



VI CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

4, 5 y 6 de junio de 2015

“Generación de Nuevas Técnicas
de Diagnóstico y Tratamiento”

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ÓPTICO DE ESCANEAMIENTO BIDIMENSIONAL AUTOMÁTICO PARA SU USO EN DOSIMETRÍA CON PELÍCULA RADIOCRÓMICA

Camacho López Miguel Ángel¹, Gutiérrez Fuentes Rubén¹, García Garduño Olivia Amanda², León Marroquín Yazmín^{1,2}, Hernández Ponce Itzel¹, Bobadilla Díaz Daniela Anaid¹, Pliego Carrillo Adriana¹

¹Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Jesús Carranza y Paseo Tollocan s/n, C.P. 50120, Toluca, México

²Laboratorio de Física Médica & Unidad de Radioneurocirugía, Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, C.P. 14269, México, D.F., México

RESUMEN

La radiocirugía estereotáctica es un procedimiento que requiere de una alta precisión en el cálculo de las distribuciones espaciales de dosis, debido a que se entregan dosis de hasta 80 Gy en un blanco tan pequeño como 2 mm. Actualmente, la película radiocrómica (PRC) es utilizada en radiocirugía para el control de calidad de tratamientos. La lectura de las PRC se realiza mediante un sistema óptico. Generalmente se emplea un escáner comercial (de fuente luminosa fluorescente de espectro de emisión ancho) en modo de transmisión. El conjunto formado por la película radiocrómica y un escáner permite realizar dosimetría bidimensional con alta resolución espacial en un intervalo dosimétrico amplio. Alternativamente al escáner, la PRC también puede analizarse con un sistema óptico láser-fotodiodo debido a las características presentadas por la PRC en su espectro de absorción a la luz visible. Dependiendo del sistema de lectura utilizado, la respuesta (densidad óptica) de la PRC a distintos niveles de irradiación presenta diferente valor de la sensibilidad, esto debido a su dependencia con la longitud de onda del láser.

En este trabajo se presenta la implementación de un sistema óptico de escaneo bidimensional automático de películas radiocrómicas para su uso en dosimetría en tratamientos de radiocirugía. Para este fin se desarrolló un sistema de escaneo micrométrico bidimensional que consiste en dos mesas de traslación, un láser de emisión como fuente de luz y dos fotodiodos para realizar las medidas de densidad óptica de las PRC. Además de lo anterior, se desarrolló un programa de control del avance micrométrico y adquisición de señales de los fotodiodos en LabVIEW. Para evaluar el funcionamiento del sistema óptico de escaneo en la determinación de las distribuciones de dosis, se simuló dos tratamientos de radiocirugía con dos diferentes tamaños de haz, 4 mm y 20 mm.

1. INTRODUCCIÓN

La radiocirugía (RC) consiste en el depósito de altas dosis de radiación ionizante en una sola sesión a blancos específicos, cuya dosis de prescripción depende de la patología a tratar y la protección a los órganos de riesgo circundantes. Entre las patologías a tratar se encuentran la neuralgia del trigémino, enfermedad de Parkinson, malformaciones arteriovenosas (MAV), meningiomas, schwannomas, metástasis cerebrales, entre otras. Debido



VI CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

4, 5 y 6 de junio de 2015

“Generación de Nuevas Técnicas
de Diagnóstico y Tratamiento”

a que este procedimiento deposita altas dosis de radiación ionizante (>12 Gy) en volúmenes de dimensiones reducidas (<3 cm) es necesario tener alta exactitud mecánica y dosimétrica durante el tratamiento, pues cualquier imprecisión en la determinación de la dosis magnifica el riesgo de complicaciones en tejido sano. Por lo tanto, los campos empleados en RC requieren, para su caracterización y comisionamiento, dosímetros con alta resolución espacial.

Un detector con alta resolución espacial, el cual juega un papel importante en RC, son las películas radiocrómicas (PRC), las cuales han sido diseñadas para satisfacer las necesidades de la dosimetría en radioterapia. Para tal propósito, además de alta resolución espacial, las PRC presentan otras características que las hacen útiles en estos casos, tales como: equivalencia a tejido, poca dependencia con la energía y fácil manejo en clínica (ya que no requieren procesamiento de revelado y tiene poca sensibilidad a la luz ultravioleta, UV). Sin embargo, las PRC necesitan de algún sistema óptico para su análisis y, de esta manera, completar el análisis dosimétrico.

