo sumo. Este valor es inferior al encontrado por otros autores para otros sistemas de imagen portal.



**Fig. 1.** Respuesta del EPID ( $G_{raw}/Dosis$ ) frente al tiempo que dura la irradiación y por tanto la adquisición de la imagen. Los valores de respuesta se han normalizado al valor más alto de señal.



**Fig. 2.** Perfiles de dosis y de señal del EPID para dos campos: a) campo abierto de 15 x 15 cm<sup>2</sup> y b) campo de 20 x 20 cm<sup>2</sup> con cuña virtual de 60°.

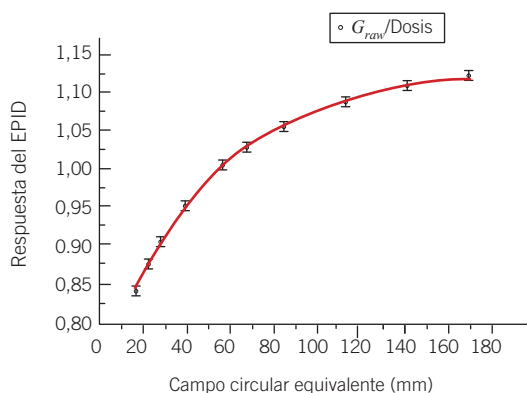
### Kernel de dispersión de la radiación en el EPID

En la figura 2 se ilustra la diferencia entre la distribución de señal de la imagen del EPID obtenida para un campo de 15 cm × 15 cm y la distribución de dosis para ese mismo campo medida a DFS=95 cm y 5 cm de profundidad. Asimismo se muestran ambas distribuciones para un campo 20 cm × 20 cm con una cuña virtual de 60°.

Como puede observarse, para que ambas distribuciones puedan llegar a ser comparables, se antoja necesario no sólo deshacer la corrección de uniformidad que introduce el software de adquisición, sino que deben tenerse en cuenta los fenómenos de dispersión de la radiación incidente en los diferentes componentes del EPID, así como de la luz generada en el silicio amorfo, antes de alcanzar la matriz de fotodiodos que la convierten en señal. Este fenómeno se manifiesta claramente en los hombros y en la primera parte de las colas de los perfiles de radiación y puede resultar importante en campos de IMRT en los que habrá segmentos superpuestos parcialmente o adyacentes.

En la figura 3 se representa la respuesta relativa del EPID, definida como el cociente del valor de señal de la imagen para un haz entre la dosis medida para ese mismo haz, en función del tamaño de campo, normalizada al valor del campo de 10 cm × 10 cm. Del ajuste de dichos puntos a la expresión (9) obtenemos como valores de los parámetros  $b=0,395\pm0,005$   $c=0,9795\pm0,0007$  mm<sup>-1</sup>.

Desde el punto de vista práctico, el valor importante es el del parámetro  $c$ . En cuanto al parámetro  $b$ , la forma del kernel dependerá solamente del valor relativo

