

Predicción de la imagen portal con un algoritmo de superposición en la verificación de tratamientos de IMRT

Prediction of the portal image with an algorithm of overlap in the verification of IMRT treatments

J Martínez Ortega, A Quintana Paz, J Medrano, M Ispizua

Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda.
C/ Manuel de Falla, 1. 28222 Majadahonda (Madrid).

Fecha de Recepción: 05/10/2010 - Fecha de Aceptación: 22/08/2011

En los tratamientos de intensidad modulada (IMRT) es necesario tener un programa de garantía de calidad que asegure que las dosis calculadas por el planificador corresponden con las dosis que finalmente recibe el paciente. Existen distintos instrumentos de verificación, como la película radiográfica, la radiocrómica, las matrices de detectores o los dispositivos de imagen portal (EPID).

El objeto del estudio es introducir un nuevo método de predicción de dosis basado en el algoritmo de superposición del planificador (CMS XiO), considerando el dispositivo de imagen portal como un maniquí de medida.

Siguiendo el procedimiento dado por el fabricante, los EPID de silicio amorfo de dos aceleradores Varian 21EX fueron calibrados de modo que los valores de píxel obtenidos puedan ser convertidos en valores de dosis.

Se adquirieron imágenes tomográficas (TC) de los EPID desmontados del brazo Exact-Arm. Usando estas imágenes, se calcularon los mapas de dosis sobre el plano de imagen del EPID con el algoritmo de superposición.

Las comparaciones realizadas por medio del índice gamma entre los mapas de dosis calculados y los adquiridos mediante el EPID, en los que se incluyen casos clínicos de próstata y cabeza y cuello, mostraron una buena concordancia.

El método propuesto utiliza el mismo modelado de la energía en el planificador, tanto en la predicción de dosis portal como en el plan de tratamiento.

Palabras clave: Dosimetría portal, IMRT, EPID, silicio amorfo.

A patient quality assurance program should be performed in IMRT treatments in order to check if computed dose matches to delivered dose. Many different devices for verification are used, such as radiographic film, radiochromic film, detector arrays or electrical portal imaging devices (EPID).

The aim of this study was to introduce a new portal dose prediction method based on a superposition algorithm available in a treatment planning system (CMS XiO), considering the EPID as a phantom.

Two Varian 21EX linacs equipped with amorphous silicon EPID were available. EPID were calibrated according to manufacturer's procedure, so that pixel number could be read as dose values.

The EPIDs were dismantled from the Exact-arm positioning device and CT images were taken. Using these CT slices, map doses were computed on the EPID imaging plane with superposition algorithm.

Some tests were made to compare computed dose maps versus portal dose images by gamma index evaluation, including prostate and head and neck IMRT cases, showing a good agreement.

In this method, the same energy model for the planning system was used both in the dose prediction and the treatment plan.

Key words: Portal dosimetry, IMRT, EPID, amorphous silicon.

Introducción

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) ha demostrado su superioridad terapéutica en múltiples localizaciones como próstata¹, cabeza y cuello o tumores ginecológicos², mostrando un mejor confinamiento de la dosis al PTV y minimizando las dosis absorbidas (en adelante, dosis) a los órganos de riesgo, permitiendo incluso una escalada de la dosis³.

Dada la complejidad de la técnica, es necesario disponer de herramientas de control de calidad específicas que permitan verificar la concordancia entre la dosis calculada por el planificador y la que finalmente recibe el paciente⁴.

Desde los inicios de la IMRT se ha consolidado como herramienta la dosimetría relativa con película radiográfica, a pesar de la sobrerrespuesta a bajas energías⁵.

Posteriormente, tras la sucesiva digitalización de los hospitales, muchos centros no pueden disponer de una reveladora, por lo que se ha recurrido a nuevas técnicas de control de calidad, siendo las más extendidas:

- Dosimetría con película radiocrómica⁶. En general, se han obtenido buenos resultados, comparables con la dosimetría radiográfica en muchos casos. Sin embargo, hay que esperar algunas horas para su auto-revelado. Además, presenta otros inconvenientes, tales como la introducción de artefactos debidos al escáner o el oscurecimiento progresivo post-irradiación.
- Verificación con matrices de detectores. El proceso es inmediato y se mide directamente dosis absoluta, aunque adolece de ciertas limitaciones por su baja resolución espacial.^{7,8}
- Dosimetría portal con silicio amorfo. Aunque ya se hicieron varios estudios en la década de los 90, ha sido en los últimos años cuando ha cobrado más protagonismo, gracias al desarrollo de métodos de calibración y de algoritmos de predicción^{13,14,15}. Esta herramienta dosimétrica ha sido objeto de estudio en este trabajo.

En la dosimetría portal con silicio amorfo se utiliza el dispositivo de imagen portal (*Electronical Portal Imaging Device*, EPID) para obtener una imagen del campo de tratamiento, de forma análoga a los métodos que emplean película radiográfica o radiocrómica. Si se ha realizado una calibración del dispositivo, la imagen obtenida se puede traducir a dosis.

Por otro lado, algunos planificadores disponen de un algoritmo específico para predecir qué mapa de dosis se va a registrar en el EPID, o bien se ha desarrollado un modelo específico para el EPID en un planificador convencional (Khan et al.¹⁶).

El control de calidad se realiza mediante la comparación de la predicción del planificador frente al mapa de dosis obtenido.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un método de predicción de la dosis obtenida en el EPID, calculando la dosis sobre las imágenes TC del dispositivo.

