

Una nueva implementación del análisis multicanal para la dosimetría mediante películas radiocrómicas

A new implementation of multichannel radiochromic film dosimetry

César Rodríguez Rodríguez¹, Guadalupe Martín Martín¹, Rocío Bermúdez Luna¹, Alfonso López Fernández¹, María Victoria de Torres Olombrada², Tamara García Cañibano², Pastora Caballero Guerra²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Fuenlabrada. Camino del Molino 2, 28942. Fuenlabrada (Madrid). España.

² Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Fuenlabrada. Camino del Molino 2, 28942. Fuenlabrada (Madrid). España.

Fecha de Recepción: 28-11-2013 - Fecha de Aceptación: 01-02-2014

Trabajo seleccionado en el III Congreso Conjunto SEFM-SEPR. Cáceres 2013.

Los objetivos de este trabajo son: realizar una nueva implementación del procedimiento denominado dosimetría multicanal para procesar películas radiocrómicas (Micke A, Lewis D, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. *Med Phys* 2011;38:2523-34); cuantificar la variación en el índice gamma respecto a lo que se obtendría al aplicar un procedimiento monocanal; y determinar si el procedimiento produce resultados similares en un escáner diferente al recomendado por Micke y cols. Se han empleado películas Gafchromic EBT2 digitalizadas en un escáner Microtek 10000 XL. Nuestro procedimiento simplifica la calibración del sistema separándola en dos contribuciones: una propia del lote de fabricación de las películas y otra específica de cada digitalización. Se han medido distribuciones de dosis absorbida correspondientes a un haz abierto no modulado y a un total de 20 tratamientos de IMRT y se han calculado sus mapas de índice gamma. Se ha realizado una comparación de índices gamma obtenidos por el procedimiento monocanal y por el multicanal. El aumento medio en la concordancia es del 5% al emplear el procedimiento multicanal. Estos resultados son similares a los de Micke y cols. con un escáner diferente al recomendado por él.

Palabras clave: dosimetría, películas radiocrómicas, monocanal, multicanal, IMRT.

The aims of this paper are to carry out a new implementation of the multichannel radiochromic film dosimetry (Micke A, Lewis D, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. *Med Phys* 2011;38:2523-34), to quantify the variation in gamma index as compared to the single channel film dosimetry, and to determine if the procedure achieves similar results by means of a different scanner than the one used by Micke et al. Radiochromic EBT2 films and a Microtek 9000 XL scanner were used. Our procedure simplifies the system calibration splitting it into two factors, manufactured batch and digitalization specific. Absorbed dose spatial distributions from an open radiotherapy beam without any modulation and 20 IMRT treatments were determined. Their gamma index maps were calculated and a comparison of the results from single channel and multichannel dosimetry was performed. A 5% mean increase in concordance was obtained by using the multichannel film dosimetry. Our results are similar to those reported by Micke et al. even though we are using a different scanner.

Key words: dosimetry, radiochromic films, single channel, multichannel, IMRT.

Introducción

Las técnicas modernas de irradiación, como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), han permitido aumentar la conformación de la dosis absorbida en los volúmenes blanco y reducir la aparición de

complicaciones en el tejido sano.¹ Su nivel de complejidad también las hace más exigentes en cuanto a que requieren controles de calidad específicos que permitan garantizar que la distribución de dosis absorbida planificada es la que finalmente se administra al paciente.²

* Correspondencia
Email: cesar.rodriguez.rodriguez@gmail.com

Las películas radiocrómicas por ser prácticamente equivalentes al tejido blando, por su débil dependencia energética³ y su alta resolución espacial son un elemento sensible con unas características adecuadas para medir distribuciones espaciales de dosis incluso en zonas de alto gradiente o con falta de equilibrio electrónico,⁴ como las que pueden presentarse en IMRT. En la práctica el sistema dosimétrico completo está compuesto por la película, que puede presentar defectos producidos en la fabricación o en su manipulación,⁵ y el equipo digitalizador, normalmente un escáner de calidad fotográfica, que también puede introducir sus propias perturbaciones:⁶ ruido electrónico, faltas de homogeneidad, derivas, interferencias de la luz del escáner al atravesar interfaces, variaciones de densidad óptica no debidas a la dosis absorbida. Todo ello hace que el procedimiento propuesto por Stevens y cols.⁷ y comúnmente aceptado para su procesado: digitalización; extracción de la señal del canal rojo; y conversión en dosis absorbida mediante una curva que relacione ambas magnitudes, no produzca resultados metrológicos completamente satisfactorios. Esto es debido a que este procedimiento solo tiene en cuenta la relación entre señal digital y dosis absorbida de forma global, ignorando las variaciones debidas a las perturbaciones descritas. Se ha propuesto introducir correcciones adicionales que tengan en cuenta la falta de uniformidad del escáner o de la película,⁸⁻¹⁰ pero en general estos procedimientos, además de aumentar la complejidad del procesado, no han supuesto grandes avances respecto al método más simple.

