

Modelado bidimensional de la falta de uniformidad de la respuesta del sistema escáner-película radiocrómica

Two-dimensional modeling for the non uniform response of scanner-radiochromic film systems

José Macías Jaén, Alejandro Bertolet Reina, Héctor Miras del Río, Jesús Carlos Moreno Reyes

Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Avda. Dr. Fedriani s/n. Sevilla.

Fecha de Recepción: 26/09/2018 - Fecha de Aceptación: 03/05/2019

La película radiocrómica es un detector ampliamente usado en la verificación de tratamientos en radioterapia. Para su lectura, se emplean escáneres que introducen artefactos espaciales. El propósito de este trabajo es caracterizar y corregir estos artefactos, apreciables no sólo en la dirección lateral, sino también en la dirección longitudinal. Para estudiar esto, se mide la distribución de dosis por unidad de monitor (UM) en un plano, a una profundidad de referencia, con la matriz de cámaras de ionización PTW729. Las distribuciones correspondientes a diferentes dosis se miden con películas radiocrómicas EBT3 de distintos lotes, cuyas lecturas se realizan mediante dos escáneres EPSON EXPRESSION 10000XL. Ajustando funciones polinómicas bidimensionales a las imágenes resultantes, modelamos el comportamiento del sistema escáner-película. Así, se emplea una familia de superficies para un rango de dosis, equivalente a densidad óptica (DO), para corregir estos artefactos. Se observa un patrón bidimensional consistente entre ambos escáneres y para todos los niveles de DO considerados. En las esquinas de la película, los artefactos en ambas direcciones se combinan de modo que la corrección bidimensional se hace necesaria. Este nuevo método se implementa en un programa de creación propia que permite su fácil instalación en otros hospitales.

Palabras clave: Dosimetría, películas radiocrómicas, escáner, inhomogeneidad, verificación.

Radiochromic films are increasingly used as a verification method for radiotherapy treatments. This work aims at characterizing and correcting the non-uniformity artifacts introduced by the scanner-radiochromic film system. We have found signs of an appreciable pattern not only at the lateral dimension but also along the other dimension. To study this, the dose distribution per monitor unit (MU) on a plane at a reference depth is measured by an ionization chamber array PTW 729. Corresponding distributions for different doses are measured with radiochromic films (EBT3) from distinct batches, whose reading is performed by using two scanners EPSON EXPRESSION 10000XL. By fitting 2D polynomial functions to the resulting images, we model the bidimensional behavior of scanner-radiochromic film system. Therefore, a family of surfaces for each color channel and for a range of considered doses, equivalently optical density (OD), is employed to correct the artifacts. A consistent two-dimensional pattern has been found for both scanners and all the studied ODs. On the film corner areas, both effects may join thus the combined correction becomes necessary. Consequently, a new two-dimensional correction method is proposed and built together with an in-house software for a quick setup in any institution.

Key words: Dosimetry, radiochromic films, scanner, nonuniformity, verification.

Introducción

La utilización de películas radiocrómicas para realizar verificaciones de tratamientos en Radioterapia es un procedimiento ampliamente extendido y, sin duda, es el sistema que presenta mejor resolución espacial.¹ Otras características bien conocidas de este tipo de películas son su escasa dependencia energética y su equivalencia práctica a tejido blando. Esto las hace adecuadas para medir dosis incluso en zonas de falta de equilibrio

electrónico y también de alto gradiente.^{2,3} Desde el punto de vista práctico, se hace necesario proceder de manera metódica para obtener la información dosimétrica con una incertidumbre tolerable (en torno a un 3% para el canal rojo, según Marroquin y cols⁴). Para ello, son diversos los factores a tener en cuenta. Por un lado, están los defectos y heterogeneidades en la fabricación y composición de la película y problemas generados por su manipulación. Y por otro lado, se encuentran los factores asociados al equipo digitali-

* Correspondencia
jose.macias.jaen@gmail.com

zador, un escáner de calidad fotográfica, como la falta de homogeneidad espacial, derivas, ruido electrónico y variaciones de densidad óptica no debidas a la dosis absorbida.⁵ En la literatura se recogen propuestas de correcciones adicionales al procedimiento desarrollado por Stevens,⁶ que abordan la falta de uniformidad de la propia película o del escáner⁷⁻⁹ y, en general, aumentan la complejidad del procesado.

En este artículo, se introduce una metodología para la corrección de la falta de homogeneidad del conjunto película-escáner. Durante el procedimiento dosimétrico, dicha corrección se aplicaría a las imágenes de las películas digitalizadas previamente a su análisis dosimétrico multicanal.^{10,11} En algunos trabajos la corrección por la falta de uniformidad se aborda a partir de un conjunto de perfiles laterales monodimensionales para cada canal de color y para distintos niveles de dosis. Estos perfiles se corresponden con diferentes alturas de la superficie del escáner, y se obtienen a partir de recortes de películas con los que se construye el equivalente a una película irradiada de forma uniforme.^{12,13} La magnitud de la distorsión por la falta de uniformidad del sistema "escáner-película" es función de la posición relativa de la película sobre el escáner, del modelo de película radiocrómica, del rango de DO que se pretenda estudiar y del canal de color, dando lugar a un incremento parabólico lateral en DO respecto del centro del escáner.¹² Debido a esta distorsión, aparecen errores inaceptables si no se corrigen los perfiles de dosis medidos para tamaños de campos que excedan 10 × 10 cm² aproximadamente.¹²

El método más directo para corregir la falta de uniformidad consiste en irradiar películas uniformemente, lo cual no es una tarea sencilla con las fuentes de radiación de las que se dispone en los servicios de radioterapia. Es por esto que gran parte de los métodos propuestos parten de pequeños recortes de películas radiocrómicas irradiados de manera uniforme y situados por toda el área sensible del escáner, obteniendo de esta forma el equivalente a una película irradiada uniformemente.¹³

En este trabajo se propone modelar la falta de uniformidad del sistema "escáner-película" a lo largo de toda la superficie que ocupa la película sobre el escáner. Para ello, se parte de imágenes de películas radiocrómicas sin recortar e irradiadas con un campo abierto de un haz clínico. Además, se caracteriza la heterogeneidad dosimétrica del acelerador con un detector matricial de cámaras de ionización.

Material y métodos

El sistema dosimétrico utilizado está constituido por películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 de dos lotes de fabricación diferentes suministradas por Ashland

Inc. Wayne, NJ. y dos escáneres modelo EPSON EXPRESSION 10000XL, recomendado por los suministradores de las películas. El rango de sensibilidad de estas películas es adecuado para su uso en radioterapia.¹⁴

Como fuente de radiación se ha utilizado un acelerador lineal Siemens modelo ONCOR. La distribución bidimensional de dosis con la que se han irradiado las películas, se ha medido en las mismas condiciones con el detector OCTAVIUS 729 de PTW-Freiburg, que contiene 729 cámaras de ionización dispuestas en forma matricial en un área de 26 cm × 26 cm con una separación de 1 cm entre cámaras.

