

CAMPOS PEQUEÑOS EN RADIOTERAPIA: EFECTOS DE OCLUSIÓN DE LA FUENTE

Fernández, M.L.^{1,2*}, Minsky, D.M.^{2,3,4}, Sánchez, G.D.^{1,5,6}

¹ Facultad de Ciencias Exactas, Universidad Nacional de La Plata. Calle 115 y 47, La Plata, Buenos Aires, Argentina.

² Comisión Nacional de Energía Atómica. Av. Gral. Paz 1499, San Martín, Buenos Aires, Argentina.

³ Escuela de Ciencia y Tecnología, Universidad Nacional de San Martín. M. Irigoyen 3100, San Martín, Buenos Aires, Argentina.

⁴ Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas. Av. Rivadavia 1917, C.A.B.A., Argentina.

⁵ Centro de Diagnóstico y Tratamiento. Av. Belgrano 2309 C.A.B.A., Argentina

⁶ Vidt Centro Médico. Vidt 1924 C.A.B.A., Argentina

RESUMEN

En la radioterapia moderna se ha incrementado la utilización de campos pequeños de radiación. El uso de estos campos, por lo general de tamaño menor a 4cmx4cm, involucran varios desafíos dosimétricos debido a la falta de equilibrio electrónico, la disponibilidad de detectores de dimensiones comparables a las del campo y al efecto del tamaño de la fuente. Este último contribuye a la dificultad a través del ensanchamiento de los perfiles, resultando en que los métodos para determinar el tamaño de campo, como lo es Full Width at Half Maximum (FWHM) fracasen. En este trabajo, se determinó la oclusión de la fuente a través de medidas de perfiles en campos de 2cmx2cm, 1.5cmx1.5cm y 1cmx1cm en un equipo Varian Clinac 6EX, a 10cm de profundidad en un fantoma de agua. Dichas medidas se compararon con cálculos Monte Carlo y datos geométricos. El modelo numérico se validó contrastando con medidas experimentales en un campo de 10cmx10cm a 10cm de profundidad. Los resultados mostraron que para un campo de 10cmx10cm la oclusión es de un 1% para datos experimentales y 1.5% para simulados. Para un campo de 2cmx2cm, el valor de FWHM para datos experimentales y simulados es menor que los datos geométricos en un 3% y 8% respectivamente. Para el campo de 1.5cmx1.5cm y 1cmx1cm la oclusión correspondiente a datos experimentales es del 10% y 15% y para datos simulados es del 18% y 10% respectivamente. Esto demuestra la influencia del tamaño de la fuente en la determinación de FWHM cuando se conforman campos pequeños. Finalmente, se discute la fuerte influencia de las dimensiones de las celdas de medición en la precisión del cálculo numérico.

1. INTRODUCCIÓN

La radioterapia tiene como objetivo suministrar una dosis letal de radiación a células cancerosas produciendo el mínimo daño posible a las regiones circundantes sanas. La radioterapia externa se caracteriza por tener la fuente de radiación a cierta distancia del paciente, por lo que el volumen del tumor es irradiado por un haz externo. El tamaño de campo es un parámetro que usualmente representa un compromiso entre el tamaño del volumen blanco y la necesidad de simplificar la forma del haz.

La radioterapia moderna utiliza campos de radiación pequeños para modalidades especiales. Dichas modalidades requieren una alta precisión y exactitud en el depósito de la dosis, esto depende fuertemente del registro espacial de las dosis prescriptas al volumen blanco y a las estructuras de riesgo, así como de la realización de una dosimetría con alto grado de exactitud. Esto genera nuevos desafíos relacionados con la falta de condiciones de equilibrio de las partículas cargadas, el bloqueo parcial de la fuente del haz dando lugar a

superposiciones en la penumbra y la disponibilidad de detectores de tamaño pequeño en comparación a las dimensiones del campo de radiación (Das *et al.* 2008).