Material y métodos

En nuestra institución se dispone de dos aceleradores Clinac 21EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, California) dotados de sendos dispositivos Portal Vision de silicio amorfo, modelo aS1000, con licencia *high resolution* para alta resolución, lo que permite un tamaño de píxel en isocentro de 0,391 mm. La energía utilizada para IMRT es siempre 6 MV.

Las imágenes quedan recogidas por medio de la red ARIA v8.0 (Varian).

Para la predicción de la imagen se utiliza el planificador XiO v4.40 (Elekta CMS Software, Freiburg, Germany), utilizando una matriz de cálculo de 1 mm y el algoritmo de cálculo de superposición¹⁷, el cual es una adaptación del *collapsed cone*.

La comparación entre los mapas de dosis calculados por el planificador y los medidos por el EPID se realiza mediante el programa OmniPro IMRT v1.6 (IBA Dosimetry, Uppsala, Suecia).

Puesta en marcha de la técnica

Para habilitar la dosimetría portal, es necesario que la imagen obtenida se pueda convertir a dosis. La tasa de dosis utilizada fue de 400 UM/min, situando el plano de imagen del EPID a una distancia de 105 cm desde la fuente.

Se siguió el procedimiento dado por el fabricante, que consta de los siguientes pasos:

- **Adquisición de fondo (*dark field*)**. Consiste en realizar una adquisición de imagen sin radiación.
- **Calibración por uniformidad (*flood field*)**. Si el campo fuera uniforme, todos los píxeles deberían proporcionar la misma lectura. Se efectúa un disparo con un campo rectangular que cubra toda el área de imagen, generando así una corrección por uniformidad, que estará presente en todas las medidas.
- **Introducción de un perfil diagonal**. Sin embargo, el campo anterior no es exactamente uniforme. La presencia del filtro aplanador provoca que en la región central exista una ligera depresión, siendo más patente a menores profundidades. Por este motivo, se introduce un perfil diagonal de un campo 40 cm x 40 cm medido en agua en la profundidad del máximo y así se efectúa la corrección por uniformidad.
- **Calibración absoluta en dosis absorbida**. Se irradia el EPID con las unidades de monitor necesarias para depositar una dosis de 1 Gy en agua con un campo 10 cm x 10 cm y a la profundidad del máximo. La

unidad de dosis absorbida utilizada por Varian es la CU (*Calibrated Unit*), siendo en realidad una unidad arbitraria. Se pretende que $1\text{ CU}=1\text{ Gy}$, pero como se verá más adelante esto no siempre es así.

Con la finalidad de desarrollar una herramienta para realizar la predicción de la dosis en el EPID, se desmontó el chasis y se le realizaron una serie imágenes de TC (Toshiba Aquilion CT) (figura 1), las cuales se exportaron al planificador y se guardaron como un maniquí de medida.

Predicción de la dosis portal

En el planificador se reproduce el campo de tratamiento que se va a predecir. Se sitúa el plano de imagen a una distancia desde el foco de 105 cm, quedando la superficie de la carcasa a una distancia de 101,7 cm (figura 2).

Para un tratamiento completo de IMRT el cálculo deberá hacerse de forma individual para cada uno de los campos de tratamiento. Con la licencia de alta resolución esta distancia es suficiente, pero si no se dispone de ella, se puede incrementar la distancia hasta los 140 cm, de modo que la imagen proyectada sobre el EPID sea mayor.

Aunque las imágenes portales se toman con las angulaciones del brazo reales para tener en cuenta el efecto de la gravedad sobre el MLC, en la predicción del planificador se sitúan los ángulos de todos los campos a 0° (IEC1217). La razón es que las imágenes de TC son fijas, pero en la sala de tratamiento todos los haces son perpendiculares al plano de imagen del EPID.

Se calcula con el algoritmo de superposición y una matriz de cálculo de 1 mm y se exporta el plano coronal a OmniPro IMRT.

Para poder capturar las imágenes en el EPID durante la irradiación es imprescindible habilitar en ARIA el modo de imagen integrada. Una vez que el tratamiento ha finalizado, las imágenes son guardadas automáticamente en ARIA.

Análisis de las imágenes

Se exportan las imágenes adquiridas a OmniPro IMRT, donde se realiza la comparación mediante el análisis del índice gamma¹⁸.

Dado que la obtención de las imágenes del EPID se lleva a cabo con distintas angulaciones del brazo, se produce un ligero descolgamiento del EPID, que deberá compensarse para cada una de las angulaciones de brazo utilizadas.

Los valores de píxel de las imágenes portales, una vez realizado el procedimiento de calibración que describe el fabricante, tienen unidades de dosis CU