Las herramientas informáticas para la caracterización de la falta de uniformidad del sistema escáner-película, y la corrección final resultante han sido implementadas en JGamma, un programa diseñado en el lenguaje multiplataforma Java y especialmente creado para el trabajo con imágenes en el ámbito del control de calidad en radioterapia. Esta aplicación ha sido desarrollada por los autores partiendo de otra aplicación en *Visual Basic*, UTOPIA (*Useful TOols for Pictures and Image Analysis*).¹⁵

Irradiación de películas radiocrómicas de caracterización del sistema

De un lote de películas, etiquetado como Lote 1 y cuyo número de serie es 08141802, se ha reservado una película sin irradiar. Otras cinco han sido irradiadas con un haz de fotones de 6 MV y 28 cm × 28 cm de tamaño de campo, siendo las dimensiones de las películas 20.3 cm × 25.4 cm, evitando así exponerlas a regiones de penumbra del haz, lo que disminuye las incertidumbres dosimétricas. Las películas se han dispuesto a 5 cm de profundidad en agua sólida de 30 cm de lado, con 10 cm de material retrodispersor y una distancia fuente superficie (DFS) de 95 cm. El número de unidades de monitor (UM) administradas a cada película se ha determinado de forma que las dosis en el centro del campo sean de 0, 50, 100, 300, 500 y 1000 cGy, respectivamente. Para ello, se determinó la dosis absorbida por UM midiendo con una cámara de ionización en las mismas condiciones.

Caracterización del campo de radiación utilizado

Las irradiaciones sobre el detector matricial se han realizado en las mismas condiciones que las utilizadas con las películas. La distribución bidimensional de dosis obtenida se normaliza al valor de la cámara central de la matriz.

Para el campo de radiación definido se han realizado dos exposiciones por cada una de las cuatro orientaciones cardinales de la matriz de cámaras (0°, 90°, 180° y 270° respecto al eje longitudinal de la mesa de tratamiento) con el objetivo de minimizar las posibles dependencias de las lecturas de algunas de las 729 cámaras. Así, se ha tomado como mapa real de dosis el promedio de la dosis registrada por las cámaras implicadas para cada punto del área de irradiación. Para eliminar anomalías estadísticas causadas por posibles defectos de cámaras concretas se aplicó el criterio estadístico de Chauvenet con un nivel umbral del 30%.¹⁶

Digitalización

El protocolo de digitalización que a continuación se describe, ha sido desarrollado y empleado recurrentemente en nuestra institución. Se utiliza un marco de posicionamiento para hacer coincidir el centro de la superficie del escáner con el centro de las películas. Para mejorar el contacto entre la superficie del escáner y la película se emplea una plancha de cristal de 2 mm de espesor que mejora la calidad de la digitalización de toda la superficie de la película en general y de la periferia en particular.¹⁷ Se elige la orientación que hace coincidir las dimensiones mayores de película y escáner. La adquisición se realiza en modo transmisión, con 16 bits por cada canal, una resolución de 75 puntos por pulgada, formato TIF y desactivando en el programa de digitalización utilizado, Adobe Scan versión 3.04S, todas las correcciones automáticas que afectan al rango de la señal digital producida por el escáner. Las películas se digitalizaron transcurrido el mismo lapso de tiempo desde su irradiación.

Para reducir el ruido estadístico asociado a la respuesta del escáner, se han realizado 5 escaneos consecutivos de cada película, obteniendo una imagen promedio a la que se aplica un filtro de mediana de orden 3 píxeles × 3 píxeles. De esta manera, se mitiga el efecto de variabilidad entre escaneos.

Curva de calibración

La calibración se realiza irradiando recortes en forma de tiras de una misma película con dosis conocidas. Estos recortes se escanean individualmente en el centro de cada uno de los dos escáneres analizados según el procedimiento descrito en el apartado anterior. A continuación, los valores medios de píxel correspondientes a un área centrada en la zona irradiada para cada uno de los tres canales de color (R: rojo, G: verde, B: Azul) son convertidos a DO según la expresión:¹⁸

$$DO = -\log_{10} \left(\frac{VP}{2^{16} - 1} \right) \quad (1)$$

donde *VP* es el valor del píxel. Para este trabajo se utiliza un modelo de percolación para la función de calibración como una relación entre dosis y *DO*, que proporciona una adecuada función de distribución para los tamaños de los polímeros.¹⁹

Caracterización de la falta de uniformidad del sistema película-escáner

Las imágenes de las películas completas irradiadas son convertidas a matrices de *DO* (una por cada canal de color) por medio de la ecuación (1). Para conseguir una imagen uniforme, deben corregirse dos efectos independientes: por un lado, la perturbación introducida durante el proceso de digitalización, que incluye la distorsión intrínseca del escáner y la debida a la heterogeneidad de la película, y por otro lado la debida a la heterogeneidad del campo de radiación. Este trabajo se centra en la obtención de una corrección para el primero de los factores, por lo que es preciso corregir previamente el segundo. Para ello, se parte de la matriz de dosis correspondiente, medida con la matriz bidimensional de cámaras de ionización, y se convierte a matrices o mapas de *DO* correspondientes a los distintos niveles de dosis considerados a través de la función de calibración inversa.

Para cada nivel de dosis y canal de color, se establece la respuesta del sistema película-escáner como el cociente entre los mapas de *DO* obtenidos para la película digitalizada y la matriz de cámaras de ionización:

$$\frac{\text{Respuesta}}{(\text{Nivel dosis, canal})} = \frac{DO_{\text{Digitalización}}(\text{Nivel dosis, canal})}{DO_{\text{Array}}(\text{Nivel dosis, canal})} \quad (2)$$

En este trabajo obtenemos una familia de 18 mapas respuesta para cada escáner según la ecuación (2) y se normalizan al centro de cada mapa. Cada punto (*x*, *y*, *z*) representa la falta de uniformidad producida por el sistema dosimétrico. Seguimos el siguiente convenio de notación: el eje "*X*" indica la dirección de avance de la lámpara (eje longitudinal), el eje "*Y*", la dirección paralela a la lámpara (eje lateral) y el eje "*Z*", el valor relativo de la falta de uniformidad. Es de destacar que los respectivos mapas de partida no tienen ni el mismo tamaño ni la misma resolución. No obstante, se hace coincidir sus centros espacialmente y se realizan interpolaciones espaciales siguiendo el modelo *spline*-cúbico para hacer coincidir mapas con diferente resolución y tamaño. Para facilitar el registro geométrico de las matrices, se corrigen los pequeños giros durante el proceso de digitalización de las películas. Además, se descarta una estrecha banda periférica de 5 píxeles de

ancho en las películas para evitar valores de píxel anómalos ocasionados por transmisión vacía en el escáner.

Con el fin de caracterizar la falta de uniformidad en la respuesta del sistema, se realizan ajustes por mínimos cuadrados a los mapas bidimensionales de *DO* obtenidos, empleando, para cada nivel de *DO* y canal de color, funciones polinómicas bidimensionales $z(x, y)$ de orden (i, j) en cada dimensión como funciones de ajuste:

$$z(x, y) = \sum_{i,j} a_{ij} \cdot x^i \cdot y^j \quad (3)$$

donde a_{ij} son los coeficientes de cada función polinómica. Este ajuste se lleva a cabo en MATLAB R2015a mediante el módulo *Curve Fitting*, obteniéndose resultados equivalentes a los obtenidos con JGamma.