Los efectos del tamaño de la fuente de radiación cuando el haz está colimado son muy claros por debajo de cierto tamaño de campo. Cuando sólo una parte de la superficie de la fuente puede ser vista desde el detector, el rendimiento del haz (output) será menor que su análogo para tamaños de campo en donde la fuente no está ocluida. Estas variaciones en la salida influyen de modo significativo en los perfiles provocando que la penumbra geométrica se extienda por todo el campo transversal (Aspradakis *et al.*, 2010) causando errores en la determinación de FWHM (Full Width at Half Maximum) ya que conlleva a que disminuya el máximo de la curva que define su valor (Fig. 1) y por lo tanto a la obtención de valores sobreestimados (Das *et al.*, 2008).

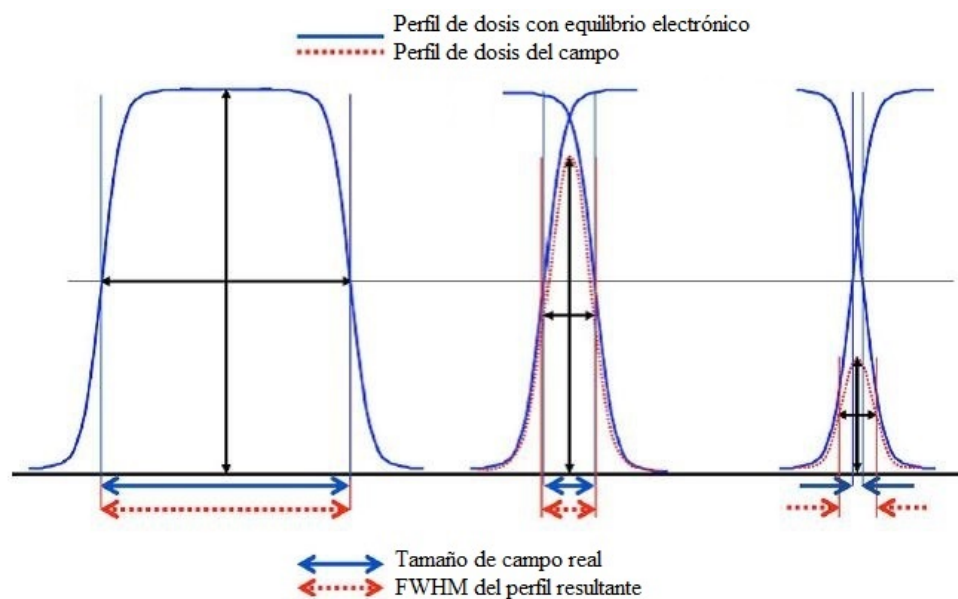


Figura 1. FWHM a medida que el campo se estrecha (IPEM Report 103 (2010)).

Con el objeto de estudiar los efectos de oclusión de la fuente cuando se conforman campos de dimensiones pequeñas, en este trabajo se procedió a realizar mediciones en un fantoma de agua con un equipo Varian Clinac 6EX para campos cuadrados de 2cm, 1,5cm y 1cm de lado. Luego se obtuvieron datos numéricos de una simulación Monte Carlo de los procesos de transporte que allí se producen y finalmente se calcularon los valores de FWHM para cada campo.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1. Técnica numérica.

Se modeló un equipo Varian Clinac 6EX con el código Monte Carlo MCNP5 (Monte Carlo N-Particle Versión 5) de modo tal de obtener datos numéricos sobre los perfiles de dosis para campos de 10cmx10cm, 2cmx2cm, 1.5cmx1.5cm y 1cmx1cm. En las simulaciones numéricas se tuvo en cuenta la descripción geométrica detallada de las partes fundamentales del acelerador: blanco (target), colimadores primarios, filtro aplanador y colimadores secundarios. Asimismo, se tuvo especial cuidado en la descripción de la composición de los materiales y sus densidades.

El haz de electrones fue modelado para que partiera de una geometría cilíndrica, con una energía de 6 MeV, con dirección preferencial hacia el target, a modo de reflejar de una manera eficiente las características de la salida del tubo de electrones real.

Las mediciones numéricas de todo el cálculo Monte Carlo consistieron en la energía depositada de las partículas en las celdas de medición (porción de geometría). Se definieron celdas cúbicas de medición. En los casos de campos de radiación de 2cmx2cm, 1.5cmx1.5cm y 1cmx1cm, se configuraron de lado 0.25cm y para el campo de 10cmx10cm de 0.5cm de lado.