El sistema óptico (SO) utilizado en clínica para el análisis de la PRC es un escáner en modo de transmisión ya que permite realizar dosimetría con alta resolución espacial en un intervalo dosimétrico amplio (utilizando los tres canales: rojo, verde y azul). Pero al utilizar un escáner existen factores que deben corregirse para minimizar la incertidumbre total aceptable. Además, la respuesta de la PR a la radiación se caracteriza por el cambio de la densidad óptica (DO neta) que de acuerdo con la Ley de Lambert-Beer, la DO es una función explícita de la longitud de onda a la cual se mide. En el caso del escáner, se tiene una fuente de luz de banda ancha, lo cual resulta en una rápida saturación de la respuesta. Sin embargo, existen otros SO, como los láseres cuya principal característica es que emiten luz monocromática (de una sola longitud de onda), esto nos permite tener mayor sensibilidad en la respuesta (DO) mejorando la incertidumbre total en la determinación de la dosis.

Como ya se mencionó en las sección anterior, las PRC presentan grandes ventajas para realizar dosimetría para campos de radiación no convencional, sin embargo, para completar el proceso dosimétrico con la película radiocrómica es necesario que ésta sea analizada con algún sistema óptico (SO) y, de esta manera, relacionar la dosis absorbida con la variación de alguna propiedad física dependiendo del SO utilizado. Finalmente, esta variación nos permitirá cuantificar la dosis absorbida en la administración del tratamiento.

Existen varios sistemas ópticos para medir la respuesta (DO neta) de las PRC, sin embargo, los más utilizados son los escáneres de cama plana con fuente de luz fluorescente o LED. Otra manera de leerlas, es utilizando un espectrofotómetro operando a 636 nm para obtener los más altos niveles de sensibilidad de dosis. También se pueden leer con un LED de haz estrecho con FWHM alrededor de 20 nm o utilizando un láser de Helio-Neón (He-Ne). Cada uno de estos sistemas tiene asociada una sensibilidad para el análisis de dosis de las PRC, dependiendo de la longitud de onda o banda ancha que utilice la fuente de luz.

Debido a los altos gradientes de dosis que se obtienen con las técnicas de radioterapia, surge la necesidad de disponer de detectores con alta resolución espacial para la verificación de los tratamientos. En este sentido, la dosimetría con película es la que mejor resolución proporciona.

Se ha demostrado que la resolución espacial para las PRC es mayor de 1200 líneas/mm. La mayor limitación, en términos de resolución espacial, se encuentra en el proceso de lectura y dependerá del tipo y resolución del digitalizador empleado. En el caso de los escáneres, la resolución es 2 órdenes de magnitud inferior que para la película.



VI CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD 4, 5 y 6 de junio de 2015 “Generación de Nuevas Técnicas de Diagnóstico y Tratamiento”

Un detector ideal debe producir una respuesta uniforme al exponerse a un campo de radiación uniforme. Esto permitiría obtener una calibración sencilla sin necesidad de correcciones por posición. En general, las variaciones en la uniformidad están relacionadas con variaciones en la capa activa de la PRC.

La variación en la uniformidad se refiere a las fluctuaciones en la densidad óptica y se puede cuantificar como la desviación estándar media en la respuesta de la película. Estas fluctuaciones pueden ser provocadas por múltiples factores tales como la estructura óptica de la capa activa de la película y otros componentes de ésta, imperfecciones en la película tales como rayas o suciedad, etc. Hay que tener en cuenta que, por la propia definición de la uniformidad microscópica, las variaciones en la misma tienen una cierta dependencia con la resolución espacial, provocando una mayor falta de uniformidad cuando la resolución espacial es mayor.

Para una interpretación general de los datos obtenidos en un plano de interés, es necesario representar las curvas de isodosis de la zona a estudiar. Estas curvas son líneas que unen puntos de igual dosis y habitualmente se representan en algún plano paralelo al haz y que pase por su eje. Un conjunto de curvas de isodosis se denomina distribución de dosis, donde el valor asignado a cada curva suele ser un porcentaje con respecto al valor de referencia. La distribución de dosis es obtenida a través de la curva de calibración entre densidad óptica y dosis absorbida. Una forma intuitiva de comparar dos distribuciones de dosis es realizar una diferencia en valor absoluto de la dosis medida y calculada con el sistema de planificación, entonces las regiones con valores mayores a cero indican una diferencia de dosis entre ambas distribuciones de dosis. Así se puede establecer un criterio que indique bajo que cierto umbral se acepte que las distribuciones de dosis son similares en la región examinada. La comparación entre dos distribuciones bidimensionales de dosis se puede hacer en forma cualitativa, superponiendo curvas de isodosis, o de forma cuantitativa, utilizando análisis de diferencia porcentual de dosis, distancia en concordancia (distance to agreement), o análisis gamma.