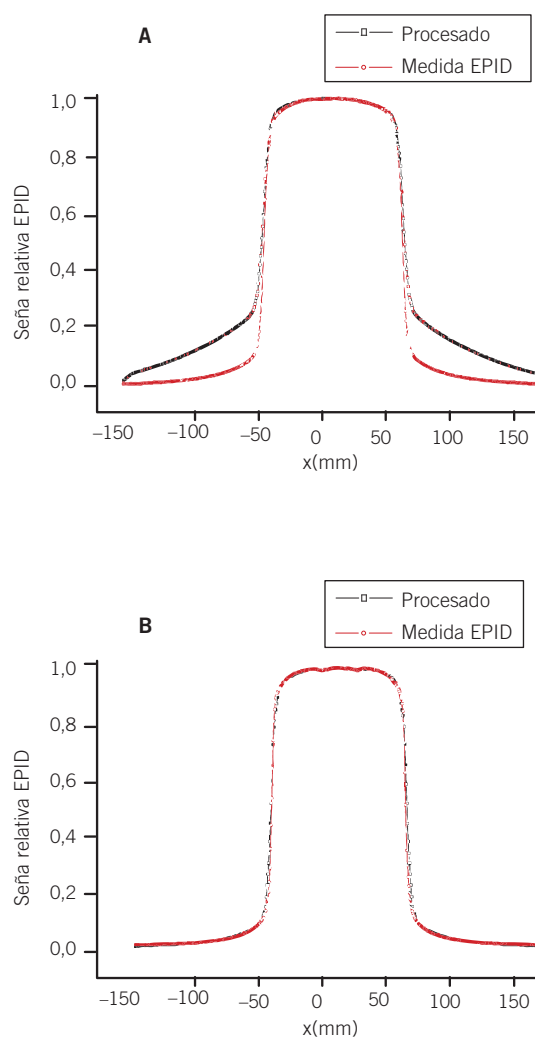


**Fig. 3.** Variación de la respuesta del EPID ( $G_{raw}/Dosis$ ) con el tamaño de campo de irradiación. El tamaño del mismo se expresa como el radio del campo circular equivalente de los campos cuadrados medidos, para realizar el ajuste de los parámetros del kernel de dispersión en el EPID según la ecuación (9).

a la altura de la delta discreta, cuyo valor debemos ajustar a posteriori.

En la figura 4.a se muestra la comparación de la señal del EPID frente a la convolución de la fluencia medida del campo de radiación con el kernel de dispersión según la ecuación (11) empleando los valores del ajuste anterior, para un campo de 10 cm × 10 cm. El valor de  $D$  en la ecuación (10) se ha fijado de manera que se obtenga el mismo gradiente de dosis en la penumbra del haz de radiación.

Como vemos, empleando estos valores se observa un acuerdo no del todo satisfactorio entre la imagen obtenida por el EPID y la convolución de distribución de dosis a la profundidad del máximo en agua del campo con el kernel de dispersión, véase la figura 4.a. Esto se debe a



**Fig. 4.** Señal del EPID frente a la convolución de la fluencia medida con el kernel de dispersión en el EPID en dos casos: a) valores obtenidos del ajuste de la ecuación (9). b) valores obtenidos minimizando la diferencia medida-cálculo observada en el caso a).

que a partir de la primer estimación del kernel de dispersión en el EPID no se conoce con precisión la matriz de corrección de uniformidad y a las suposiciones empleadas para la construcción del kernel, a saber: fluencia uniforme dentro del campo y nula fuera de él; las diferencias entre el ajuste de la expresión (9) a la variación de señal relativa en función del tamaño de campo.

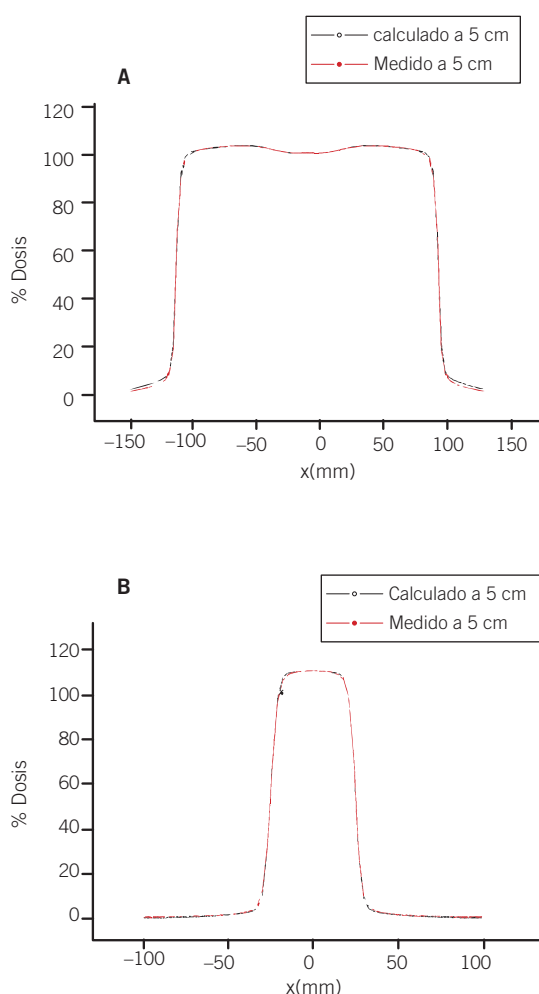
En la figura 4.b se repite la representación de la figura 4.a para los valores finales de éstos parámetros, que son  $D=150\pm5$   $b=0,395\pm0,005$   $c=0,941\pm0,005$   $\text{mm}^{-1}$ .