Micke y cols.¹¹ han desarrollado un procedimiento de procesado en el que utilizando la información de los tres canales de color, se obtiene la distribución espacial de dosis corregida por un mapa de perturbaciones. Este procedimiento ha sido implementado en un software para Windows denominado FilmQA Pro¹² que se recomienda usar a su vez con un modelo concreto de escáner, el Epson Expression 10000 XL.

Los objetivos de nuestro trabajo son implementar el algoritmo de análisis multicanal, cuantificar la variación en el índice gamma respecto a lo que se obtendría al aplicar un procedimiento monocanal y estudiar la aplicabilidad del algoritmo a las imágenes producidas por un escáner diferente al recomendado por Micke¹¹ determinando si nuestro procedimiento produce resultados similares a los suyos. Para ello mediremos una distribución de dosis debida a un campo abierto no modulado que sea bien conocida *a priori* y veremos si las perturbaciones que el procedimiento monocanal no corrige son identificadas por el procedimiento multicanal. Además estudiaremos la variación en el índice gamma de distribuciones de dosis de tratamientos de IMRT analizadas mediante los dos procedimientos.

Material y métodos

El sistema dosimétrico empleado está compuesto por películas radiocrómicas Gafchromic EBT2 proporcionadas por International Specialty Products (ISP) y un escáner Microtek 10000XL de tamaño A3. Las películas presentan un rango de sensibilidad adecuado para su empleo en los controles de calidad de tratamientos de radioterapia. Están compuestas por elementos ligeros, apenas presentan sensibilidad a la luz visible⁵ por lo que se pueden irradiar y manipular desnudas, sin tener que permanecer en el interior de una cubierta opaca, y al recibir radiación experimentan una reacción de polimerización¹³ por la que cambian de color oscureciéndose. Esta reacción tiende a detenerse con el tiempo pudiendo considerarse su tasa de cambio despreciable a las 24 horas desde la irradiación.

Para irradiarlas se ha empleado el haz de 6 MV de un acelerador lineal Siemens Artiste equipado con un colimador de 160 láminas, cada una de ellas con un tamaño proyectado en el isocentro de 0.5 cm. El acelerador permite realizar IMRT en modalidad *step and shoot*.

Calibración del sistema dosimétrico

Por calibración del sistema de dosimetría fotográfica se entiende establecer la relación entre la señal digital producida por el escáner al leer la película y la dosis absorbida en la misma. En nuestra implementación esta relación se ha separado en dos factores:

$$D(x, y) = f \cdot F(SD(x, y)), \quad (1)$$

donde $SD(x, y)$ es la señal digital producida por el escáner en un punto (x, y) de la película, $D(x, y)$ es la dosis que ha recibido ese punto de la película, F es una función propia del lote de fabricación al que pertenece la película y f un parámetro que se determina en cada digitalización.

Para determinar F se han irradiado recortes de película de tamaño 2 cm × 2 cm situándolos de forma perpendicular al eje del haz de radiación. Cada recorte se ha colocado en el centro de un campo de 10 cm × 10 cm y ha recibido una dosis determinada D_i . Los valores de dosis D_i empleados han sido 50, 75, 100, 125, 150, 200, 300, 400 y 500 cGy. También se reserva un recorte sin irradiar para la determinación del fondo. Todas estas películas, denominadas de calibración, han sido digitalizadas y se ha determinado el promedio de la señal digital SD_i en una región de 1 cm × 1 cm en el centro de cada una de ellas.

