



Dosimetría de campos pequeños mediante películas radiocrómicas

O.A. García-Garduño^{1,2} y T. Rivera-Montalvo¹

¹Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada del Instituto Politécnico Nacional,
Legaria 694, Colonia Irrigación, 11500 México D. F.

² Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, Laboratorio de Física Médica,
Insurgentes Sur 3877, Colonia La Fama, 14269, México D.F.

Resumen

Se ha descrito ampliamente en la literatura la complejidad que representa realizar la dosimetría en campos pequeños debido a la falta de equilibrio lateral, los altos gradientes de dosis [1] y la inequivalencia con tejido de los diferentes detectores de radiación existentes [2-5]. A pesar de ello, hoy por hoy es un problema abierto de interés mundial prueba de ello, es que aún no se cuenta con un protocolo de carácter internacional y únicamente se ha determinado el uso de detectores con dimensiones menores al campo de radiación a medir [6-10]. Este trabajo pretende caracterizar los haces pequeños de radiación, como lo son los utilizados en radiocirugía y radioterapia estereotáctica, mediante el uso de películas radiocrómicas EBT2 (las cuales poseen una alta resolución espacial y tienen equivalencia a tejido). Con ello se pretenden obtener medidas con alta precisión y exactitud, establecer una metodología del uso de este tipo de detectores para dosimetría de campos pequeños y tener un control de calidad en tratamientos de intensidad modulada.

Introducción

La radiocirugía estereotáctica así como la radioterapia estereotáctica requieren una alta precisión y exactitud en el depósito de la dosis, esto depende críticamente del registro espacial exacto de las dosis prescritas al volumen blanco y a las estructuras de riesgo, así como de la realización de una exacta dosimetría. La desventaja en la medición de estos campos de radiación es que poseen altos gradientes de dosis y falta de equilibrio electrónico lateral dentro de un área muy pequeña [1], lo que limita el uso de detectores como las cámaras de ionización para obtener la dosimetría confiable. La precisión se obtiene entre otros parámetros mediante la realización de la dosimetría que alimenta al sistema de planeación mediante la cual los algoritmos calculan la distribución de dosis. A pesar de que el cálculo de dosis precisa un pequeño número de mediciones dosimétricas, la manera de realizar estos cálculos supone un desafío. En particular, los haces de radiación con gradientes de dosis elevados requieren detectores y cámaras con una alta resolución espacial. Los problemas específicos relacionados con el cálculo y los métodos disponibles para realizar el cálculo dosimétrico, la calibración de la dosis absorbida y la verificación de la planeación han sido ampliamente discutidos [7-9, 11-14]. El aspecto más importante para la selección del dispositivo de medición dosimétrica es el tamaño del detector respecto al diámetro del haz de radiación. Para la caracterización de haces pequeños de radiación se han utilizado diferentes detectores o dosímetros: las cámaras de

ionización, detectores de estado sólido, detectores tipo diamante, dosímetros termoluminiscentes, películas radiográficas y radiocrómicas [11, 14-17]. Las ventajas y desventajas de cada uno de estos detectores han sido ampliamente discutidas en la literatura [17,18]. Las ventajas del uso de las películas radiocrómicas sobre las películas radiográficas son que: no necesitan un proceso de revelado, no dependen de la energía y por ello, no es necesario aplicar factores de corrección en las medidas realizadas. Las películas radiocrómicas EBT2 son un nuevo modelo de películas de este tipo que poseen mayores atributos que sus predecesoras [18, 19-21]. Por lo cual, la hacen ideal para la dosimetría de campos de intensidad modulada y campos pequeños como los utilizados en radiocirugía objeto de estudio en este trabajo.

Procedimiento Experimental

Para realizar las medidas se utilizó un acelerador lineal de 6 MV en modo de fotones que posee un sistema de colimación cónico con diámetros variables que van de 4.0, 6.0, 7.5, 10.0, 12.5, 15.0 y 20 mm a isocentro y un sistema de colimación micromultihojas 3m-mMLC utilizado para tratamientos conformales e intensidad modulada. Para el simposio se presentan únicamente los resultados obtenidos durante el semestre. Para la caracterización de los diferentes sistemas de colimación y micromultihojas se utilizó BEAMNCR reproduciendo las condiciones experimentales.

Los materiales a emplear fueron: películas radiocrómicas EBT2, diodo estereotáctico como dosímetro de referencia, maniquí de agua para establecer las condiciones experimentales y un escáner comercial Epson Perfection V750 PRO de cama plana en modo de transmisión.

Resultados y Análisis

Previo a la realización de este trabajo fue necesaria la caracterización del dosímetro seleccionado, para ello, se realizaron las pruebas pertinentes siguiendo las recomendaciones realizadas por AAPM en su reporte 63 [14] y Richley et al [22] para este tipo de películas. Los resultados de la caracterización se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Dependencia de la lectura de las películas EBT2 un escáner comercial de cama plana Epson Perfection V750 PRO.