Así a partir del ajuste de la respuesta del EPID en función del tamaño de campo a una función, véase la figura 3, puede obtenerse una expresión analítica para el kernel de dispersión de la radiación en el EPID. En

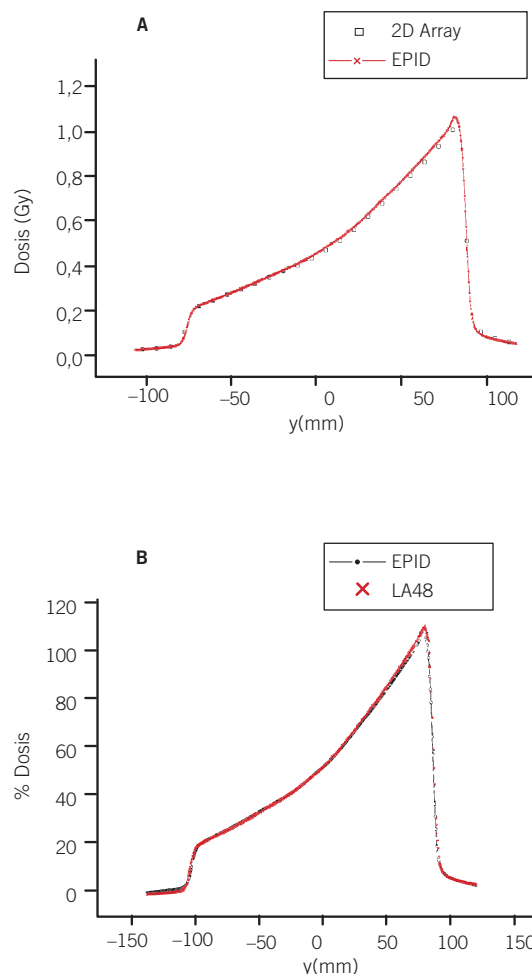
nuestro caso dicha respuesta puede ajustarse de forma satisfactoria con la ecuación (9), aunque podría escogerse otra función para otros EPIDs.

### Corrección de uniformidad

Como ya se ha explicado, al realizar la determinación de la matriz de uniformidad, ésta debe hacerse al mismo tiempo que se determina los valores finales de los parámetros del kernel de convolución del sistema de imagen. Por ello se ha determinado de forma iterativa, en tres pasos. Estas tres iteraciones son suficientes para los valores de tolerancias exigidos en la zonas interna del haz, penumbras y zona externa del campo de radiación, véase la figura 4b.



**Fig. 5.** Distribución de dosis medida a 5 cm de profundidad frente a la calculada en el mismo plano a partir de la proyección en el mismo plano de la convolución de la medida a la profundidad del máximo con el kernel de deposición de dosis determinado de forma experimental: a) campo de 20 cm x 20 cm y b) campo de 10 cm x 10 cm.



**Fig. 6.** Campo 20 cm x 20 cm con cuña virtual de 60° medido con el EPID y procesado según la ecuación (1) frente a la medida con a) 2D Array Seven29 y b) LA48.

**Tabla 1.** Porcentaje de puntos con  $\gamma < 1$  para la comparación de distribuciones de dosis medidas a 5 cm de profundidad frente a las calculadas a partir de la convolución de la medida a la profundidad del máximo de 6 MV con el kernel de deposición de dosis dado por la ecuación (14)