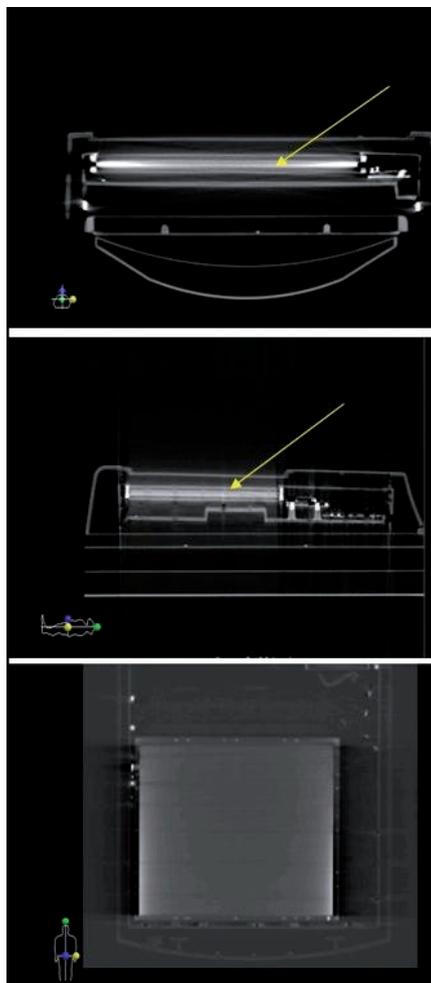


Fig. 1. Imagen de TC del EPID. La flecha señala la situación del plano de imagen.

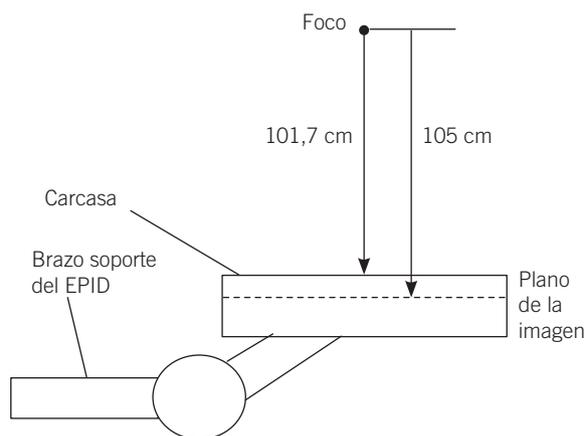


Fig. 2. Representación esquemática de la localización del plano de imagen en el EPID.

(*Calibrated Units*). A la hora de importar estas imágenes, OmniPro IMRT convierte las CU a porcentajes, de modo que 1 CU=100%.

Asimismo, al plano de dosis calculado se le asignan las unidades relativas de manera que 1 Gy=100%, de lo que se deduciría que 1 CU=1 Gy, precisamente el mismo valor que se empleó durante el procedimiento de calibración del EPID.

Sin embargo, el EPID se ve influenciado por factores¹⁹ tales como el tamaño de campo o la imagen residual (*ghosting*), por lo que la equivalencia entre CU y Gy no se cumple, pudiendo aparecer discrepancias si se comparan las dosis directamente.

Por otro lado, de la definición de la función gamma:

$$\gamma(r_m) = \min \{ \Gamma(r_m, r_c) \}, \forall r_c \quad (1)$$

donde

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{|r_c - r_m|^2}{\Delta d_M^2} + \frac{[D_c(r_c) - D_m(r_c)]^2}{\Delta D_M^2}} \quad (2)$$

siendo r_m la posición del punto de medida respecto del origen, r_c la posición del punto de cálculo respecto del punto de medida. D_c y D_m son la dosis calculada y la dosis medida en un determinado punto, respectivamente, y Δd_M y ΔD_M representan los umbrales de diferencia en distancia y dosis, respectivamente, por encima de los cuales no se supera el criterio. Se han empleado como valores $\Delta d_M=3$ mm y $\Delta D_M=3\%$.

De la ecuación (2) se deduce que el cociente

$$\frac{D_c(r_c) - D_m(r_c)}{\Delta D_M} \quad (3)$$

determina si se supera el criterio en dosis, por lo que tanto la diferencia $D_c(r_c)-D_m(r_c)$ como el umbral ΔD_M deberán expresarse en las mismas unidades. Esta diferencia es la que determina si se supera el criterio gamma en dosis, por lo que la elección de la normalización es crítica.

Si se comparan directamente los valores de dosis de ambas matrices sin normalización, se puede llegar a realizar la comparación de manera errónea. Sea, por ejemplo un valor típico de un tratamiento de próstata en un punto dado $r_c=R$, tal que $D_c(R)=40$ cGy y supóngase que se obtiene por medio del EPID un valor $D_m(R)=0,38$ CU.

En este supuesto, las dosis son interpretadas por OmniPro IMRT como $D_c(R)=40\%$ y $D_m(R)=38\%$, lo que introducido en la ecuación (3), junto con un valor típico de $\Delta D_M=3\%$, produce un valor aproximado de 0,67. Es decir se superaría el criterio gamma para la dosis, ya que el cociente es inferior a

la unidad, para un punto en el cual la diferencia es superior a un 5% en dosis.

Por este motivo, dado que la información en dosis, como se ha explicado previamente, no es útil puesto que no se cumple la equivalencia entre CU y Gy, se normaliza cada una de las distribuciones, asignando el valor del 100% al máximo de cada una de las distribuciones.

Asimismo, el umbral que se ha empleado es el 10%, es decir quedan excluidos de la comparación todos aquellos puntos cuya dosis sea inferior al 10% respecto de la dosis máxima.

Se considera que se cumple el criterio gamma si $\gamma < 1$ para al menos el 95% de los puntos.

Cabe destacar que el método descrito permite hacer una comparación relativa de los mapas de fluencia entre la predicción proporcionada por el planificador y la dosis medida a través del EPID, por lo que para obtener una comparación de la dosis absoluta se debe realizar una medida con cámara de ionización en un maniquí de IMRT.