2.2. Obtención de datos experimentales y validación.

Los perfiles de dosis experimentales se obtuvieron utilizando el equipo Varian Clinac 6EX. Se dispuso un fantoma (maniquí de agua) con un sistema de escaneo 2D, a una distancia fuente-superficie de 100cm ($TPR_{20,10} = 0.655$). Los tamaños de campo elegidos para las mediciones fueron 10cmx10cm, 2cmx2cm, 1.5cmx1.5cm y 1cmx1cm. La obtención de datos para los perfiles de dosis se realizaron a 10cm de profundidad bajo las siguientes condiciones ambientales: 101.3 kPa, 20°C y con un 40% de humedad. Las cámaras de ionización que se utilizaron para las mediciones relativas fueron PTW Farmer 30011 y PTW PinPoint 31014.

Para validar las distribuciones de dosis obtenidas del modelo de acelerador con las obtenidas del cálculo Monte Carlo, se compararon los perfiles de dosis para campos de radiación de 10cmx10cm a 10cm de profundidad obtenidos experimentalmente y en forma numérica. Dicha profundidad es característica al momento de evaluar parámetros del perfil porque representa una distancia alejada de la zona de *build up* y en donde la atenuación del haz no es excesiva. El parámetro a ajustar se centró en el tamaño del haz de electrones. El método utilizado consistió en realizar un ajuste en los perfiles con una función sigmoidea de la forma:

$$y=A1 + \frac{(A2-A1)}{1+10^{(\log x_0-x)p}} \quad (1)$$

2.3. Cálculo de Full Width at Half Maximum.

Con los perfiles correspondientes a 10cm de profundidad provenientes de la simulación y con los medidos en el equipo, se ajustaron curvas de acuerdo a la ecuación 1.

De este modo se puede calcular valores de FWHM para obtener información acerca del tamaño de campo dosimétrico.

Adicionalmente, se calculó el tamaño de campo “geométrico”. Éste surge de evaluar la proyección geométrica de un campo en particular a 10cm de profundidad en el fantoma.

3. RESULTADOS

3.1. Validación del modelo numérico

La comparación de los perfiles experimentales y simulados en un campo de 10cmx10cm resultó en una diferencia promedio del 2.5% (Fig. 2).

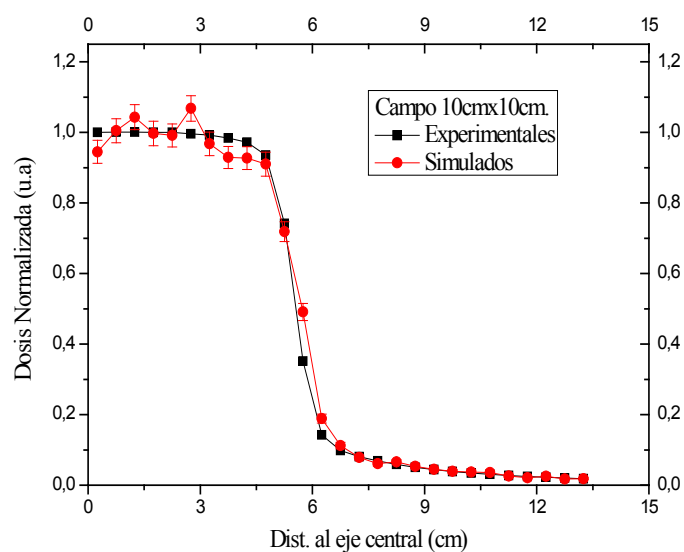
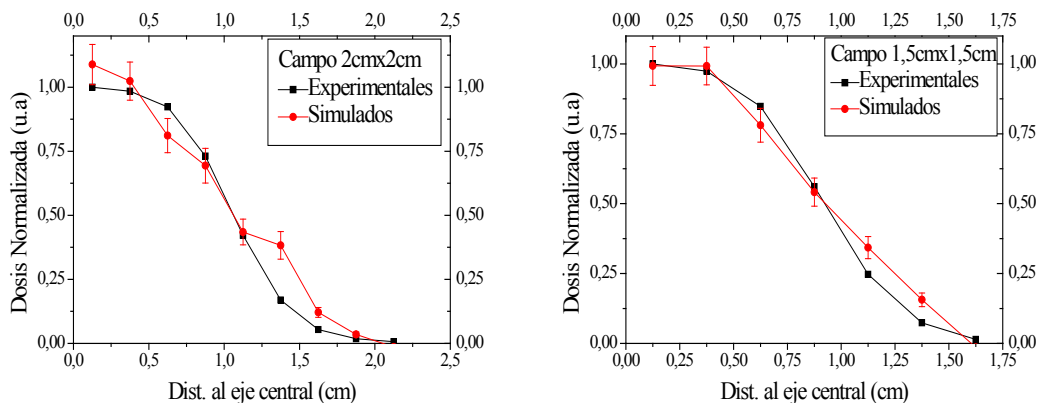