Las nuevas herramientas tecnológicas nos permiten integrar sistemas flexibles y funcionales para la caracterización de diferentes tipos de muestras. Una de estas herramientas son las tarjetas de adquisición y procesamiento de datos, como la tarjeta NI cRIO 9074 que en combinación con el controlador micrométrico de las mesas de traslación nos permiten el análisis de las PRC en dos dimensiones. En este trabajo se describe la integración y el algoritmo del sistema óptico de escaneo bidimensional automático, además se presentan los resultados obtenidos de dos PRC.

2. INTEGRACION DEL SISTEMA OPTICO DE LECTURA DE LAS PRC

Una problemática común en la integración de un sistema electrónico con partes de diferentes fabricantes es la falta de compatibilidad en funcionalidad, no en niveles de señal o protocolos de comunicación. La forma en que se integró el sistema óptico de escaneo bidimensional usando la tarjeta de National Instruments con el driver de Thorlabs fue a través de señales de disparo. Por una parte la tarjeta NI cRIO 9074 es un gabinete con un sistema operativo en tiempo real, en el que se conectan módulos de control y adquisición de señales de acuerdo a las necesidades del sistema que se va integrar, en nuestro caso usamos los módulos de adquisición de señales analógicas y el de entrada y salida digitales. Con el módulo de adquisición de señales analógicas se tomaron las lecturas de dos fotodiodos, uno como referencia y el otro para medir la transmitancia. Esta tarjeta NI cRIO 9074 utiliza el software LabVIEW REAL TIME para su programación, pero se visualiza en LabVIEW 2012 en una interface gráfica llamada panel de control. Por su parte el driver de Thorlabs para motores de traslación



micrométrica cuenta con la opción de comunicación a través de señales de disparo de entrada y salida, es decir espera una señal para que avance la mesa de translación y al llegar al punto indicado envía una señal de 0v. Aunque el disparo también es posible a través de un interruptor mecánico, se utilizó un transistor NPN para automatizar el avance de la mesa de translación. Entonces se realizó una comunicación eléctrica entre la tarjeta NI cRIO a través del módulo de entradas y salidas digitales y el driver de Thorlabs a través del conector de control (DB25). Y tanto la tarjeta como el driver de Thorlabs se conectaron a la PC. En la figura 1 se presenta el sistema óptico de escaneo bidimensional automático integrado.

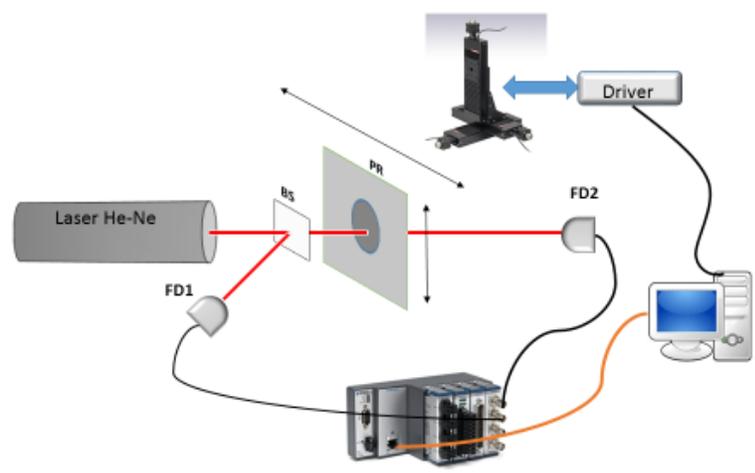


Figura1. Sistema óptico de escaneo bidimensional automático. Conformado por un láser de He-Ne, un sistema bidimensional de translación, dos fotodiodos, componentes ópticos y el sistema de control y adquisición de datos.

3. DESCRIPCIÓN DEL ALGORITMO

En la figura 2 se presenta el panel de control del sistema, en el cual se debe introducir la distancia a recorrer en mm, el paso entre cada punto en mm, la referencia del láser y la calibración. Con estos datos el programa en LabVIEW determina el número de puntos, con los que formara una matriz cuadrada. Sin embargo el programa solo muestra la imagen de la transmitancia y de la densidad óptica en cada línea.