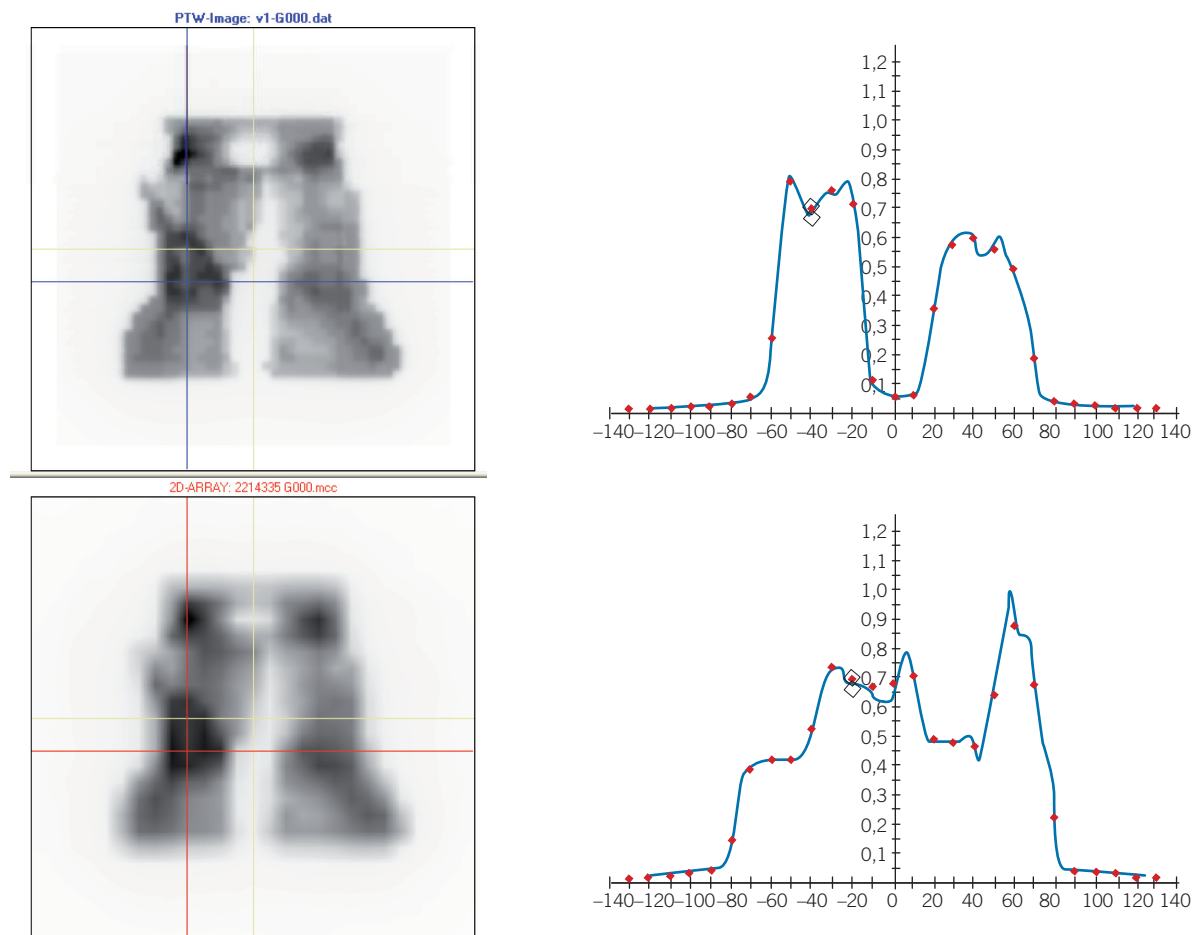
| Campo         | 1% - 1 mm | 1,5% - 1mm | 1,5% - 1,5 mm | 2% - 2 mm |
|---------------|-----------|------------|---------------|-----------|
| 5 cm x 5 cm   | 88,5%     | 93,8%      | 97,7%         | 99,9%     |
| 15 cm x 15 cm | 96%       | 97,7%      | 99,7%         | 100%      |
| 20 cm x 20 cm | 97,7%     | 98,2%      | 99,3%         | 99,6%     |

### Kernel de deposición de dosis

Mediante la evaluación de hombros, colas y penumbras de los perfiles se ajustan los valores de los parámetros del kernel de deposición de dosis dado por la ecuación (15). Los valores finales son:  $m_1 = 0,48 \pm 0,03$ ,  $m_2 = (8,0 \pm 1,0) \cdot 10^{-6}$ ,  $m_3 = (7,1 \pm 1,0) \cdot 10^{-7}$ ,  $s_1 = (5,5 \pm 0,2) \cdot 10^{-3}$  cm,  $s_2 = 4,0 \pm 0,3$  cm,  $s_3 = 11,4 \pm 1,3$  cm y  $D = 0,2 \pm 0,03$ .

En la figura 5 pueden verse superpuestas distribuciones de dosis medidas a 5 cm de profundidad y DFS = 95 cm frente a las calculadas en esas condiciones a partir de las medidas a la profundidad del máximo convolucionadas con el kernel de deposición de dosis.

En la tabla 1 se presentan el porcentaje de puntos con  $\gamma < 1$  resultante de la comparación de perfiles medidos a 5 cm de profundidad con los calculados en ese mismo plano a partir del kernel de deposición de dosis para varios tamaños de campo y varios criterios de comparación.



**Fig. 7.** Distribución de dosis medida con el EPID (azul) frente a la distribución de dosis medida con el 2D Array Seven29 (puntos en rojo).

## Verificación del modelo

La diferencia entre dosis medida con cámara de ionización y la determinada a partir del sistema de imagen portal para campos abiertos es de  $-0,3 \pm 0,9\%$ . La máxima diferencia observada es de un 1,5% para el campo de 20 cm  $\times$  20 cm con cuña dinámica de 60°.

