Rev. latinoam. fís. méd. 2015; 1(2): 38-41

DOSIS PERIFÉRICA EN RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT) Y SU IMPLICANCIA EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

A. Cobos[1-2], D. Sanz [1], G. Alvarez[1],
[1] Fundación Escuela de Medicina Nuclear (FUESMEN), Mendoza, Argentina
[2] Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Argentina

RESUMEN

Se desarrolló un modelo de cálculo que permite estimar la fluencia energética periférica (fluencia que ocurre fuera del haz de radiación) producida por la dispersión de la radiación en los filtros compensadores que se utilizan en la modalidad de IMRT. Dicho modelo se basa en la aplicación de la ecuación de transporte para fotones bajo la suposición de que los mismos se transportan en una única dirección (método de colapsado), involucrando tiempos de cálculos relativamente pequeños y gran simpleza de programación. Con el objeto de validar el modelo, se determinaron experimentalmente la fluencia y la dosis periférica para tres tamaños de filtros compensadores. Se encontró que existe una leve sobreestimación sistemática del modelo con respecto a los resultados experimentales. Los valores experimentales permitieron también la comparación de las dosis periféricas con las de otras modalidades de dispensa de haz. Además, se desarrolló un modelo para estimar la dosis anual que ocurre en cualquier punto representativo de una zona a proteger con un blindaje, a partir de los valores de fluencia teóricos. El uso de estos valores permitió automáticamente tomar una postura conservadora debido a la leve sobreestimación ya mencionada, a la par de contar con un modelo de cálculo para su uso masivo. Se encontró que la contribución de la dosis periférica a la dosis anual resulta más que significativa, sugiriéndose que la misma sea considerada en los cálculos del diseño de barreras secundarias.

Palabras claves: IMRT, Dosis periférica, Protección radiológica, Ecuación de transporte.

ABSTRACT

We developed a computational model to estimate the peripheral energy fluence (fluence that occurs outside the radiation beam) produced by radiation scattering from compensating filters used in IMRT. This model is based on the photon transport equation with the assumption that they are transported in one direction (collapsed method) involving relatively small calculation times and great simplicity of programming. In order to validate the model, fluences and peripheral doses were determined experimentally for three different sizes of compensators filters. It was found that there is a slight systematic overestimation of the model with respect to experimental results. The experimental values also allowed comparison of the peripheral dose with those of other modalities. On the other hand, a model was developed to estimate the annual dose that occurs at any region to be protected with a shield from the theoretical values obtained from peripheral energy fluence. Using the theoretical values automatically allowed taking a conservative approach because of the slight overestimation mentioned above. This model also allows for massive use in shielding calculation. It was found that the contribution of the peripheral dose to the annual dose is significant, suggesting therefore that it must be considered in the design
when calculating secondary barriers.

Keywords: IMRT, Peripheral dose, Radiation protection, Transport equation.

I. INTRODUCCIÓN

Una característica importante de la IMRT tanto para la modalidad de filtros moduladores como de MLC es que la dispensa de la radiación está asociada a un mayor número de unidades monitoras, lo que implica una mayor contribución de la radiación de fuga del cabezal y de dispersión de los colimadores y/o filtros moduladores[1][2][3], con el consiguiente aumento de la dosis periférica (PD), esto es, dosis en regiones cercanas y lejanas de la zona tumoral. Este aumento de la PD junto con el aumento de sobrevida de los pacientes producto de las mejores técnicas de radioterapia y de calidad de vida han sido las causas principales del aumento de cánceres radioinducidos ocurridos en los últimos años[4][5]. Por todo esto, la estimación y el análisis de la PD ha resultado ser de gran interés en el marco del presente trabajo. La determinación experimental de la PD resulta ser una tarea dificultosa debido a la baja fluencia energética involucrada en la zona de interés, lo que implica la determinación de cantidades pequeñas, el uso de un número grande de unidades monitoras y de una gran cantidad de puntos espaciales. Desde el punto de vista teórico, una forma de resolver los problemas de transporte de la radiación es mediante los métodos de simulación Monte Carlo (MC). Un análisis dosimétrico a nivel de todo el paciente con el método MC requiere tiempos todavía prohibitivos en una clínica con demanda normal de tratamientos. Otra forma de tratar el transporte de la radiación es mediante la ecuación de transporte. Resolver la ecuación de transporte completa para el