Dependencia del modelo con el lote de fabricación elegido y con la heterogeneidad de las películas

En este apartado se estudia la influencia que, en el modelo propuesto, pueden tener diferencias en el lote de fabricación de las películas. Para ello, se irradia un conjunto de películas a 0, 50, 100, 300, 500 y 1000 cGy de un lote diferente al Lote 1, etiquetado como Lote 2 con número de serie 08151801 con los que obtener diferentes caracterizaciones. También se irradia otra película con una dosis de 200 cGy de este mismo lote, que no ha sido utilizada en el modelo.

Cabe cuestionarse sobre si el modelo es robusto respecto a la distribución de polímeros en las películas usadas. Para ello, cada una de las películas se escanea en cada una de las cuatro disposiciones posibles manteniendo la dimensión larga paralela a la dirección de avance de la lámpara. A cada una de ellas se aplica el mapa de dosis medido con el detector matricial con la correspondiente transformación geométrica. Así, se obtiene una superficie de corrección para cada orientación. Llamamos en este contexto caracterización media a la superficie resultante de promediar los valores de cada píxel de estas cuatro imágenes. Finalmente, para estudiar el efecto que los diferentes lotes tienen en el modelado, se comparan por una parte las matrices medias de corrección procedentes de ambos lotes, y por otro lado se estudia el impacto que, sobre una película no utilizada en las caracterizaciones, tiene la corrección media propuesta de sendos lotes. Como se estableció previamente, para mitigar la influencia de la variabilidad entre escaneos, varias digitalizaciones deben llevarse a cabo para cada orientación, de modo que el número final de escaneos necesarios se hace considerable. Por tanto,

la evaluación del impacto que tiene la distribución de material activo sobre la película permite justificar o no el aumento de complejidad y carga de trabajo que esto conlleva. Para ello, se comparan las correcciones producidas escaneando con una disposición aleatoria y con el promedio de las cuatro disposiciones consideradas.

Para estudiar la dependencia con la heterogeneidad de las películas, se analiza la variación entre las diferentes caracterizaciones del sistema obtenidas con las cuatro disposiciones posibles. Para ello se aplican a la película irradiada a 200 cGy del Lote 2 las cuatro caracterizaciones obtenidas con películas del Lote 1, obteniéndose cuatro imágenes corregidas de cuyo estudio estadístico se obtiene el coeficiente de variación.

Validación del modelo propuesto

Para estudiar la validez del modelo propuesto se compara la matriz de dosis del detector de cámaras de ionización con la matriz de dosis de una película, irradiada en las mismas condiciones que el detector matricial, corregida por el modelo propuesto. Dicha película no ha sido utilizada en la caracterización.

Resultados

Caracterización de la falta de uniformidad del sistema película-escáner

En la Fig. 1 se presenta la respuesta obtenida en ambos escáneres para el nivel de dosis 100 cGy del Lote 1, para el canal rojo, en *DO* normalizando al valor del centro del escáner (DO/DO_0). Valores negativos en el eje X indican desplazamiento en sentido opuesto a la lámpara, y valores negativos en el eje Y indican desplazamiento en sentido opuesto a la unión tapa-escáner. A efectos de nomenclatura, DO_0 es $DO(x = 0 \text{ mm}, y = 0 \text{ mm})$, la densidad óptica en el centro del escáner.

En la Fig. 2 se muestran superpuestos los perfiles centrados en los ejes lateral y longitudinal del mapa respuesta del sistema, obtenidos con los dos escáneres a estudio, para un canal y un nivel de dosis concretos, con el objetivo de estimar la importancia relativa de la corrección en cada dirección.

En las Figs. 3 y 4 se representan perfiles distanciados de los ejes centrales del mapa de respuesta del sistema.

En las Figs. 5 y 6 se muestran diferentes niveles de dosis en el canal rojo, para poder comparar si existe tendencia respecto a esta magnitud.

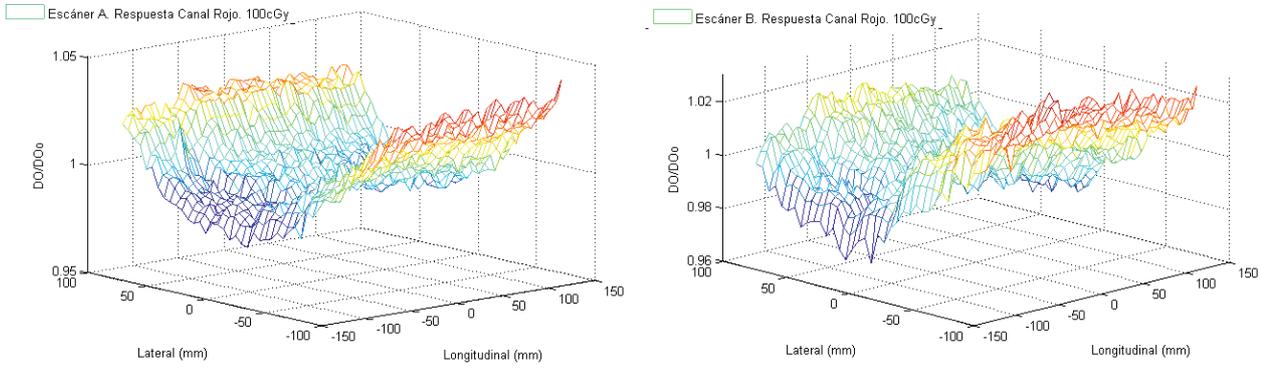


Fig. 1. Respuesta del sistema “escáner-película EBT3” (DO/DO_0) para el nivel de dosis de 100 cGy correspondiente al canal rojo. (a) Escáner “A” y (b) escáner “B”.

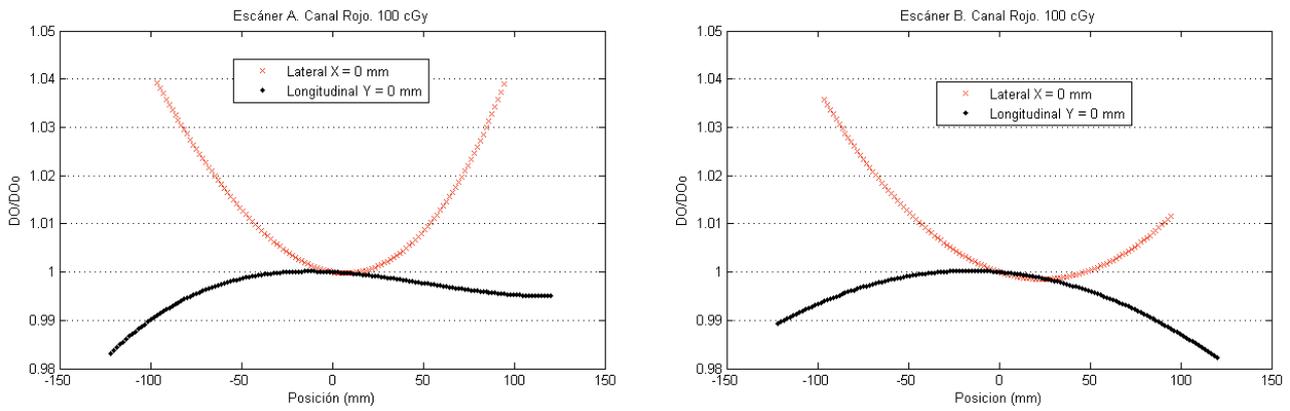


Fig. 2. Perfiles laterales centrales ($x = 0$ mm) y longitudinales centrales ($y = 0$ mm) de la respuesta del sistema (DO/DO_0) correspondiente al nivel de 100 cGy, canal rojo. (a) Escáner “A” y (b) escáner “B”.