El modelo paramétrico empleado para la función F es:

$$F(SD) = a \ln \left(\frac{b}{c - \log_{10} \frac{SD_0}{SD}} \right), \quad (2)$$

donde SD_0 es la señal digital que el escáner asigna a la intensidad de luz no atenuada por la película. Para una digitalización de 48 bits, 16 bits por canal de color, $SD_0 = 65536$. Los parámetros a , b y c se han determinado mediante mínimos cuadrados utilizando la serie de valores (SD_i, D_i) con i en el rango de 1 a 10.

En el caso del análisis monocanal las SD_i corresponden a las señales digitales del canal que se vaya a emplear en el análisis, normamente el canal rojo.

Para realizar el análisis multicanal es necesario determinar tres conjunto de parámetros (a_k, b_k, c_k) con k en el rango de 1 a 3, uno por cada conjunto de señales digitales de cada canal, rojo, verde y azul.

Sin embargo se ha observado¹⁴ que el parámetro a puede cambiar debido a variaciones en la intensidad de la luz del escáner respecto a la situación de calibración o a diferencias en el espesor de la película o de su medio sensible. Para reducir la incertidumbre que estas variaciones introducen, junto con el recorte con el que se realiza el control de calidad se digitalizan otros dos recortes de la misma película que se han irradiado a una dosis absorbida conocida en condiciones idénticas a las de la calibración. Estos recortes los identificamos como películas de control y se emplean para determinar el valor del parámetro f como se explicará más adelante.

Las películas empleadas para medir distribuciones de dosis se han cortado en planchas de 16 cm × 16 cm y se han colocado en el interior de un maniquí IBA l'mRT de agua plástica compuesto por planchas de ese mismo tamaño diseñado para realizar control de calidad de tratamientos de IMRT, en el que pueden orientarse en cualquiera de los planos ortogonales: axial, sagital o coronal. El maniquí se puede montar según dos configuraciones, cúbica (18 cm de lado) y cilíndrica con base cuasielíptica. La segunda se consigue añadiendo a la primera dos hemcilindros con radios de 9 cm y altura de 18 cm en dos caras opuestas del cubo. La disposición cúbica se emplea en el control de calidad de tratamientos en localizaciones de cabeza y cuello y la cilíndrica cuasielíptica en localizaciones de tórax y abdomen.

Para identificar las diferencias que el procedimiento dosimétrico multicanal introduce respecto al monocanal se ha estudiado una distribución de dosis que no se vea afectada por la incertidumbre inherente al cálculo del sistema de planificación. En concreto la de un campo abierto de 15 cm × 15 cm en un plano que contiene al eje del haz y a un eje perpendicular al mismo en dirección transversal.

Para cuantificar las variaciones en índice gamma se han medido una serie de 20 planos sagitales correspondientes a distribuciones de dosis de tratamientos de IMRT (5 de cabeza y cuello, 11 de próstata con vesículas seminales y ganglios pélvicos, 2 del sistema nervioso central, 2 de digestivo). Las irradiaciones de IMRT se

han realizado del mismo modo que el empleado en los tratamientos de los pacientes.

Digitalización

Las películas se han digitalizado empleando el software de digitalización SilverFast MicroSDK v2.1.5. Se han adquirido imágenes en color de 48 bits en modo de transmisión con una frecuencia espacial de 30 puntos por pulgada. En el software se han desactivado todas las correcciones automáticas que afectan al rango de la señal digital producida por el escáner. Simultáneamente con cada película se han digitalizado las dos películas de control, situadas por encima y por debajo de la película a medir. Se han utilizado marcos de posicionamiento con ventanas específicas para los planos de dosis y las películas de control, que evitan que las películas estén en contacto directo con el vidrio del escáner de manera que se reduce la aparición de anillos de Newton en la imagen digitalizada.

Medida de la dosis mediante el análisis monocanal

El procedimiento se divide en dos etapas. En la primera la señal digital se filtra para seleccionar la parte correspondiente al canal de color en el que se ha calibrado y la imagen se convierte a dosis empleando la ecuación 1 considerando $f = 1$. Como el valor de la dosis en los píxeles correspondientes a las películas de control se conoce de antemano, el valor del factor f se puede determinar mediante la expresión:

$$f = \frac{D_e}{D_m}, \quad (3)$$

donde D_e es la dosis con la que se han irradiado las películas de control y D_m la dosis media medida en ellas en la primera etapa.