Dependencia	Diferencia (%)
Orientación angular	7.093 ± 0.003
Orientación de cara	0.008± 0.003
Posición en el escáner	2.235 ± 0.003
Homogeneidad en la respuesta	*



Para la prueba de homogeneidad de la respuesta se realizó el método de corrección propuesto por el fabricante (llamado Red:Blue) que corrige in-homogeneidades causadas por la variación en espesor de la película. Para esta prueba se optó por analizar distribuciones de dosis con mapas de afluencia de intensidad modulada realizando un análisis de índice gamma 1%/1mm, 2%/2mm, 3%/3mm; los resultados se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Medición de homogeneidad de la respuesta mediante un análisis de índice gamma con diferentes restricciones.

Método	Gamma Index (%)		
	1%/1mm	2%/2mm	3%/3mm
Sin corregir	72.3	93.8	96.4
Red:Blue	89.2	99.6	99.9

Conclusiones

Con este trabajo, se establecen las bases para la utilización de películas radiocrómicas para la caracterización y uso de dosimetría de campos pequeños e intensidad modulada considerando previamente una corrección por la no uniformidad de la película radiocrómica EBT2. Durante este proceso se utilizó un filtro de Wiener para reducir el ruido [23] y un aplanado para uniformizar la película debida a heterogeneidades intrínsecas y los efectos de dispersión de luz [24]. Respecto al análisis gamma los resultados obtenidos se encuentra acorde con lo reportado en la literatura. En un estudio reciente, Chung et al muestran que para los campos de IMRT clínicos que no excedan de $15 \times 15 \text{ cm}^2$, un escáner de superficie plana se puede utilizar para dosimetría con una precisión del 2-4% para películas EBT [25].

Agradecimientos

Agradecemos al M. en C. José Manuel Lárraga Gutiérrez por su valiosa aportación a este trabajo y al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía por permitirnos realizar el estudio en sus instalaciones.

Referencias

[1] A. Wu, RD Zwicker, AM Kalend and Z. Zheng. Med. Phys. **20**, 777-779 (1993).
[2] A. Mack, SG Scheib, J. Major, S. Gianolini, G. Pazmandi, H. Feist, H. Czempel, and HJ Keiner. Med. Phys. **29**, 2080-2089 (2002).
[3] XR Zhu, JJ Allen, J. Shi, and WE Simon. Med. Phys. **27**, 472-477 (2000).
[4] A. Somigliana et al. Phys. Med. **44**, 887-897 (1999).

[5] JS Tsai, MJ Rivard, MJ Engler, JE Mignano, DE Wazer, and WA Shucart. Med. Phys. **30**, 986-992 (2003).
[6] J. Das, GX Ding, A Ahnesjö. Med. Phys. **35** (1), 206-215 (2008).
[7] CF Serago, PV Houdek, GH Hartmann, DS Saini, ME Serago, and A. Kaydee. Phys. Med. Biol. **37**, 1943-1956 (1992).
[8] BE Bjarngard, JS Tsai, and RK Rice. Med. Phys. **17**, 794-799 (1990).
[9] RK Rice, JL Hansen, GK Svensson, and RL Siddon. Phys. Med. Biol. **32**, 1087-1099 (1987).
[10] CH Sibata, HC Mota, AS Beddar, PD Higgins, and KH Shin. Phys. Med. Biol. **36**, 621-631 (1991).
[11] M. Heydarian, PW Hoban, and AH Beddoe. Phys. Med. Biol. **41**, 93-110 (1996).
[12] E. Podgorsak, A. Oliver, M. Plan, PY Lefebvre, J. Hazel. Int. Radiat. Oncol. **14**, 115-126 (1988).
[13] GH Hartmann, Published by Springer-Verlag, Berlin Heidelberg. (1995).
[14] AAPM, Published by American. Institute of Physics. Report No. **63**, (1998).
[15] M. Westermarck, J. Arndt, B. Nilsson, and A. Brahme. Phys. Med. Biol. **45**, 685-702 (2000).
[16] N. Rustgi and DMD Frye. Med. Phys. **22**, 2117-2121 (1995).
[17] DM Duggan and CW Coffey II. Med. Dosim. **23**, 153-159 (1998).
[18] EE Wilcox and GM Daskalov. Med. Phys. **34** (6), (2007).
[19] ST Chiu-Tsao, Y Ho, R. Shankar, L. Wang, and LB Harrison. Med. Phys. **32**, 3350-3354 (2005).
[20] T. Cheung, MJ Buston, PKN Yu. Med. Phys. **33** (8) 2912-2914, (2006).
[21] T. Cheung, MJ Buston, PK Yu. Phys. Med. Biol. **50**, 281-285 (2005).
[22] L. Richley et al. Phys. Med. Biol. **55**, 2601-2617 (2010).
[23] S. Devic S et al. Med. Phys. **32**, 2245-2253 (2005).
[24] OA García-Garduño et al. J. Appl. Clin. Med. Phys. **9**, 90-98 (2008).
[25] H. Chung, B Lynch, S Samant. J. Appl. Clin. Med. Phys. **11** 101-115 (2010).