Con la finalidad de validar la técnica, se realizaron varias pruebas:

1. Irradiación de un campo 10 cm x 10 cm, con el que se comprueba que la corrección por uniformidad es aceptable y que la predicción de un campo sencillo no modulado es adecuada.
2. *Test de la silla* (Van Esch et al.²⁰), ya realizado durante la puesta en marcha de la técnica IMRT con película radiocrómica. Esta prueba proporciona información sobre el correcto modelado del MLC, en cuanto a velocidad de desplazamiento de las láminas, transmisión o modelado del efecto de láminas redondeadas.
3. Evaluación de la predicción con fluencias de campos de IMRT dinámicos sencillos (próstata) y complejos (cabeza y cuello) y comparación con película radiocrómica.

Resultados y discusión

Campo 10 cm x 10 cm

Se trata de un campo en el cual las láminas están totalmente retiradas, de modo que sólo se apreciará el efecto de los colimadores.

Los resultados (figura 3) muestran que los perfiles obtenidos en el eje X (en dirección transversal al eje brazo-mesa) se ajustan al perfil calculado con el planificador, a excepción de la zona que se encuentra bajo el colimador (figura 3c). Este hecho es una limitación ya conocida del planificador, que es coherente con el estado de refe-

rencia inicial del mismo y es debida a que en el modelado de la transmisión del colimador se ha de llegar a un compromiso para todas las profundidades. En la figura 5 se muestra un perfil de dosis a distancia fuente-superficie (DFS=100 cm) y en la profundidad del máximo (1,4 cm), tal y como se requiere en los datos de entrada del planificador. Dicho perfil se compara directamente con el que calcula el algoritmo en las mismas condiciones.

La discrepancia observada en la figura 3c se debe principalmente a esta limitación del planificador,

que introduce en torno a un 2% de diferencia. No obstante, en la figura 3c se observa algo menos de un 2% adicional, probablemente debido a los fenómenos de sobrerrespuesta mencionados por Khan¹⁶.

En el eje Y (figura 3d), se observa el mismo efecto, además de una falta de simetría en el perfil obtenido mediante el EPID. Este efecto también es conocido (Ko et al.²¹, Moore et al.²²) y es debido a la retrodispersión producida por el brazo soporte del EPID (figura 2). En principio, esta contribución se corrige en el proceso de

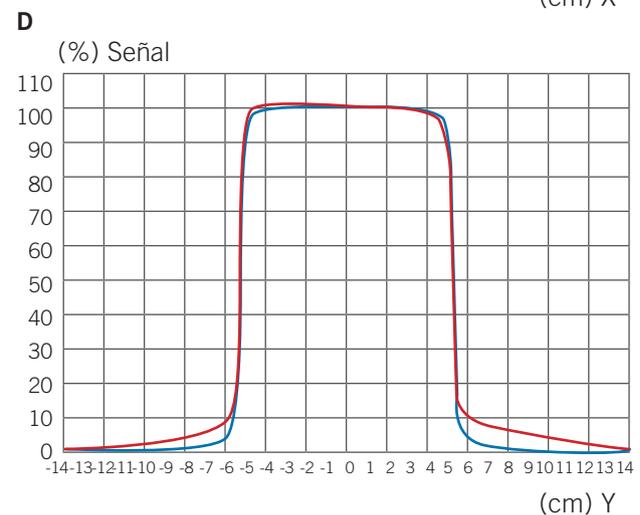
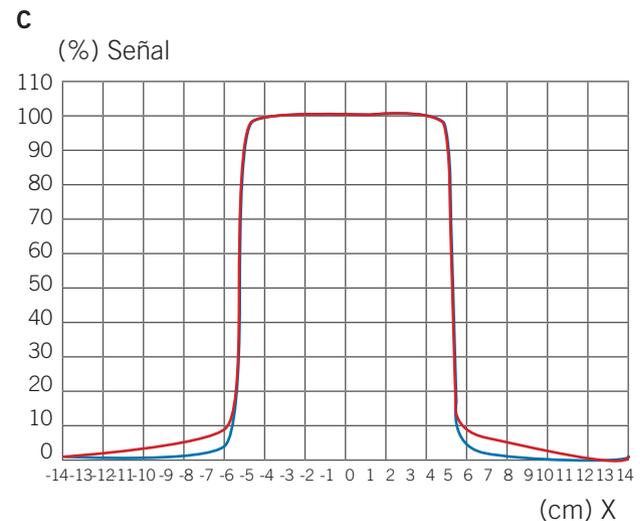
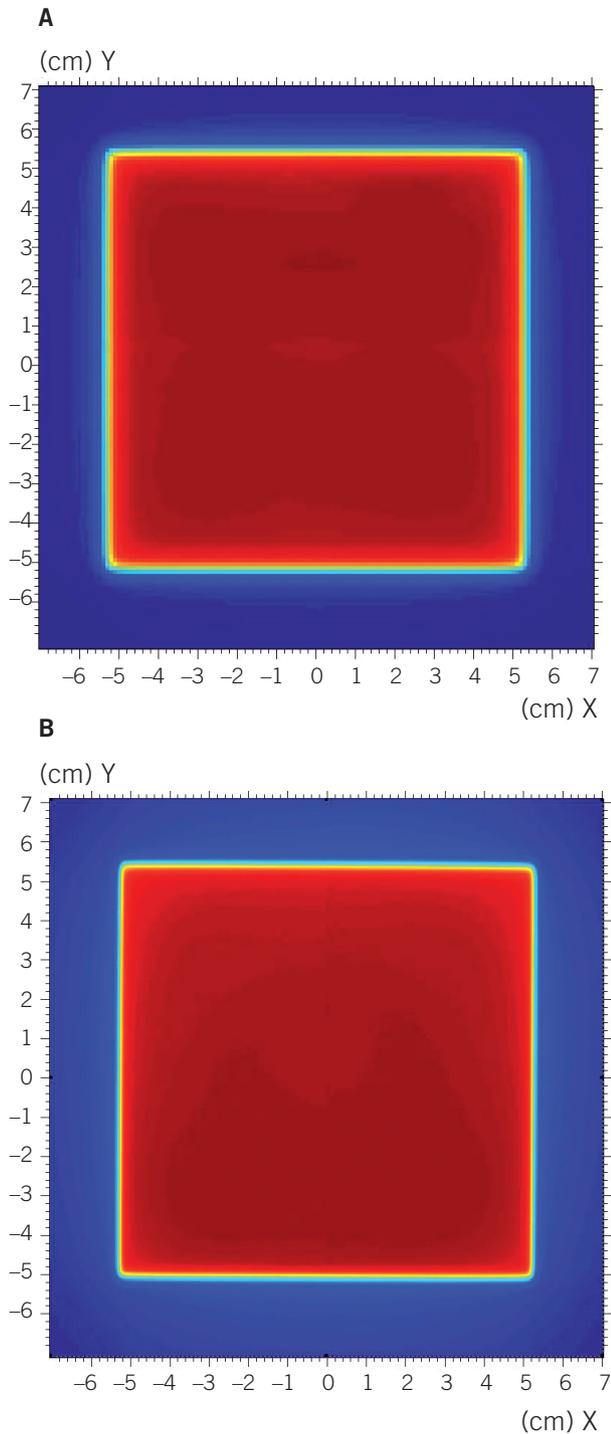