En la segunda etapa se repite el análisis empleando el factor f recién determinado. Las denominamos películas de control porque establecemos la restricción de que el factor f no difiera de uno en más de un tanto por ciento dado. Actualmente consideramos un 10%. En caso de que ese porcentaje se supere se considera necesario repetir la digitalización o volver a realizar una calibración completa del sistema.

Las películas de control también permiten realizar una corrección por estabilidad a corto plazo haciendo $f = f(y)$ donde y es la coordenada en la dirección en la que se mueve el elemento sensible del digitalizador. f se toma como una función lineal de la posición y , y se establece de manera que la dosis en cada una de las películas de control coincida con la esperada.

Medida de la dosis mediante el análisis multicanal

Las curvas de calibración obtenidas para cada canal de color están ligadas por la física de la transmisión de luz a través de los polímeros generados por la dosis absorbida en la película. Es decir, en el espacio vectorial tridimensional de señales digitales solo es posible moverse por un camino unidimensional $\{S_R(D), S_G(D), S_B(D)\}$, que denominaremos camino característico, determinado por el tipo de película. El parámetro para fijar la posición en él es la dosis absorbida D .

En condiciones de medida, debido a las perturbaciones ya descritas, la señal digital se mueve en el interior de una *manga* dirigida por el camino característico. Si suponemos que la perturbación en cada píxel se puede representar por un factor δ independiente del canal, aplicar el análisis multicanal consiste en determinar la dosis D y la perturbación δ que minimizan la distancia del camino característico $\{S_R(D), S_G(D), S_B(D)\}$ a cada punto medido $\{\delta S_R(D), \delta S_G(D), \delta S_B(D)\}$.

Del mismo modo explicado para el análisis monocanal, el análisis se realiza en dos etapas. En la primera se considera que el factor $f = 1$ y en la segunda se introduce la corrección necesaria para hacer que la dosis obtenida en las películas de control sea la esperada.

Implementación del algoritmo multicanal

Para la implementación del algoritmo de análisis multicanal se han utilizado CImg (una librería de C++ para el procesamiento de imágenes), GSL (GNU Scientific Library, una librería en C para realizar cálculos matemáticos), y LibTIFF (una librería en C para la manipulación de imágenes en formato TIFF). Todas ellas son herramientas de código abierto, las dos primeras bajo licencias compatibles con GNU GPL y la tercera bajo licencia BSD.

Nuestra implementación del algoritmo emplea como entrada la imagen digitalizada en formato TIFF, obtiene la señal digital de cada canal de color, determina el mapa de perturbaciones y realiza la conversión a dosis absorbida, reduce a valores discretos la dosis absorbida en una escala de 16 bits de acuerdo al rango de calibración, y guarda la imagen en formato TIFF. El archivo generado incluye etiquetas personalizadas que el programa Verisoft 3.1 de PTW lee y utiliza para que la señal digital sea interpretada de nuevo como dosis absorbida.

Cuantificación de la mejora introducida por el análisis multicanal en los controles de calidad de IMRT

Todas las películas se han procesado mediante el procedimiento monocanal y el multicanal. Empleando

el programa de PTW Verisoft 3.1 se ha comparado cada distribución de dosis medida con la calculada por el planificador y se ha determinado el porcentaje de puntos que tienen un índice gamma menor que uno para un criterio del 3% en diferencia de dosis y 3 mm de distancia. El planificador es XiO versión 4.62 y su configuración se ha validado de acuerdo a los protocolos aceptados. Denominando γ_s y γ_m a los porcentajes de puntos debidos al análisis monocanal y multicanal respectivamente definimos la mejora media en el porcentaje de puntos que superan el criterio de índice gamma menor que uno como:

$$\Delta\gamma = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\gamma_m - \gamma_s)_i, \quad (4)$$

donde n es el número de distribuciones utilizadas para cuantificar la mejora, en nuestro caso 20, e i es el índice que identifica cada una de las distribuciones.