En la figura 6 se puede ver la comparación de perfiles a 5 cm de profundidad para un campo de 20 cm  $\times$  20 cm con cuña dinámica de 60°, medidos con 2D Array Seven29 y con LA 48, frente al determinado a partir de la adquisición del mismo campo con el sistema de imagen portal y procesándola según el algoritmo definido por la ecuación (1).

Por otra parte, en la figura 7 se puede observar un ejemplo de comparación de un campo de tratamiento de IMRT medido con 2D array Seven29 frente al medido con el EPID.

Se ha evaluado para una muestra de 15 campos de IMRT, correspondientes a varios casos clínicos, el porcentaje de puntos que cumplen  $\gamma < 1$  empleado dos criterios de comparación. El  $91,0 \pm 3\%$  de los puntos cumplen el criterio 2%, 2 mm, mientras que empleando el criterio 3%, 3 mm se tiene que el  $97,4 \pm 1,5\%$  de los puntos cumple  $\gamma < 1$ .

## Conclusiones

Se ha presentado un método para procesar las imágenes obtenidas con el sistema de imagen portal OptiVue 1000S de campos de tratamiento, con el objetivo de convertirlas en distribuciones de dosis en un plano perpendicular al eje del haz a 5 cm de profundidad en un maniquí homogéneo de densidad equivalente a agua para un haz de 6 MV.

La caracterización de las propiedades de dispersión del EPID puede llevarse a cabo de forma sencilla a través de la medida de una serie de campos. Así, a partir del método propuesto y las medidas descritas, puede construirse un modelo analítico que permite el procesamiento rápido de las imágenes obtenidas en formato DICOM con el software de adquisición de imágenes portales.

Este procesamiento, junto con la adquisición previa de la imagen de un campo de 10 cm  $\times$  10 cm, permite medir distribuciones de dosis absorbida en planos perpendiculares al haz de radiación con una elevada resolución espacial. Además, el montaje experimental es sencillo, pues tan sólo requiere girar el pedestal de la mesa de tratamiento a 90°/270° y desplegar el EPID. Esto nos permite medir para cualquier angulación de la unidad de tratamiento, al no colocar ninguna plancha metálica sobre el sistema de imagen, y situar el plano de medida lo más

cerca posible del foco de radiación, en nuestro caso 115 cm. De este modo se consigue la mayor área de detección posible, más de 30 cm  $\times$  30 cm, pues la unidad de tratamiento no permite irradiar el EPID con campos más extensos que el tamaño del sistema de imagen, al mismo tiempo que se aumenta la relación señal-ruido del sistema de imagen.

Los valores de los parámetros de los kernel de dispersión en el EPID y de deposición de dosis del modelo analítico propuesto se han optimizado para trabajar en un espacio discreto con una frecuencia de muestreo espacial de 1 mm.

El alto grado de acuerdo entre las distribuciones medidas con el EPID y con otros detectores permite aseverar que se trata de un sistema de dosimetría con exactitud y precisión suficientes para la medida de campos de IMRT. Estas características unidas a la elevada resolución espacial del sistema, a la sencillez del montaje experimental y a la rapidez del procesamiento de las imágenes obtenidas, lo convierten en un método muy recomendable en la verificación de tratamientos de IMRT.

Queremos resaltar que el modelo propuesto se ha optimizado para el procesamiento de campos de IMRT estática. No obstante, también se han medido y evaluado campos dinámicos, como es el caso de los campos con cuña virtual, que son en los que se observan mayores diferencias en dosis absorbida, concretamente un 1,5% para un campo 20 cm  $\times$  20 cm con cuña dinámica de 60°. Dadas las características de la unidad de tratamiento empleada no se ha podido verificar campos de IMRT dinámica, aunque el modelo podría ser extrapolable.

Por otra parte, queremos señalar que no se ha observado un deterioro significativo en el EPID como consecuencia de su irradiación. Enmarcadas en el programa de garantía de calidad de nuestro centro, se adquieren, con periodicidad mensual, las matrices de corrección de uniformidad y de píxeles muertos del sistema de imagen portal. No se ha observado un significativo aumento del número de píxeles muertos a lo largo de los más de tres años y medio de uso del equipo. No obstante, su uso para dosimetría es bastante más reciente y no es muy intensivo.

Por último, queremos mencionar cómo los fabricantes han conseguido mejorar la construcción de los sistemas de imagen para reducir los fenómenos de ghosting y de persistencia de señal debida a irradiaciones previas. Para los tiempos de irradiación habituales en situaciones clínicas, el factor de corrección por ghosting, evaluado a partir de la ecuación (3), es prácticamente la unidad, mientras que la latencia de irradiaciones previas se ha estimado del orden del 0,01%.