Fig. 3. Resultados obtenidos con un campo 10 cm x 10 cm con energía de 6 MV y distancia foco-plano de imagen 105 cm. (a) Imagen obtenida por medio del EPID. (b) Matriz de dosis obtenida por el planificador. (c) Perfil de dosis en el eje X, en el que se comparan ambas imágenes, la línea roja representa la imagen obtenida y la azul la predicción realizada por el planificador. (d) Perfil de dosis en el eje Y, en el que se aprecia una desviación de un 2,1% en la simetría del perfil, siendo la línea roja nuevamente la imagen obtenida mediante el EPID.

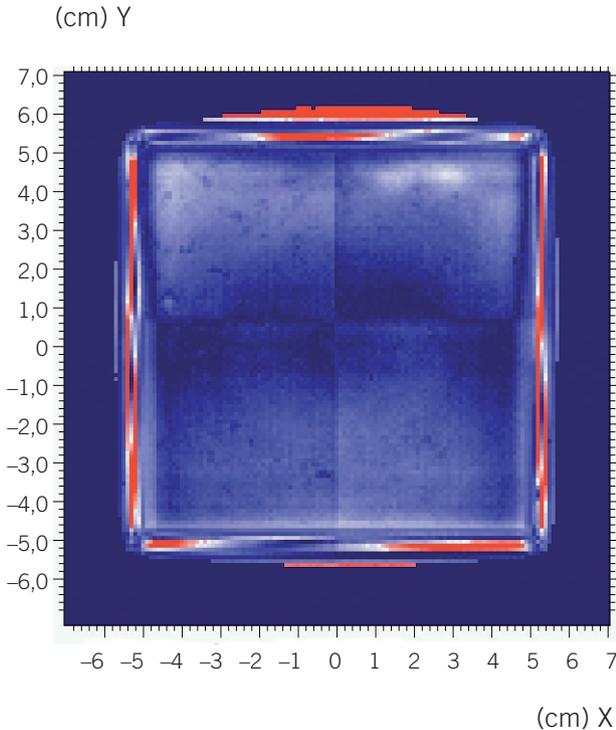


Fig. 4. Resultados obtenidos con un campo 10 cm x 10 cm con energía de 6MV y distancia foco-plano de imagen 105 cm. Imagen del índice gamma, con los parámetros 3%, 3 mm, superando el índice gamma el valor 1 en el 8,5% de los puntos en toda la imagen.

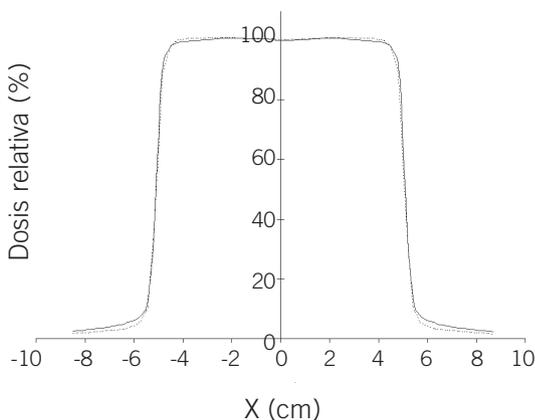


Fig. 5. Perfil de 6 MV a lo largo del eje X, con DFS = 100 cm y profundidad 1,4 cm (dmax) en agua. La línea continua representa los datos medidos y la línea discontinua el resultado del modelo de XiO.

calibración mediante la adquisición de un campo uniforme (*flood field*). Sin embargo, para campos que no ocupan toda la superficie del detector se produce una asimetría, presentando una dosis menor en la zona en que se encuentra el brazo soporte, correspondiente al eje Y+ en la figura 3d.