Resultados y discusión

La fig. 1 muestra los resultados de la distribución de dosis debida a un campo abierto analizada mediante los procedimientos monocanal y multicanal. En los resultados del análisis monocanal aparece una ondulación, fácilmente apreciable en las curvas de isodosis, con una tendencia a incrementarse en los bordes del campo, que tiene su reflejo en el mapa del índice gamma. El análisis multicanal permite calcular un mapa de perturbaciones que se elimina de la distribución de dosis. En la parte central de la gráfica se presenta el mapa calculado en este caso concreto. Aparece un patrón de bandas con una amplitud que se incrementa hacia los bordes. También se puede apreciar una corrección en la dirección vertical, pero en este caso, aunque el análisis multicanal puede introducir una corrección en esa dirección, el grueso de la misma se debe a la corrección por estabilidad a corto plazo. Las curvas de isodosis y el mapa de índice gamma presentan una mejora apreciable respecto al análisis monocanal.

En la fig. 2 se muestra el resultado del control dosimétrico de un caso de próstata con vesículas seminales y ganglios pélvicos. La mejora introducida por el análisis multicanal es evidente aunque en este caso, debido a que la dosis no se distribuye en el espacio regularmente, no es posible identificar en la parte monocanal un patrón de perturbaciones. Las mayores diferencias se dan en la zona de la pelvis, donde aparecen las incertidumbres asociadas a una menor dosis, a faltas de uniformidad del escáner y a las limitaciones de la implementación en nuestro planificador de este tipo de tratamientos. El análisis multicanal reduce la parte de ellas independiente del planificador y permite cuantificar mejor las debidas a éste.