## Bibliografía

1. Renner WD, Sarfaraz M, Earl MA, Yu CX. 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;3:2089-115.
2. Wang X, , Spirou S, LoSasso T, Stein J, Chui CS, Mohan B. Dosimetric verification of intensity-modulated fields. *Med Phys* 1996;5:317-27.
3. Herman MG, Kruse JJ, Hagness CR. Guide to clinical use of electronic portal imaging. *J Appl Clin Med Phys* 2000;1:38-57.
4. Renner WD, Sarfaraz M, Earl MA, Yu CX. A dose delivery verification method for conventional and intensity-modulated radiation therapy using measured field fluence distributions. *Med Phys* 2003;11:2996-3005.
5. Dogan N, Leybovich LB, Sethi A. Comparative evaluation of Kodak EDR2 and XV2 films for verification of intensity modulated radiation therapy. *Phys Med Biol* 2002;22:4121-30.
6. Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidlein CR, Kirov AS. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005;32:2245-53.
7. Kirby MC, Williams PC. The use of an electronic portal imaging device for exit dosimetry and quality control measurements. *Int J Radiat Oncol Biol* 1995;31:593-603.
8. Nijsten SM, Minken AW, Lambin P, Bruinvis IA. Verification of treatment parameter transfer by means of electronic portal dosimetry. *Med Phys* 2004;31:341-7.
9. Talamonti C, Casati M, Bucciolini M. Pretreatment verification of IMRT absolute dose distributions using a commercial a-Si EPID. *Med Phys* 2006;33:4367-78.
10. Nijsten SM, van Elmpt WJ, Jacobs M, Mijnheer BJ, Dekker AL, Lambin P, et al. A global calibration model for a-Si EPIDs used for transit dosimetry. *Med Phys* 2007;34:3872-84.
11. Siewerdsen JH, Jaffray DA. A ghost story: Spatio-temporal response characteristics of an indirect-detection flat-panel imager. *Med Phys* 1999;26:1624-41.
12. McDermott L, et al. Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* 2004;31:285-95.
13. McDermott LN, Louwe RJ, Sonke JJ, van Herk MB, Mijnheer BJ. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID. *Med Phys* 2005;32:3095-105.
14. McCurdy BM, Luchka K, Pistorius S. Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* 2001;28:911-24.
15. Van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. 2008;88:289-309.
16. McCurdy Bm, Pistorius S. A two-step algorithm for predicting portal dose images in arbitrary detectors. *Med Phys* 2000;27:2109-16.
17. Vieira SC, Dirkx ML, Pasma KL, Heijmen BJ. Fast and accurate leaf verification for dynamic multileaf collimation using an electronic portal imaging device. *Med Phys* 2002;29:2034-40.
18. Partridge M, Evans PM, van Herk M, Ploeger LS, Budgell GJ, James HV. Leaf position verification during dynamic beam delivery: A comparison of three applications using electronic portal imaging. *Med Phys* 2000;27:1601-09.
19. Partridge M, Evans PM, Mosleh-Shirazi A, Convery D. Independent verification using portal imaging of intensity-modulated beam delivery by the dynamic MLC technique. *Med Phys* 1998;25:1872-79.
20. Pasma KL, Kroonwijk M, Quint S, Visser AG, Heijmen BJ. Transit dosimetry with an electronic portal imaging device (EPID) for 115 prostate cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:1297-303.
21. Warkentin B, Steciw S, Rathee S, Fallone BG. Dosimetric IMRT verification with a flat-panel EPID. *Med Phys* 2003;30:3143-55.
22. Renner WD, Norton K, Holmes T. A method for deconvolution of integrated electronic portal images to obtain incident fluence for dose reconstruction. *J Appl Clin Med Phys*. 2005;6:22-39.
23. McCurdy BM, Pistorius S. Photon scatter in portal images: Physical characteristics of pencil beam kernels generated using EGS Monte Carlo code. *Med Phys* 2000;27:312-20.
24. Rogers D, Bielajew A. Monte Carlo techniques of electron and photon transport for radiation dosimetry. In: K. R. Kase, B. E. Bjarnagard, F. H. Attix, editors. *The Dosimetry of Ionizing Radiation*. 1 ed. Nueva York: Academic; 1999. Vol. III p. 427-539.
25. Yang Y, Xing L, Boyer AL, Song Y, Hu Y. A three-source model for the calculation of head scatter factors. *Med Phys* 2002;29:2024-33.