En efecto, al aplicar la corrección por uniformidad (*flood field*), se está asignando, independientemente del tamaño de campo, la corrección correspondiente al campo con que se realizó dicha calibración. Por otro lado, en campos en los que el área de soporte irradiada es menor, la contribución de la retrodispersión también será menor y, por tanto, se está sobrecorrigiendo la imagen en la dirección Y.

Tomando $\Delta d_M = 3$ mm y $\Delta D_M = 3\%$ y excluyendo todos aquellos valores con señal inferior al 10%, se obtiene que el 91,5% de los puntos de la imagen cumplen la condición $\gamma < 1$. Sin embargo, eligiendo una región de interés que excluye la zona bajo los colimadores, se obtiene un valor de 99,25% (figura 4).

Dado que en los aceleradores Varian los campos de IMRT quedan delimitados por las láminas, permaneciendo los colimadores fijos, la influencia de los colimadores sólo sería apreciable en el exterior del mapa de fluencia.

Test de la silla

En este caso se están teniendo en cuenta los movimientos de las láminas en una técnica dinámica de IMRT (*sliding window*). En la técnica empleada por Varian los colimadores permanecen fijos mientras se realizan los movimientos de las láminas. En esta prueba, cuyos resultados se muestran en la figura 6a, se obtiene que el 96,10% de los puntos cumple la condición $\gamma < 1$.

En las distintas zonas del campo de radiación se evalúan tanto la velocidad de las láminas como su transmisión, obteniendo por tanto una buena predicción de la imagen.

Al elegir el umbral del 10%, se están excluyendo los puntos bajo el colimador en el cálculo de γ . Si, por el contrario, se incluyen todos los puntos en el cálculo de γ seleccionando un umbral del 0% (figura 6b) la condición $\gamma < 1$ se cumple para el 85,05% de los puntos. En los perfiles de la figura 6a se observa una buena coincidencia en el valle provocado por el movimiento de las láminas y no en la zona exterior, donde están situados los colimadores.

Tratamiento dinámico de próstata

En la figura 7 se muestran los resultados obtenidos en un tratamiento típico de próstata con 5 campos. El criterio gamma, con $\Delta d_M = 3$ mm y $\Delta D_M = 3\%$ es superior al 97% para todos los campos de tratamiento (Tabla 1).

Tabla 1. Valores del índice gamma para una planificación de próstata IMRT, utilizando distintos parámetros.

CAMPO	3%, 3 mm	3%, 2 mm	2%, 3 mm	2%, 2 mm
Campo 1	97,89%	95,37%	95,53%	90,47%
Campo 2	98,69%	95,38%	97,45%	95,30%
Campo 3	97,92%	97,81%	98,14%	96,66%
Campo 4	99,22%	97,22%	98,41%	95,37%
Campo 5	98,47%	94,87%	95,94%	91,36%
Promedio	98,44%	96,13%	97,09%	93,83%

Tabla 2. Valores del índice gamma para una planificación de IMRT de cabeza y cuello, utilizando distintos parámetros.

CAMPO	3%, 3 mm	3%, 2 mm	2%, 3 mm	2%, 2 mm
001	98,58%	95,76%	95,55%	89,39%
002	98,37%	95,20%	97,28%	96,87%
003	99,32%	98,60%	96,51%	92,10%
004	99,16%	98,14%	97,26%	94,55%
005	98,62%	97,60%	97,15%	93,79%
006	99,78%	98,74%	97,14%	93,12%
007	96,11%	97,33%	97,41%	96,13%
008	99,24%	98,06%	97,67%	94,93%
009	97,81%	95,26%	93,26%	87,93%
010	99,31%	97,99%	97,83%	93,37%
011	99,70%	98,51%	96,78%	92,44%
012	98,27%	96,27%	96,42%	91,49%
013	99,11%	96,66%	94,58%	88,58%
014	98,83%	97,07%	94,74%	90,58%
015	98,10%	96,06%	95,43%	90,02%
016	99,72%	99,17%	97,79%	95,09%
017	99,51%	98,51%	98,01%	94,60%
018	98,58%	96,35%	94,09%	89,09%
019	98,43%	96,94%	96,27%	92,03%
020	99,18%	97,24%	95,42%	90,66%
Promedio	98,79%	97,27%	96,33%	92,34%