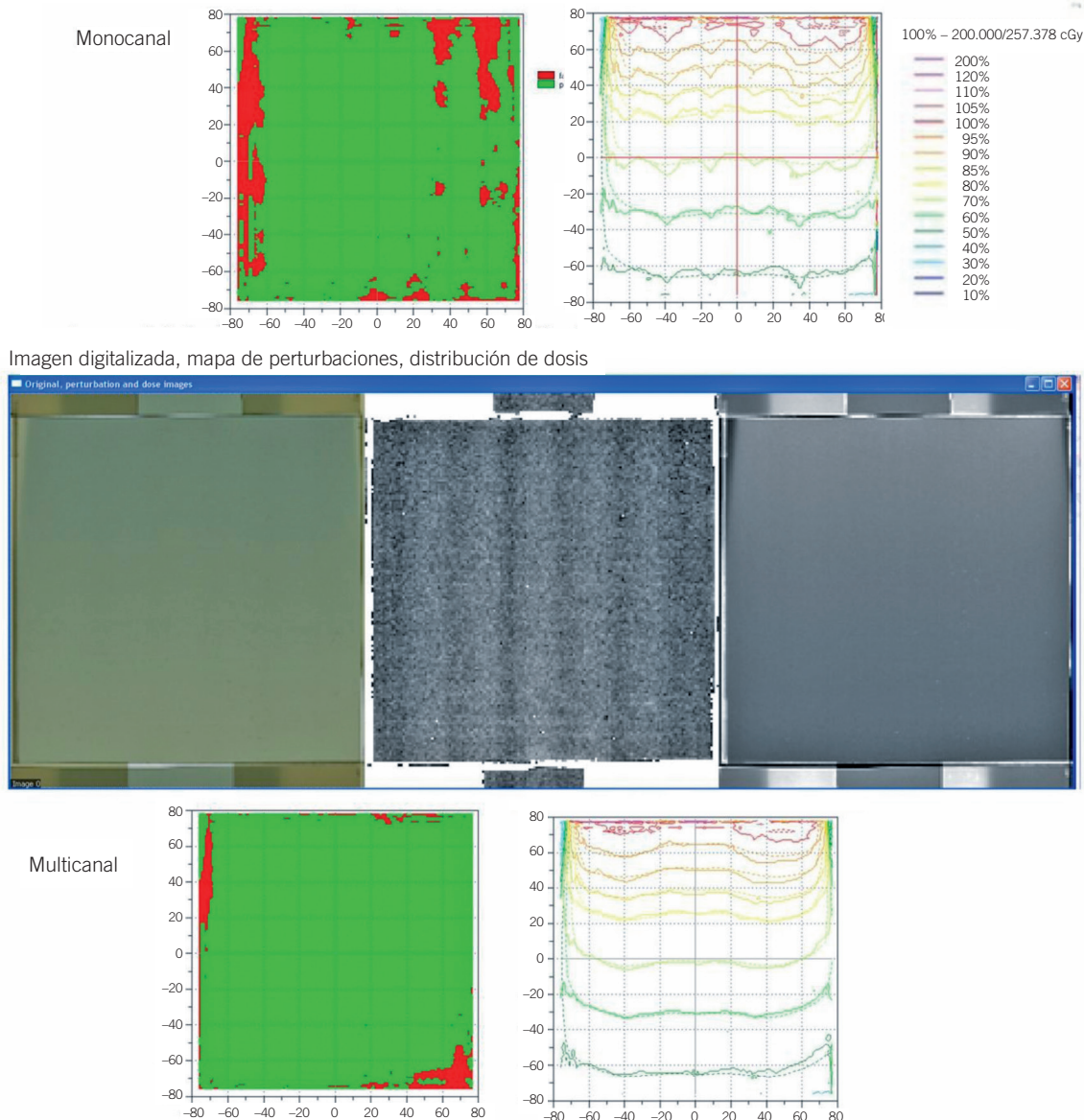


Fig. 1. Comparación de los resultados del análisis monocanal y multicanal en una distribución de dosis absorbida correspondiente a un campo abierto no modulado. En las curvas de isodosis las líneas discontinuas corresponden a las dosis absorbidas medidas con cámara de ionización y las continuas a las medidas con las películas. En la parte central de la figura se muestra la imagen digitalizada, el mapa de perturbaciones y el mapa de dosis absorbida representada en escala de grises obtenidos al realizar el análisis multicanal.

Para el total de los veinte casos de IMRT comparados la mejora media en el porcentaje de puntos que superan el criterio de índice gamma menor que uno es del 5.0% (1%-15%) con una desviación estándar del 4.9%. La media del índice gamma, considerados los veinte casos, pasó del 91% al 96%.

La principal ventaja del análisis multicanal es que para obtener el mapa de perturbaciones no es necesario realizar medidas adicionales, ni emplear mapas de corrección específicos de cada película ni curvas de corrección del escáner.

En este trabajo se ha empleado un escáner que no está recomendado por el fabricante de las películas EBT2. Micke y cols.¹¹ que sí emplearon el Epson Expression 10000XL junto con el Epson V700, obtuvieron resultados (mejora promedio del 10% con una desviación estándar del 6%) compatibles con los nuestros aunque su serie de casos es más corta (4). Sin embargo estos autores obtienen porcentajes de superación del criterio de índice gamma superiores a los aquí mostrados para el análisis multicanal, 99.2% frente a 96.0%. Sin un estudio concreto no es posible determinar qué

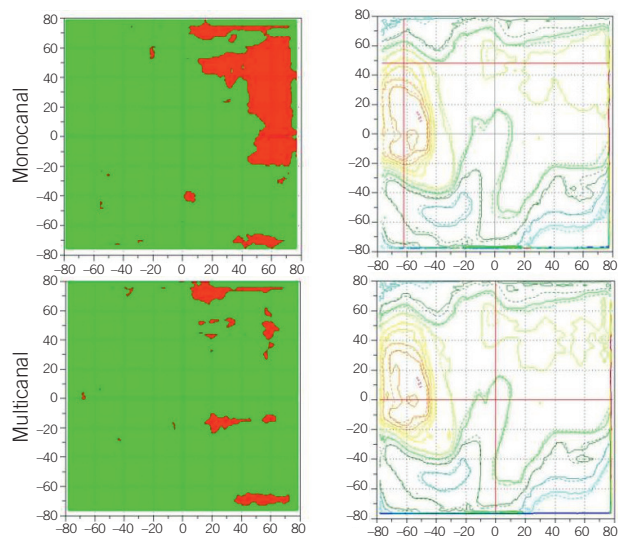


Fig. 2. Comparación de los resultados del análisis monocanal y multicanal en una distribución de dosis de IMRT. En las curvas de isodosis las líneas discontinuas corresponden a las dosis absorbidas calculadas por el planificador y las continuas a las medidas.

parte de la diferencia observada es asignable al escáner o a diferencias en la implementación del algoritmo o al planificador. Por su parte Hayashi y cols.¹⁵ empleando un escáner Seiko-Epson V700 y el programa FilmQA Pro sobre una serie también de veinte casos y con los mismos parámetros para el índice gamma, informan de una mejora del 93.0% al 97.2%, resultados similares a los nuestros.