Fig. 2. Perfiles de Dosis a 10cm de profundidad para un campo de 10cm de lado. El perfil en color negro corresponde al experimental y el rojo al de simulación.

En las figuras 3a, 3b y 3c se muestra una comparación entre perfiles experimentales y simulados para los campos de 2cm, 1.5cm y 1cm de lado.



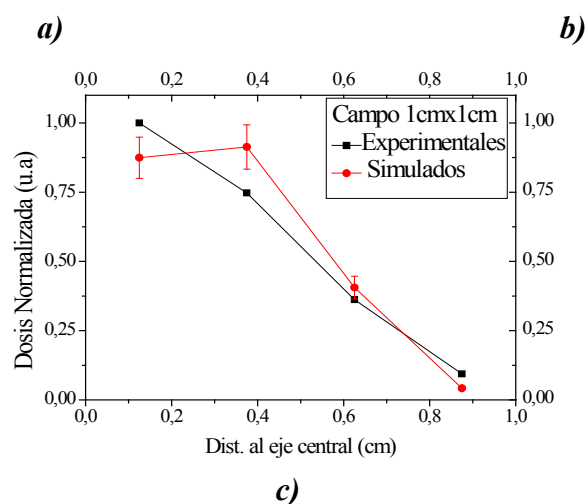


Fig. 3. Perfiles de Dosis a 10cm de profundidad para campos de a) 2cm, b) 1.5cm y c) 1cm de lado. Los perfiles en color negro corresponden a los experimentales y los rojos a los de simulación.

3.2. Comparación de FWHM.

Para el campo de 2cmx2cm el perfil simulado se ajustó de acuerdo a la ecuación 1 con nueve puntos que corresponden a las celdas de medición. Para el campo de 1.5cmx1.5cm y 1cmx1cm con siete y cuatro puntos respectivamente.

La tabla I muestra la comparación entre los tamaños de campo “geométricos”, los obtenidos experimentalmente con el equipo y los adquiridos de datos simulados.

Tabla I. FWHM/2 (cm) obtenidos de datos experimentales, simulados y geométricos.

Tamaño de Campo en superficie	FWHM/2 Geométrico	FWHM/2 Experimental	Geométrico/ Experimental	FWHM/2 Simulado	Geométrico/ Simulado	Simulado/ Experimental
10cmx10cm	5.5	5.55 (0,001)	0.991	5,58 (0,09)	0.985	1.001
2cmx2cm	1.1	1.06(0.002)	1.03	1.019 (0.09)	1.08	0.961
1,5cmx1,5cm	0.825	0.916(0.004)	0.90	1,008 (0.06)	0.82	1.1
1cmx1cm	0.55	0,647(0.003)	0.85	0,61 (0.1)	0.901	0.942

Los resultados muestran que para un campo de 10cmx10cm en superficie, la oclusión es de un 1% para datos experimentales y 1.5% para datos simulados. Para un campo de 2cmx2cm, el valor de FWHM/2 para datos experimentales y simulados es menor que el obtenido en forma geométrica en un 3% y 8% respectivamente. Para un campo nominal de 1.5cmx1.5cm,

la oclusión llega a un 10% para las mediciones experimentales y a un 18% para el modelo numérico. Asimismo, para el menor tamaño de campo la oclusión alcanza un 15% para el equipo y un 10% para el obtenido por el modelo numérico.

La última columna muestra que para campos nominales de 2cm y 1cm de lado, los FWHM/2 obtenidos de medidas en el acelerador son un 4% y un 5.7% mayores que los obtenidos del modelo numérico. Para el campo de 1.5cm de lado, el FWHM/2 obtenido de la simulación es un 10% mayor que el experimental.