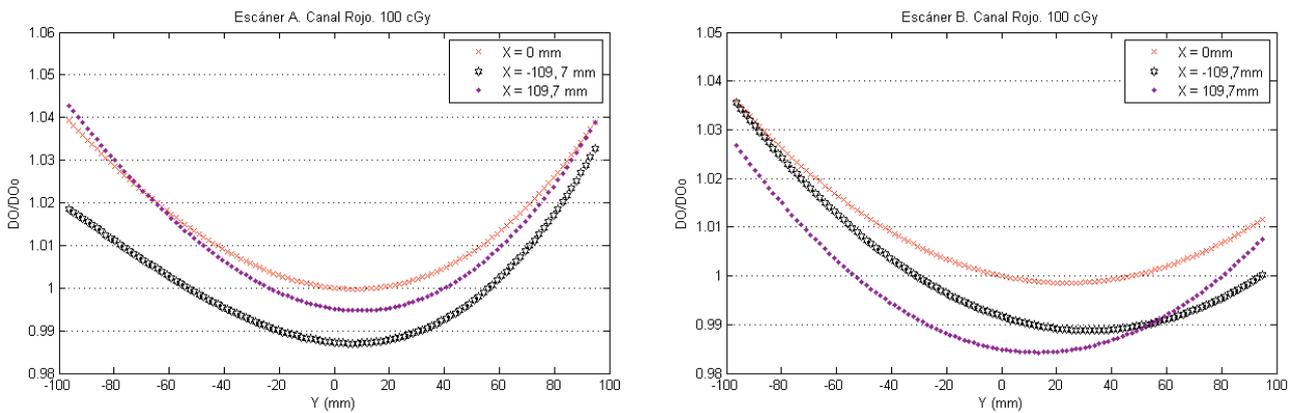


Fig. 3. Perfiles laterales de la respuesta de (a) el escáner “A” y (b) del escáner “B” (DO/DO_0) para $x = -109.7, 0$ y 109.7 mm para el nivel de dosis de 100 cGy en el canal rojo.

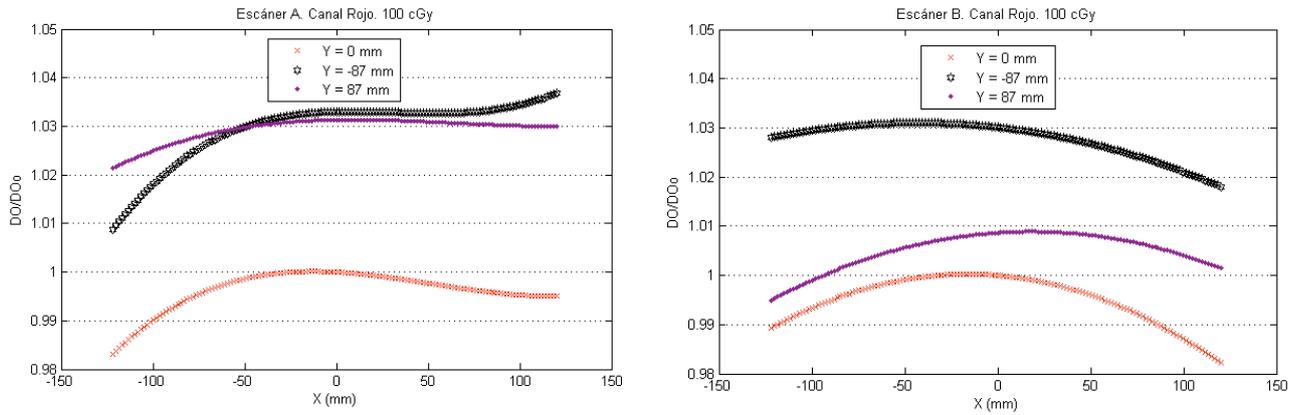


Fig. 4. Perfiles longitudinales de la respuesta de (a) el escáner "A" y (b) el escáner "B" (DO/DO_0) para $y = -87, 0$ y 87 mm para el nivel de dosis de 100 cGy en el canal rojo.

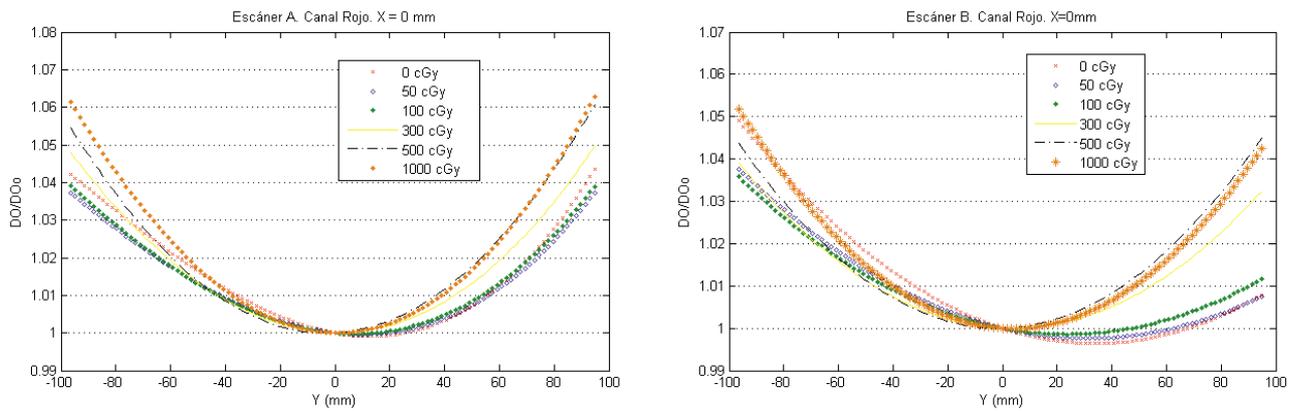


Fig. 5. Perfiles laterales centrales ($x = 0$ mm) de la respuesta de (a) el escáner "A" y (b) el escáner "B" (DO/DO_0) para el conjunto de niveles de dosis de 0 a 1000 cGy correspondientes al canal rojo.

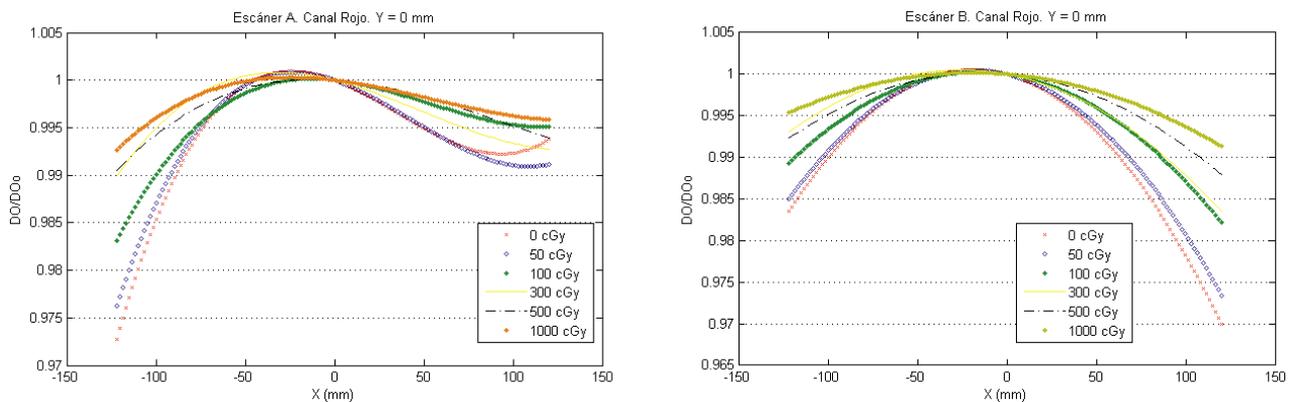


Fig. 6. Perfiles longitudinales centrales ($y = 0$ mm) de la respuesta de (a) el escáner "A" y (b) el escáner "B" (DO/DO_0) para el conjunto de niveles de dosis de 0 a 1000 cGy correspondientes al canal rojo.