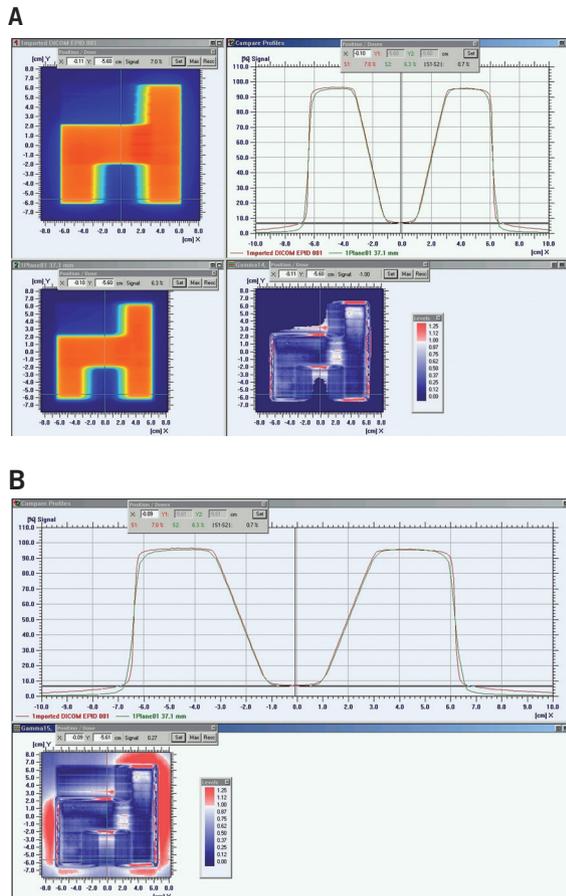


Fig. 6. Test de la silla. (a) con umbral del 10% para el cálculo de γ (b) sin umbral, todos los puntos están incluidos en el cálculo de γ .

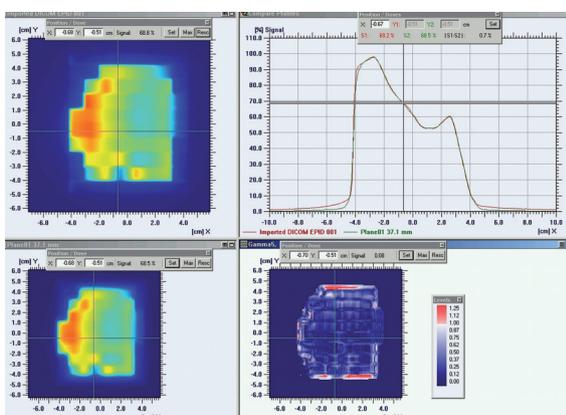


Fig. 7. Resultado obtenido en un campo de tratamiento IMRT de una próstata. En la imagen puede apreciarse: arriba a la izquierda la imagen adquirida con el EPID, arriba a la derecha un perfil en la dirección indicada en la imagen adquirida, abajo a la izquierda se encuentra el plano de dosis calculado con el planificador y, finalmente, abajo a la derecha se muestra el mapa γ de la comparación.

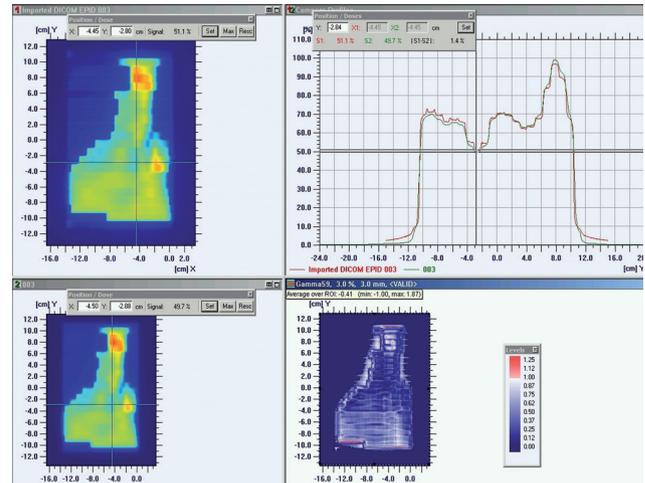


Fig. 8. Resultados obtenidos con el campo 003 en el que se muestra la imagen adquirida con el EPID (arriba a la izquierda), un perfil en el eje Y (arriba a la derecha), el plano de dosis calculado con el planificador (abajo a la izquierda) y, el mapa γ resultante de la comparación (abajo a la derecha). El eje Y está orientado con su sentido positivo hacia el brazo del EPID.

En la Tabla 1 se observa una buena coincidencia incluso restringiendo más el criterio con distintas combinaciones de $\Delta d_M=2$ y 3 mm y $\Delta D_M=2$ y 3%, superándose el 95% excepto cuando $\Delta d_M=2$ mm y $\Delta D_M=2\%$, en los cuales el valor es superior al 90%.

Tratamiento dinámico de cabeza y cuello

Por último, se tomó un tratamiento de cabeza y cuello, en el que los campos están más modulados que en la próstata y tienen un tamaño mayor. Se utilizó una técnica de 7 campos de radiación que, tras desdoblamiento, se convierten en 20 subcampos.

El desdoblamiento se produce en campos de radiación grandes, es decir, en aquellos cuya dimensión en la dirección de movimiento de las láminas es superior a unos 15 cm. La causa está en que los colimadores no siguen a las láminas en su movimiento, y en este tipo de campos implicaría que la electrónica y motores de las láminas estarían expuestos a la radiación, provocando una transmisión mucho mayor.

En la Tabla 2 nuevamente se observan valores superiores al 95% en todos los campos y para todas las combinaciones de $\Delta d_M=2$ y 3 mm y $\Delta D_M=2$ y 3%, excepto para $\Delta d_M=2$ mm y $\Delta D_M=2\%$, que se encuentran en valores superiores al 89%.

Adicionalmente, puede observarse en la figura 8 que en la dirección transversal al movimiento de las láminas (eje Y) la señal registrada es mayor que la calculada en la zona que está más hacia la mesa y es menor que la calculada en la zona más cercana al brazo del EPID. Este hecho, como se ha explicado anteriormente, se produce por el fenómeno de sobrecorrección (Ko et al.²¹, Moore et al.²²), debido a la retrodispersión producida por el soporte del brazo.