VI CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

4, 5 y 6 de junio de 2015
 “Generación de Nuevas Técnicas de Diagnóstico y Tratamiento”

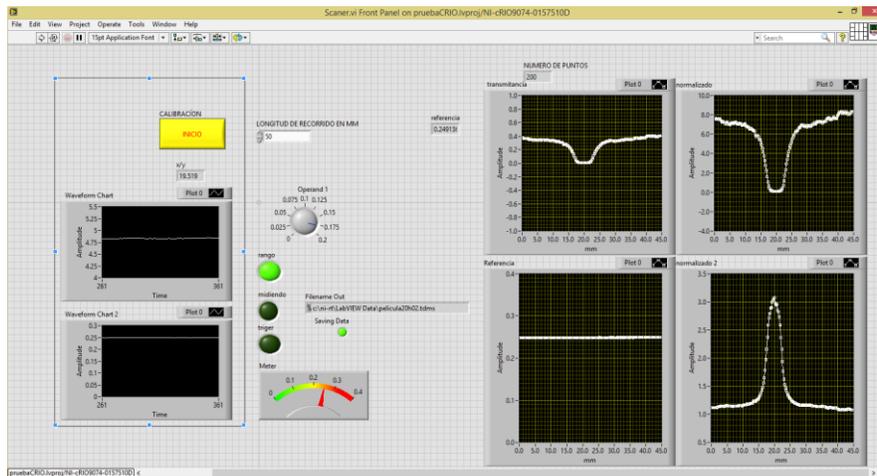


Figura 2. Panel de control del sistema óptico de escaneo bidimensional.

La forma en que se escanea la película es recorriéndola en el eje horizontal con el movimiento en X de la primer mesa de translación y al terminar esa línea se regresa al punto de inicio en X, pero en Y se moverá un punto con la segunda mesa de translación, hasta formar una matriz de X columnas por Y filas. Para comenzar la medición se debe posicionar manualmente la película en el punto inicial (0,0), cada medición se realiza si se cumplen dos condiciones a parte de los datos de inicio que ya se mencionaron, una es que exista señal de disparo proveniente del driver de Thorlabs y la otra es que la referencia de la señal del láser se encuentre dentro de un rango permitido, es decir si existe fluctuaciones mayores en el láser no se hará la medida. Al terminar un punto de medición la tarjeta NI cRIO manda una señal digital a la mesa X lo que le indicara que se mueva al siguiente punto. Al terminar una línea el programa en LabVIEW guarda los datos en la tarjeta NI cRIO y también le indica a la mesa Y que se mueva a la siguiente línea. Por ejemplo, para el caso de la película de irradiada con un haz de 4 mm, se hizo un recorrido de 140 por 140 puntos. En la figura 3 se muestra la parte central del diagrama de bloques, el cual realiza la medición en cada punto.

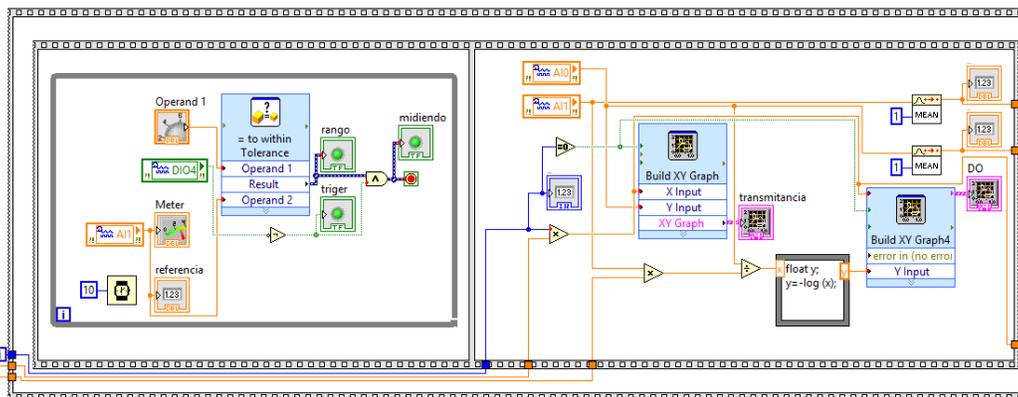


Figura 3. Diagrama de bloques de la parte central del sistema óptico de escaneo bidimensional.