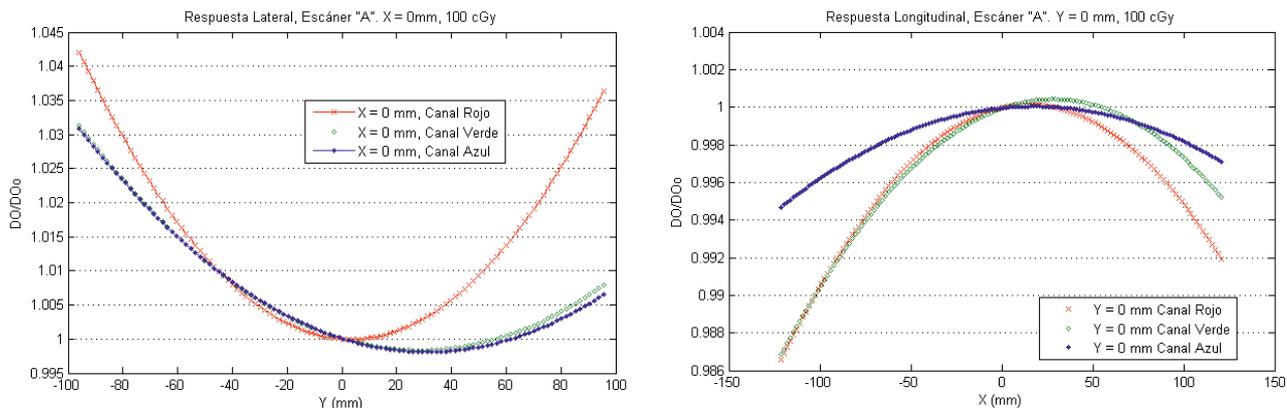


Fig. 7. Perfiles de la respuesta del sistema “A” para la muestra 100 cGy correspondientes a los diferentes canales de color. (a) Perfil lateral central y (b) perfil longitudinal central.

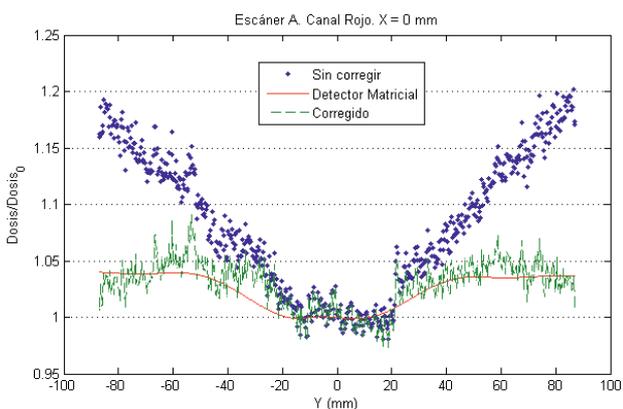


Fig. 8. Perfil lateral en dosis normalizada al valor central (Dosis/Dosis₀) del mapa correspondiente a la matriz de cámaras y a la película irradiada de caracterización del sistema de 100 cGy corregida y sin corregir por la falta de uniformidad. Corresponden al escáner “A” en el canal rojo. Perfil central (x = 0 mm). Sólo se aplica corrección por falta de uniformidad.

En la Fig. 7 se muestran ahora los dos perfiles centrales en los mapas respuesta correspondientes a los canales de un mismo nivel de dosis (100 cGy) para poder estimar el comportamiento de cada canal de color para el escáner “A”.

En la Fig. 8 se representan superpuestos los perfiles laterales de un mapa concreto (canal rojo del nivel de dosis 100 cGy) de la película sin corregir, del detector matricial de cámaras bidimensionales y de la película corregida para el escáner A, visualizándose el efecto de cada paso correspondiente del proceso.

Dependencia del modelo con el lote de fabricación de las películas

La Fig. 9 presenta el análisis gamma (2 cGy, 2 mm) para el canal rojo de una película irradiada a 200 cGy que no fue utilizada en ningún modelado, a la que se le han aplicado las caracterizaciones medias obtenidas de dos lotes de fabricación diferentes. La tasa de paso del análisis gamma para la imagen analizada es superior al 93%.

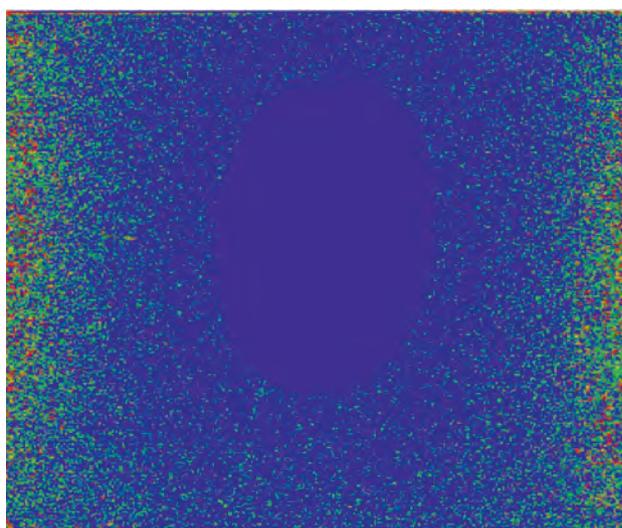


Fig. 9. Análisis gamma (2 cGy, 2 mm) correspondiente a una imagen del Lote 2, irradiada a 200 cGy no utilizada en ninguna caracterización del sistema, por un lado, con corrección media del Lote 1 y, por otro, con corrección media del Lote 2. El código de colores es el siguiente: azul (índice gamma menor a 0.5), verde (índice gamma mayor o igual a 0.5 y menor a 0.75), gris (índice gamma mayor o igual a 0.75 y menor a 1.0), amarillo (índice gamma mayor o igual a 1 y menor a 1.5) y rojo (índice gamma mayor o igual a 1.5).