Profundidad efectiva del EPID

En los casos anteriormente expuestos, el sistema de planificación obtiene una profundidad efectiva equivalente a agua de 2,6 cm desde la carcasa del EPID hasta la profundidad física de 3,3 cm, correspondiente al plano imagen de la figura 2.

Este valor está próximo al valor de 3 cm de profundidad efectiva obtenido por Khan¹⁶ et al, también basado en un modelo empírico.

Conclusiones

Se ha diseñado un nuevo método de predicción de imágenes portales, cuya puesta en marcha no es compleja ni requiere nuevas herramientas.

Los métodos existentes emplean un algoritmo de cálculo específico, mientras que el método propuesto utiliza el mismo modelado de la energía en el sistema de planificación con el que se ha calculado el plan de tratamiento.

La dosimetría portal, además, presenta la ventaja de evaluar por separado cada uno de los mapas de dosis en las angulaciones reales de brazo que se van a ejecutar en el tratamiento. De este modo, se pueden evaluar adicionalmente problemas debidos al efecto de la gravedad en el MLC.

Los resultados obtenidos, basados en el análisis del índice gamma, indican un buen acuerdo entre el mapa de fluencia obtenido a través del EPID y el mapa calculado por medio del planificador.

El método propuesto es válido para el control de calidad y la práctica clínica, puesto que la imagen obtenida tiene valores de dosis, reduciendo el tiempo necesario para el procesado de las imágenes frente a los métodos basados en dosimetría con película radiográfica o radiocrómica.

Bibliografía

1. Zelefsky MJ, Levin EJ, Hunt M, Yamada M, Shippy AM, Jackson A et al. Incidence of late rectal and urinary toxicities after three-dimensional conformal radiotherapy and intensity-modulated radiotherapy for localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;70:1124-9.
2. Jhingran A. Potential Advantages of Intensity-Modulated Radiation Therapy in Gynecologic Malignancies. *Semin Radiat Oncol* 2006;16:144-51.
3. Cahlon O, Zelefsky MJ, Shippy A, Chan H, Fuks Z, Yamada Y et al. Ultra-high dose (86.4 Gy) IMRT for localized prostate cancer: toxicity and biochemical outcomes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:330-7.
4. Ezzell G, Galvin M, Low D, Palta R, Rosen I, Sharpe M et al. 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.
5. Ju SG, Ahn YC, Huh SJ, Yeo IJ. Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: Dosimetric evaluation. *Med Phys* 2002;29:351-5.
6. Niroomand-Rad A, Balckwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med Phys*. 1998;25:2093-115.
7. B. Dobler, N. Streck, E. Klein. Hybrid plan verification for intensity-modulated radiation therapy (IMRT) using the 2D ionization chamber array l'mRT Matrixx-a feasibility study. *Phys Med Biol* 2010;55:N39-55.
8. Sevillano Martínez D, García-Vicente F, Castro Tejero P. Implicaciones dosimétricas del aumento de la resolución de una matriz bidimensional de cámaras de ionización en la verificación de campos de IMRT. *Rev Fis Med* 2007;8:85. Resúmenes XVI Congreso Nacional de Física Médica.
9. McNutt TR, Mackie TR, Reckwerdt P, Papanikolaou N, Paliwal BR. Calculation of portal dose using the convolution/superposition method. *Med Phys* 2002;29:1847-58.
10. McNutt TR, Mackie TR, Reckwerdt P, Paliwal BR. Modeling dose distributions from portal dose images using the convolution/superposition method. *Med Phys* 1996;23:1381-92.
11. Pasma KL, Kroonwijk M, de Boer JC, Visser AG, Heijmen BJ. Accurate portal dose measurement with a fluoroscopic electronic portal imaging device (EPID) for open and wedged beams and dynamic multileaf collimation. *Phys Med Biol* 1998;43:2047-60.
12. Heijmen BJ, Pasma KL, Kroonwijk M, Althof VG, de Boer JC, Visser AG et al. Portal dose measurement using an electronic portal imaging device (EPID). *Phys Med Biol* 1995;40:1943-55.
13. Van Esch A, Depuydt T, Huyskens DP. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiation Oncol* 2004;71:223-34.
14. Chang J, Mageras GS, Ling CC. An iterative EPID calibration procedure for dosimetric verification that considers the EPID scattering factor. *Med Phys* 2001;28:2247-57.
15. Warkentin B, Steciw S, Rathee S, Fallone BG. Dosimetric IMRT verification with a flat-panel EPID. *Med Phys* 2003;30:3143-55.
16. Khan RFH, Ostapiak OZ, Szabo JJ. An empirical model of electronic portal image response implemented within a commercial treatment planning system for verification of intensity-modulated radiation therapy fields. *J App Clin Med Phys* 2008;9:135-50.

17. Miften M, Wiesmeyer M, Monthofer S, Krippner K. Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS RTP system. *Phys Med Biol* 2000;45:817-33.
18. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656-61.
19. Greer PB, Popescu CC. Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2003;30:1618-27.
20. Van Esch A, Bohsung J, Sorvari P, Tenhunen M, Paiusco M, Iori M et al. Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. *Radiother Oncol* 2002;65:53-70.
21. Ko L, Kim JO, Siebers JV. Investigation of the optimal backscatter for an aSi electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* 2004;49:1723-38.
22. Moore JA, Siebers JV. Verification of the optimal backscatter for an aSi electronic portal imaging device. *Phys Med Biol* 2005;50:2341-50.