Otra diferencia en nuestro procedimiento respecto a lo publicado por Micke y cols.¹¹ es el tratamiento de la estabilidad del sistema. Mientras estos autores realizan una calibración completa para cada control nuestra propuesta es que basta con renormalizar la dosis absorbida medida a un valor conocido. Para que el control de calidad sea independiente de la distribución de dosis calculada, la renormalización se calcula a partir de las películas de control. Esto es posible porque la corrección de perturbaciones es multiplicativa y conserva el valor de fondo de la distribución de dosis medida.

Nuestra implementación del algoritmo puede compilarse en varios sistemas operativos al haberse realizado mediante librerías de software disponibles en los mismos. Se ha testado en Windows, Mac OS X y GNU Linux. El programa corre sin tener que disponer de actualizaciones de software, un problema que sufre la implementación en el programa Film QA Pro que necesita tener instalados los últimos Service Pack de Windows lo que, en nuestra experiencia, no siempre es posible dentro de las configuraciones corporativas autorizadas por los hospitales.

Conclusiones

La aplicación del análisis multicanal supone una mejora en términos de porcentaje del índice gamma, en el procesado dosimétrico de las películas radiocrómicas al permitir corregir perturbaciones no detectables de forma sencilla en el procesado monocanal. Nuestro estudio indica que el escáner Microtek 10000XL se puede también utilizar para digitalizar las películas radiocrómicas con resultados similares al del recomendado por ISP.

Bibliografía

- Staffurth J, Barrett A, Barrett J, Beardmore C, Cooper T, Davies S, et al. A review of the clinical evidence for intensity-modulated radiotherapy. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2010;22:643-57.
- ICRU Report 83. Prescribing, recording, and reporting photon beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Journal of the ICRU*. 2010;10.
- Butson M, Cheung T, Yu P. Weak energy dependence of EBT Gafchromic film dose response in the 50 kVp–10 MVp x-ray range. *Appl Radiat Isot* 2006;64:60-2.
- Arráns R, Miras H, Ortiz-Seidel M, Terrón JA, Macías J, Ortiz-Lora A. Dosimetría con películas radiocrómicas. *Rev Fis Med* 2009;10:83-104.
- Andrés C, del Castillo A, Tortosa R, Alonso D, Barquero R. A comprehensive study of the Gafchromic EBT2 radiochromic film. A comparison with EBT. *Med Phys* 2010;37:6271-8.
- Paelinck L, De Neve W, De Wagter C. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Phys Med Biol* 2007;52:231-42.
- Stevens M, Turner J, Hugtenburg R, Butler P. High-resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner. *Phys Med Biol* 1996;41:2357-65.
- Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak E, Schmidlein C, Kirov A, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005;32:2245-53.
- del Moral F, Ferrero JJ, Vázquez JA, Teijeiro A, Vázquez J, López Medina A, et al. Algoritmo para la corrección de la falta de respuesta uniforme de un escáner de sobremesa. *Rev Fis Med* 2009;10:127-32.
- Mendez 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;40:11720-9.
- Micke A, Lewis D, Yu X. Multichannel film dosimetry with nonuniformity correction. *Med Phys* 2011;38:2523-34.
- http://www.filmqapro.com/FilmQA_Pro.htm. Último acceso 10 de mayo de 2013.
- Rink A. Point-based ionizing radiation dosimetry using radiochromic materials and a fiberoptic readout system. Thesis. Universidad de Toronto. 2008.
- Rodríguez C. Experiencias II. Comunicación en la Jornada sobre películas EBT2. Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria. http://www.sarh.es/files/JornadaEBT2/jornadaEBT_03.pdf. Último acceso 10 de mayo de 2013.
- Hayashi N, Watanabe Y, Malmin R, Kato H. Evaluation of triple channel correction acquisition method for radiochromic film dosimetry. *J Radiat Res* 2012;53:930-5.