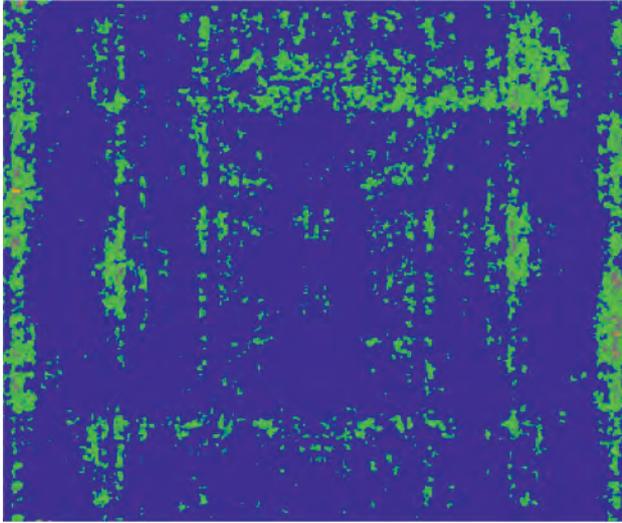


Fig. 10. Análisis gamma (2 cGy, 2 mm) correspondiente a la comparación de las matrices de corrección de 300 cGy de Lote 1 y Lote 2. El código de colores es el siguiente: azul (índice gamma menor a 0.5), verde (índice gamma mayor o igual a 0.5 y menor a 0.75), gris (índice gamma mayor o igual a 0.75 y menor a 1.0), amarillo (índice gamma mayor o igual a 1 y menor a 1.5) y rojo (índice gamma mayor o igual a 1.5).

A continuación, la Fig. 10 presenta el análisis gamma de las matrices de corrección de los dos lotes analizados, correspondiente a la dosis de 300 cGy en el canal rojo. Estas matrices están normalizadas al valor central en *DO*, asignándosele una

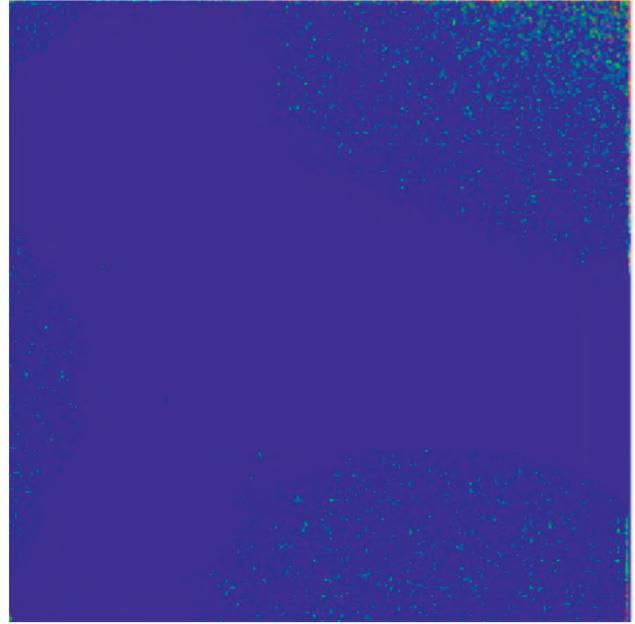


Fig. 11. Análisis gamma (2 cGy, 2 mm) correspondiente a dos disposiciones de una película de 200 cGy, no utilizada en la caracterización. El código de colores es el siguiente: azul (índice gamma menor a 0.5), verde (índice gamma mayor o igual a 0.5 y menor a 0.75), gris (índice gamma mayor o igual a 0.75 y menor a 1.0), amarillo (índice gamma mayor o igual a 1 y menor a 1.5) y rojo (índice gamma mayor o igual a 1.5).

curva de calibración para poder analizar un análisis gamma (2 cGy, 2 mm).

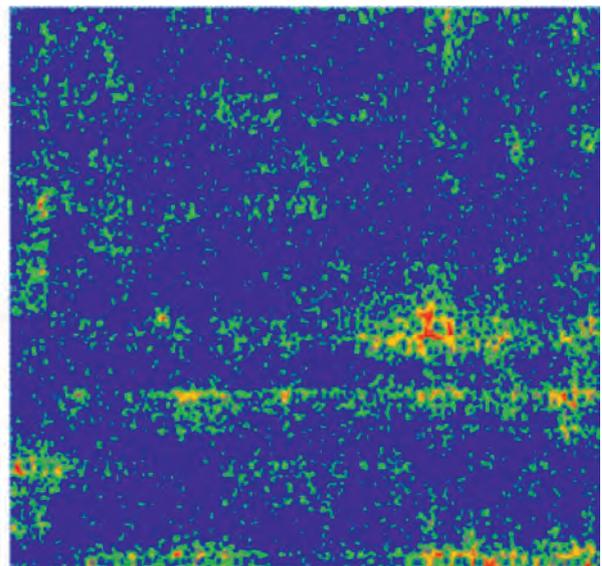
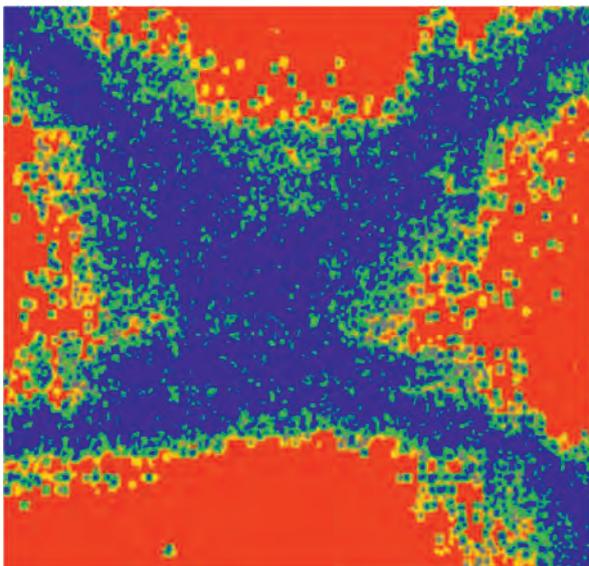


Fig. 12. Análisis gamma (2 cGy, 2 mm) del detector matricial y el canal rojo de una película de 200 cGy, no utilizada en la caracterización, sin corregir (imagen izquierda) y corregida (imagen derecha). El código de colores es el siguiente: azul (índice gamma menor a 0.5), verde (índice gamma mayor o igual a 0.5 y menor a 0.75), gris (índice gamma mayor o igual a 0.75 y menor a 1.0), amarillo (índice gamma mayor o igual a 1 y menor a 1.5) y rojo (índice gamma mayor o igual a 1.5).

Dependencia del modelo con la heterogeneidad de las películas

La Fig. 11 muestra el análisis gamma (2 cGy, 2 mm) aplicado a dos imágenes de la misma película, del lote 2 e irradiada con una dosis de 200 cGy, y correcciones aplicadas correspondientes a dos caracterizaciones de las cuatro obtenidas para el sistema con películas del lote 1. La tasa de paso medio del análisis gamma para el conjunto de imágenes analizado es superior al 96% con un coeficiente de variación de Pearson del 2.1%.

Las zonas de mayor diferencia aparecen en la periferia de la imagen.

Validación del modelo propuesto

La Fig. 12 presenta el resultado de aplicar la corrección propuesta a una película irradiada a 200 cGy no usada en la modelación.

Corrección de falta de uniformidad de una imagen

La Fig. 13 presenta dos imágenes obtenidas al aplicar el análisis gamma al mapa de respuesta del sistema película-escáner, canal rojo, 100 cGy, con la corrección por heterogeneidad del campo de radiación, con ajuste de orden (0, 2) (Izda.), equivalente a la corrección monodimensional y ajuste de orden (2, 2) (Dcha.). El porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma (2cGy, 2 mm) es del 68% y 81%, respectivamente para cada ajuste aplicado.