VI CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

4, 5 y 6 de junio de 2015
“Generación de Nuevas Técnicas
de Diagnóstico y Tratamiento”

4. RESULTADOS

Las gráficas de la figura 4 muestran las distribuciones espaciales bidimensionales de la densidad óptica (DO) y las curvas de isodosis de tres PRC irradiadas, para lo cual se simularon dos tratamientos de radiocirugía con dos diferentes tamaños de haz, 4 mm y 20 mm, así como un tratamiento de radioterapia de intensidad modulada (IMRT). Las 3 PRC fueron escaneadas bajo los mismos parámetros, tal y como se explico anteriormente.

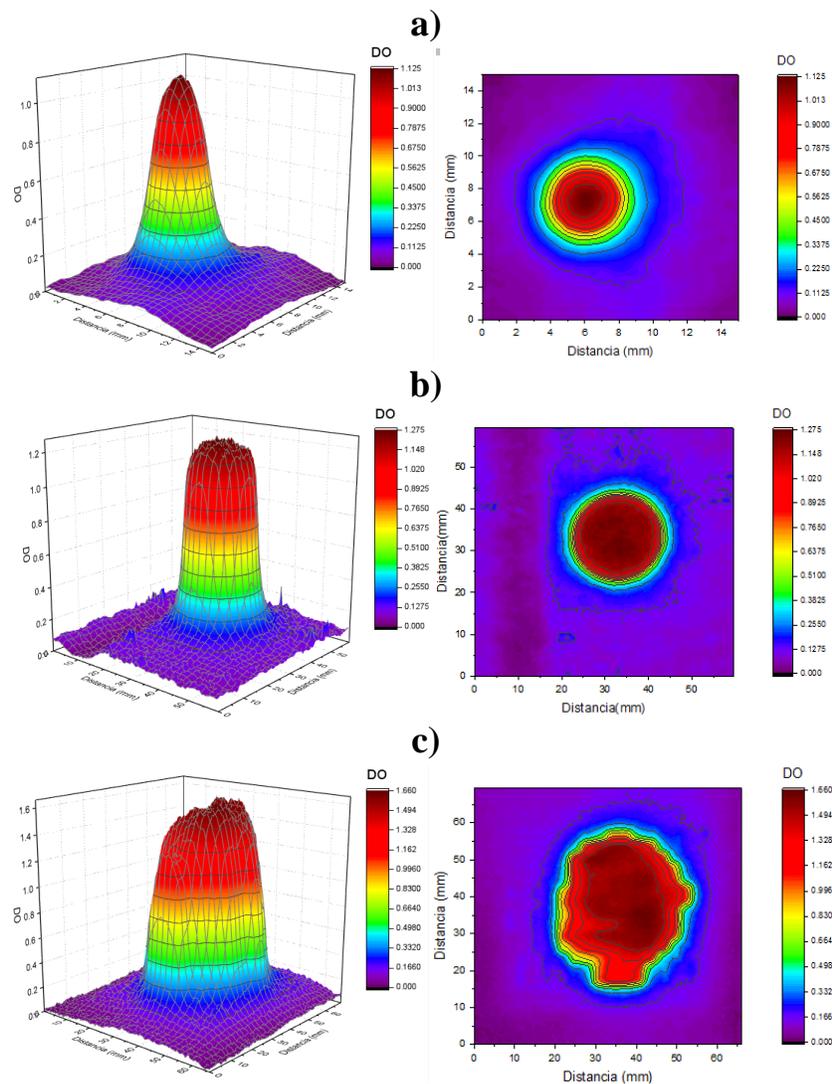


Figura 4. Distribuciones espaciales bidimensionales de la densidad óptica de la simulación de tratamientos de radiocirugía con tamaños de haz de: a) 4 mm y b) 20 mm; c) IMRT.



VI CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

4, 5 y 6 de junio de 2015

“Generación de Nuevas Técnicas
de Diagnóstico y Tratamiento”

4. CONCLUSIONES

Se integró un sistema óptico de escaneo bidimensional comunicando una tarjeta de National Instruments y un driver de Thorlabs a través de señales de disparo, logrando automatizar el sistema. El sistema se debe de optimizar pues cuando se escanean películas con áreas de radiación mayores a 2 cm el tiempo de escaneo es de varias horas. Los resultados obtenidos muestran que es posible hacer el escaneo de las PRC, obteniendo buenos resultados comparados con los escáner comerciales.