4. CONCLUSIONES

A partir de los procedimientos descritos anteriormente para el desarrollo de un modelo de acelerador, se logró simular los procesos de transporte de partículas cuando los colimadores conforman campos de dimensiones pequeñas. Con la información obtenida de los perfiles de dosis en la simulación se calcularon los valores de FWHM. Éstos fueron comparados con proyecciones geométricas y con valores obtenidos experimentalmente en el acelerador.

Los resultados evidencian que, a diferencia de lo que ocurre con haces convencionales, el tamaño de campo determinado por FWHM obtenido de perfiles a 10cm de profundidad no coincide con el campo definido por los colimadores, para dimensiones de campo pequeñas.

El tamaño de las celdas de medición en el modelo fue un factor determinante, ya que resultó en un número de muestras muy pequeño, llegando a cuatro para el campo de 1cm de lado. Esto influyó de manera significativa a la hora de realizar un ajuste numérico para la obtención de FWHM. Si bien la elección del tamaño de las celdas está relacionada con la disminución de los tiempos de simulación, es posible mejorar esta resolución.

Aunque en algunos casos el error en los resultados fue significativo, se demostró la factibilidad de cuantificar parámetros relacionados con la utilización de campos pequeños de fotones. En el futuro, se continuará con los esfuerzos para reducir el tiempo de cálculo a través del uso de datos en el espacio de las fases con lo que se podría redefinir el tamaño de las celdas y emplear mayor cantidad de tiempo en la reducción de los errores relativos relacionados con la medida.

5. REFERENCIAS

1. Alfonso R. *et al* "A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields" *Medical Physics*, **35**(11)5179-5189 (2008).
2. Aspradakis M., Duane S., Rosser K., Warrington J., Conway J., Palmans H., Byrne J. "Report N° 103: Small Field MV Dosimetry ". York, England. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) (2010).
3. Cho S H, Vassiliev O N, Seungsoo L, Liu H H, Ibbott G S, Mohan R., "Reference photon dosimetry data and reference phase space data for the 6 MV photon beam from Varian Clinac 2100 series linear accelerators", *Med. Phys.* **32**, 137-148 (2006).
4. Das, I. J., Ding, G., A. "Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry", *Medical Physics*, Vol. **35** (1) 207 (2008).

5. Sanchez - Doblado F., Hartmann G. H., Pena J., Roselló J.V, G. Russiello, Gonzalez-Castaño D. M., “A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beams” *Medical Physics* **23**, 58-66 (2007).
6. “Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest”. <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm> (1996).
7. IAEA. “Colección de informes técnicos nº 398. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos: Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua”. Austria. (2005).
8. Keall P. J., Siebers J. V., Libby B., Mohan R. “Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using a standard measured data set” *Medical Physics*. **20**, 574-582 (2003).
9. Laub W. U. & Wong T. “The volume effect of detector in the dosimetry of small fields used in IMRT”. *Medical Physics* **30** 341-7 (2003).
10. Maronna Ricardo A. “Probabilidad y Estadística Elementales” Facultad de Ciencias Exactas. Universidad Nacional de La Plata (pp 133-142) (1995).
11. Mayles P., Nahum A. & Rosenwald J.C. “Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice” Linear accelerators. Londres (2007)
12. Paskalev K. A., Seuntjens J. P., Patrocinio H. J. & Podgorsak E. B. “Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 and 3 mm in diameter),” *Medical Physics* **30**, 111–118 (2003).
13. Sauer O. A. & Wilbert J. “Measurement of output factors for small photon beams”, *Medical Physics* Vol **34** (6)1983-1984 (2007).
14. “Small Field Dosimetry for IMRT and Radiosurgery”. <http://chapter.aapm.org/seaapm/meetings/2011/S4-T1-Suentjens-Small-Field-Dosimetry.pdf> (2011).
15. CRS scanning system. <http://beamscanners.com>
16. Li X. A., Soubra M., Szanto J., Gerig L. H., “Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps”. *Medical Physics* **22**, 1167–1170 (1995).
17. X-5 Monte Carlo Team, “MCNP- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Version 5, Los Alamos National Laboratory. 80-90 (2003, revisión 2008).