Discusión

De acuerdo con el trabajo de Van Battum y cols.,²⁰ la forma parabólica se atribuye, por un lado, al efecto de la longitud del camino óptico de la luz del escáner debido al incremento de la oblicuidad con la distancia al centro del escáner y, por otro, a la polarización y dispersión de la luz con la película. Se observa que el grado de asimetría de los perfiles es función del propio sistema analizado y, por tanto, su cuantía debería ser determinada individualmente para lograr una corrección aceptable, tal como se aprecia en la Fig. 1, que muestra el comportamiento de ambos escáneres analizados.

Todas las superficies analizadas, independientemente del nivel de dosis y canal de color, presentan el mismo comportamiento cualitativo: perfiles laterales convexos y longitudinales cóncavos con ciertas asimetrías en la mayoría de los casos. Además, en acuerdo con otros trabajos,^{13,21} la magnitud de la respuesta es más acusada en el perfil lateral que en el longitudinal, variando según el nivel de *DO*, el canal de color y la posición respecto del centro del escáner. De forma general, en dirección lateral se sobreestima la *DO*, lo que se denomina efecto parabólico lateral,²¹ mientras que en sentido longitudinal ocurre lo contrario, aunque en menor magnitud (véase la Fig. 2). Las Figs. 3 y 4 dan cuenta del crecimiento de la magnitud de la corrección conforme empleamos perfiles más alejados del centro. No obstante, la forma funcional de los perfiles parece mantenerse, lo cual justifica, al menos cualitativamente, la elección de una función polinómica de orden 2 en ambas direcciones como función de ajuste. Si se analizan los valores de los coeficientes de

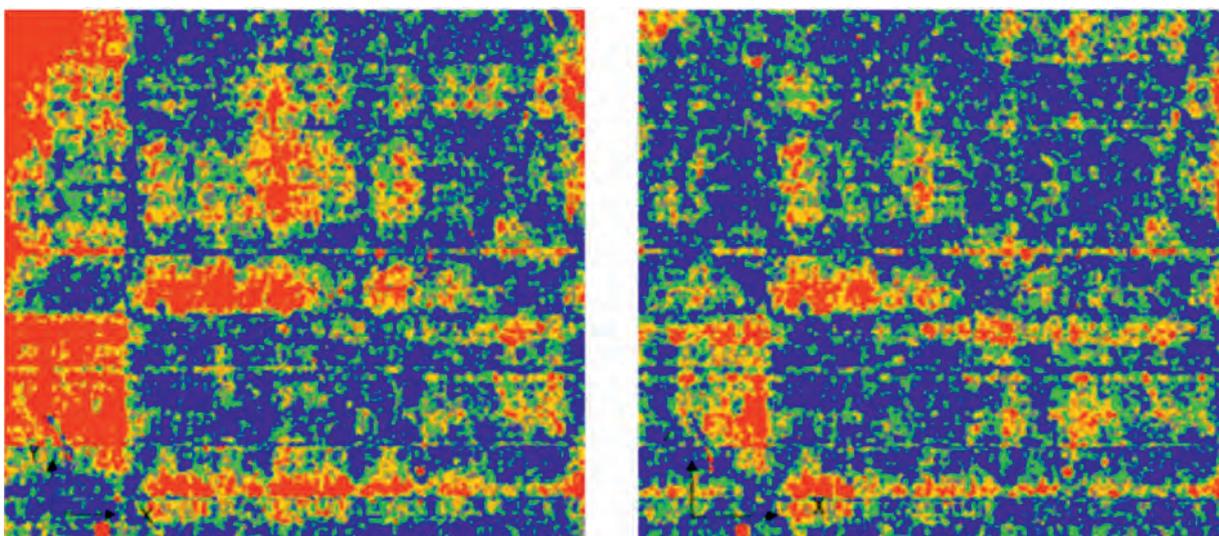


Fig. 13. Superficie respuesta del sistema "A" para la dosis 100 cGy en el canal rojo. Análisis gamma (2 cGy, 2 mm) obtenido del ajuste de $z(x, y)$ con orden (0, 2) (imagen izquierda), y (2, 2) (imagen derecha). Colores azul y verde corresponden a puntos con índice gamma menor o igual que 1 y amarillo y verde a puntos con índice gamma mayor que 1.

los ajustes a_{ij} , siendo i el orden en la dirección "X" y j el orden en la dirección "Y" para ambos escáneres, a_{12} , a_{21} y a_{22} presentan poco peso específico respecto de los demás coeficientes para el modelo elegido. Esto significa que las correcciones en las diferentes direcciones están escasamente correlacionadas, de modo que podría plantearse, incluso, la posibilidad de utilizar correcciones independientes en cada dirección. Este hecho, unido a la diferencia entre las magnitudes de las correcciones en cada dirección, explica el éxito de los métodos de corrección unidimensionales empleados en la literatura.

En cuanto a la dependencia respecto al nivel de dosis, en general la falta de uniformidad es mayor con la dosis en el perfil lateral, y menor en el perfil longitudinal, acentuándose más a medida que nos alejamos del centro (véanse las Figs. 5 y 6). Las diferencias entre canales también son notables y apenas se vislumbra un patrón repetible (Fig. 7). Esto redundaría en la necesidad de particularizar la corrección para cada sistema de manera precisa.

Cabe discutir igualmente sobre el número de niveles de dosis o *DO* empleados en este estudio. Como se ha mencionado, se discretiza este rango utilizando seis muestras, tratando de evitar que el número de niveles fuese demasiado grande por dos motivos: simplificar el proceso de corrección lo máximo posible y no hacer que el número de superficies de caracterización a ajustar fuera demasiado elevado, sin menoscabo de una caracterización aceptable. Esto, además, supone que el tiempo de procesamiento, tanto para la caracterización del sistema como para aplicar la corrección a una imagen, se reduzca significativamente. Del estudio de los perfiles de los mapas respuesta para los diferentes niveles de dosis, se puede concluir que, para aquellos niveles entre los que no existan diferencias significativas en la respuesta del sistema, el planteamiento de agrupar niveles, es decir, reducir el número de puntos del rango a medir, es razonable. En cambio, entre aquellos niveles de dosis cuyas diferencias sean mayores, el planteamiento de discretizar más el rango de dosis puede ser acertado. Desde este punto de vista, tal como se ve en las Figs. 5 y 6, podría discutirse si utilizar sólo un nivel en lugar de dos para 0 y 50 cGy cuyo comportamiento es muy parecido.

Del análisis de la Fig. 9, donde se observa que la tasa de paso del análisis gamma es del 94%, y de la Fig. 10 donde la tasa de paso del análisis gamma es del 100%, se concluye que las caracterizaciones del sistema "escáner-película" obtenidas de los diferentes lotes de fabricación de las películas son razonablemente equivalentes. Además, de acuerdo con lo observado en la Fig. 11, no parece haber diferencias significativas por el hecho de emplear una disposición de la película u otra. Esto es debido a que las heterogeneidades locales de las películas tienen poca influencia sobre la

forma en la que se obtiene la corrección por medio de curvas polinómicas suaves (orden bajo). Por tanto, en la práctica no parece especialmente eficiente obtener la corrección promedio de las cuatro orientaciones consideradas.