BIBLIOGRAFÍA

1. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys.* 1998;25(10):1773-1829.
2. Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidlein CR, Kirov AS, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys.* 2005;32(7):2245-53.
3. Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, Anglesio S, Romana F, Calamia E et al. Clinical use of EBT model GafChromic film in radiotherapy. *Med Phys.* 2006;33(11):4314-4319.
4. Chiu-Tsao ST, Ho Y, Shankar R, Wang L, Harrison LB. Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies. *Med Phys.* 2005;32:3350-3354.
5. 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 Isot.* 2006;64:60-62.
6. International Speciality Products. GAFCHROMIC® EBT Self-developing film for radiotherapy dosimetry. Wayne, NJ: ISP; 2005. Manual del fabricante.
7. International Speciality Products. GAFCHROMIC® EBT2 Scan Handling Guide. Wayne, NJ: ISP; 2009. Manual del fabricante.
8. Stevens MA, Turner JR, Hugtenburg RH, Butler PH. High resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner. *Phys Med Biol.* 1996;41:2357-2365.
9. International Speciality Products. GAFCHROMIC® EBT2 Self-developing film for radiotherapy dosimetry. Wayne, NJ: ISP; 2009. Manual del fabricante.
10. Butson MJ, Cheung T, Yu PKN, Alnawaf H. Dose and absorption spectra response of EBT2 Gafchromic film to high energy x-rays. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2009;32(4):196-202.
11. International Speciality Products. GAFCHROMIC® EBT3 Self-developing film for radiotherapy dosimetry. Wayne, NJ: ISP; 2011. Manual del fabricante.
12. Mack A, Mack G, Weltz D, Scheib SG, Böttcher HB, Seifert V. High precision film dosimetry with GAFCHROMIC® films for quality assurance especially when using small fields. *Med Phys.* 2003;30:2399-2408.
13. Niroomand A, Blackwell C, Coursey B, Gal K, Galvin J, McLaughlin W, et al. Radiochromic film dosimetry. *Med Phys.* 1998;25(11):2093-2115.
14. Aland T, Kairn T, Kenny J. Evaluation of a Gafchromic EBT2 film dosimetry system for radiotherapy quality assurance. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2011;34:251-260.



VI CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

4, 5 y 6 de junio de 2015

“Generación de Nuevas Técnicas
de Diagnóstico y Tratamiento”

15. Butson MJ, Cheung T, Yu PKN. Evaluation of the magnitude of EBT Gafchromic film polarization effects. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2009;32:21-25.
16. García-Garduño OA, Lárraga-Gutiérrez JM, Rodríguez-Villafuerte M, Martínez-Dávalos A, Celis MA. Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom. *Radiother Oncol.* 2010.
17. Devic S, Wang YZ, Tomic N, Podgorsak EB. Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry. *Med Phys.* 2006;33(11):3993-3996.
18. Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Med Phys.* 2008;35(7):3078-3085.
19. Saur S, Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: A novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med Phys.* 2008;35(7):3094-3101.
20. Lynch BD, Kozelka J, Ranade MK, Li JG, Simon WE, Dempsey JF. Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC film. *Med Phys.* 2006;33(12):4551-4556.
21. Devic S, Seuntjens J, Sham E, Podgorsak EB, Schmidlein CR, Kirov AS, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys.* 2005;32:2245-2253.
22. Martisikova M, Ackerman and B, Jäkel O. Analysis of uncertainties in Gafchromic EBT film dosimetry of photon beams. *Phys Med Biol.* 2008;53:7013-7027.
23. Kalef-Ezra J, Karava K. Radiochromic film dosimetry: reflection vs transmission scanning. *Med Phys.* 2008;35:2308-2311.
24. Bouchard H, Lacroix F, Beaudoin B, Carrier JF, Kawrakow I. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Med Phys.* 2009;36:1931-1946.
25. Renade MK, Li JG, Dubose RS, Kozelka J, Simon WE, Dempsey JF. A prototype quantitative film scanner for radiochromic film dosimetry. *Med Phys.* 2008; 35(2):473-479.
26. Thorlabs [Internet], New Jersey, USA: Thorlabs; 1999 [actualizada en octubre de 2013; acceso octubre de 2013]. Disponible en: http://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=5281
27. Fuss M, Sturtewagen E, De Wagter C, Georg D. Dosimetric characterization of Gafchromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol.* 2007;52:4211-4225.
28. Devic S, Tomic N, Soares C, Podgorsak E. Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system. *Med Phys.* 2009;36:429-437.
29. 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;52:231-242.
30. LabVIEW Digital Signal Processing, Cory L. Clark, McGraw-Hill, 2005.