La Fig. 13 indica que una caracterización bidimensional del sistema es superior a una caracterización monodimensional lateral. Las zonas con valores del índice gamma superior a 1 que se observan en la imagen correspondiente a la caracterización bidimensional, están distribuidas por toda el área y son debidas, principalmente, a la falta de homogeneidad local de la película. Por el contrario, en la imagen del análisis gamma de la caracterización monodimensional, sí que se observa que los puntos que no cumplen el criterio gamma se concentran, en mayor proporción, en el lado izquierdo de la imagen, que se corresponde con la zona en la que la falta de uniformidad en sentido longitudinal es mayor.

En un sentido más práctico, el uso de películas completas para caracterizar el sistema, con el apoyo de un detector matricial de cámaras de ionización para conocer la distribución dosimétrica utilizada en las diferentes irradiaciones, permite reducir significativamente el tiempo invertido en el modelado. El método propuesto tiene la ventaja añadida de poder usar un único conjunto de películas irradiadas para la caracterización de sistemas película-escáner en otros centros, ahorrándose así algunas de las etapas que más tiempo consumen como son la irradiación de las películas y de la matriz bidimensional de detectores.

Conclusiones

A diferencia de otros trabajos publicados en los que se trata el problema de la uniformidad de forma unidimensional,^{12,13,21} en este trabajo se estudia la respuesta del sistema en sus dos dimensiones espaciales de forma conjunta, es decir, se presenta un original método de abordar un problema conocido y tratado pero utilizando películas completas y no recortes, a partir de matrices superficiales obtenidas de irradiación no uniforme pero conocida gracias a un detector de 729 cámaras de ionización. Este método se basa en un modelo de caracterización de la falta de uniformidad del sistema "escáner-película" en un rango de *DO*, irradiando películas completas con apoyo de un sistema dosimétrico auxiliar para conocer la distribución dosimétrica con la que se irradian, obteniendo una familia de superficies para cada nivel de *DO* y canal de color que caracterizan al sistema de forma bidimensional. La corrección que se presenta no pretende establecer un procedimiento completo de evaluación dosimétrica de películas radiocrómicas, sino la fase previa a éste. Se propone, además, un modelo sencillo de ajuste de las superficies,

que permite también corregir este efecto de forma general para una película radiocrómica completa irradiada cualquiera. La caracterización del sistema es razonablemente independiente del lote utilizado para llevarla a cabo. Se observa que la necesidad de utilizar una corrección bidimensional se hace patente en las regiones más alejadas del centro del escáner en ambas direcciones. Así, este método presenta las ventajas de abordar el problema tal y como responde físicamente el sistema, esto es, bidimensionalmente, y optimizar toda el área posible de digitalización, permitiendo, además, de forma más ágil la caracterización. El método es reproducible incluso sin la necesidad de contar con un equipo auxiliar de dosimetría, enviando desde el centro origen la información de la matriz de detectores junto con las películas de caracterización para que sean digitalizadas y procesadas en el centro de destino.

Bibliografía

- Borca VC, Pasquino M, Russo G, Grosso P, Cante D, Sciacero P, et al. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *J Appl Clin Med Phys* 2013;14(2):158-71.
- Arráns R, Miras H, Ortiz-Seidel M, Terrón JA, Macías J, Ortiz A. Dosimetría con películas radiocrómicas. *Rev Fis Med* 2009;10:83-104.
- Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Weak energy dependence of EBT gafchromic film dose response in the 50 kVp-10 MVp X-ray range. *Appl Radiat Isotopes* 2006;64(1):60-2.
- Marroquin EY, Herrera González JA, Camacho López MA, Barajas JE, García-Orduño OA. Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density. *J Appl Clin Med Phys* 2016;17(5):466-81.
- Paelinck L, Neve WD, Wagter CD. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Phys Med Biol* 2007;52(1):231-42.
- Stevens MA, Turner JR, Hugtenburg RP, Butler PH. High-resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner. *Phys Med Biol* 1996;41(11):2357-65.
- Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidtlein CR, Kirov AS, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005;32(7Part1):2245-53.
- Miras H, Arrans R. An easy method to account for light scattering dose dependence in radiochromic films. *Med Phys* 2009;36(9Part1):3866-9.
- Méndez I, Hartman V, Hudej R, Strojnik A, Casar B. Gafchromic EBT2 film dosimetry in reflection mode with a novel plan-based calibration method. *Med Phys* 2013;40(1):011720.
- Micke A, Lewis DF, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. *Med Phys* 2011;38(5):2523-34.
- Méndez I, Peterlin P, Hudej R, Strojnik A, Casar B. On multichannel film dosimetry with channel-independent perturbations. *Med Phys* 2013;41(1):011705.
- Poppinga D, Schoenfeld AA, Doerner KJ, Blanck O, Harder D, Poppe B. A new correction method serving to eliminate the parabola effect of flatbed scanners used in radiochromic film dosimetry. *Med Phys* 2014;41(2):021707.
- Lewis D, Chan MF. Correcting lateral response artifacts from flatbed scanners for radiochromic film dosimetry. *Med Phys* 2014;42(1):416-29.
- Micke A. Gafchromic Protocol. Workshops Europe Ashland Inc. - Advanced Materials. 2015;44.
- M.P. Dorado, J. Macías, M.A. Suero, A. Ortiz, J.A. Terrón, A. J. Wals. Valoración cuantitativa de tratamientos en Radioterapia Externa con la función o índice gamma. Presentación del software UTOPIA. *Rev Fis Med* 2007; 8(1):29-32.
- Taylor JR, Thompson W. An Introduction to Error Analysis: The Study of Uncertainties in Physical Measurements. *Phys Today* 1998;51(1):57-8.
- Lewis D. Correcting scan-to-scan response variability for a radiochromic film-based reference dosimetry system. *Med Phys* 2015;42(10):5692-701.
- Crijns W, Maes F, van der Heide UA, Van den Heuvel F. Calibrating page sized Gafchromic EBT3 films. *Med Phys* 2013;40(1):012102.
- Martín-Viera Cueto JA, Parra Osorio V, Moreno Sáiz C, Navarro Guirado F, Casado Villalón FJ, Galán Montenegro P. A universal dose-response curve for radiochromic films. *Med Phys* 2014;42(1):221-31.
- Van Battum LJ, Huizenga H, Verdaasdonk RM, Heukelom S. How flatbed scanners upset accurate film dosimetry. *Phys Med Biol* 2016;61(2):625-49.
- Schoenfeld AA, Wieker S, Harder D, Poppe B. The origin of the flatbed scanner artifacts in radiochromic film dosimetry –key experiments and theoretical descriptions. *Phys Med Biol* 2016;61(21):7704-24.

¿En qué se basa nuestra innovación en iCT? En las necesidades de diagnóstico de más de 6.700 millones de personas.

Del mismo modo que las enfermedades afectan a todos por igual, Brilliance iCT de Philips se adapta a todo tipo de pacientes. Adquiere imágenes nítidas de cualquier parte del cuerpo, desde lactantes de poco peso hasta adultos con



sobrepeso. Los pacientes recibirán el grado de calidad que se merecen en sus exploraciones mediante una dosis baja sin que ello afecte a la calidad de la imagen. Visite nuestra página web en www.philips.com/CT.

***Porque nuestras innovaciones se inspiran en usted.**

PHILIPS

sense and simplicity