estado estacionario requiere de un gran espacio de datos debido no sólo a la gran cantidad de grupos angulares y de energías necesarios para obtener una solución aceptable, sino también a la gran cantidad de elementos de volúmenes productos de la discretización espacial. Por todo lo mencionado, uno de los objetivos de este trabajo consistió en el desarrollo de un modelo de cálculo basado en la aplicación de la ecuación de transporte para fotones que permitiese disminuir notoriamente la cantidad de información necesaria para su procesamiento, siendo el modelo validado mediante las fluencias energéticas periféricas determinadas experimentalmente para diferentes tamaños de filtros compensadores. Con el objeto de analizar la implicancia de la dosis periférica en la protección radiológica, se ha desarrollado paralelamente un modelo que permite aproximar la cantidad de radiación anual dispersada por los filtros compensadores que llega a un punto representativo de una región a proteger con un blindaje.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Modelo unidimensional aplicado al filtro compensador

En la Figura 1 se plantea la situación de la fluencia de energía que llega al punto excéntrico $\mathbf{r_{exc}}=(x_{exc}, y_{exc}, z_{exc})$ debida a un haz monoenergético de fotones de energía E_0 , incidiendo de forma planar y con una fluencia de energía Ψ_0 , sobre la superficie $z = z_2$ de un filtro compensador. El filtro compensador es del estilo de los diseñados en FUESMEN, realizados con Cerrobend sin Cadmio, utilizando moldes de fibra de mediana densidad (MDF) en los que se cuela por capas la fundición de este material [6]. Si se supone que los fotones incidentes, luego de ser dispersados un ángulo θ y en la dirección $\mathbf{\Omega}_\theta = =-(\mathbf{r_m} - \mathbf{r_{exc}})/|\mathbf{r_m} - \mathbf{r_{exc}}|= -\mathbf{R_m}/|\mathbf{R_m}|$ desde el elemento de volumen $dv_m = dx_m dy_m dz_m$ en torno a $\mathbf{r_m}= (x_m , y_m , z_m)$, se transportan siempre a lo largo de esa misma dirección (colapsado de fotones), luego el espectro $\Psi(\mathbf{r_m}, E)$ debido a los fotones dispersados en la dirección $\mathbf{\Omega}_\theta$, estará descrito por la siguiente ecuación de transporte

$$-\frac{d\Psi(\mathbf{r_m},E)}{dR_m}+\mu(\mathbf{r_m},E)\Psi(\mathbf{r_m},E)= \\ =\int_0^{E_0}\Psi(\mathbf{r_m},E')\frac{E}{E'}\Sigma_s(\mathbf{r_m},E'\to E)dE'+S(\mathbf{r_m},E) \quad , \quad (1)$$

En la ecuación (1) se ha considerado a cada elemento de volumen dv_m a lo largo de dicha dirección, como fuentes de radiación de valor

$$S(\mathbf{r_m},E)=\Psi_0 F\left(\frac{z_f-z_2}{z_f-z_m}\right)^2\frac{d\sigma}{d\Omega_\theta} \quad , \quad (2)$$

donde F es el factor de atenuación del haz desde la superficie de incidencia z_2 hasta la superficie z_m, el factor $[(z_f - z_2)/(z_f - z_2)]^2$ es la corrección por cuadrado de la distancia, siendo z_f la posición de la fuente del haz incidente. Finalmente, $d\sigma/d\Omega_\theta$ es la sección eficaz de dispersión a un ángulo θ y en la dirección $\mathbf{\Omega}_\theta$. Para obtener la fluencia de energía debida a todos los fotones que llegan al punto $(x_{exc}, y_{exc}, z_{exc})$ basta integrar, para todas las energías y a través de todo el ángulo sólido bajo el cual se observa el filtro compensador desde dicho punto, las soluciones de la ecuación (1) correspondientes a los fotones que emergen del filtro compensador en las distintas direcciones $\mathbf{\Omega}_\theta$.

Dosis anual en un punto de interés

Para el planteo del modelo de cálculo de la dosis anual debida a la radiación dispersada desde el filtro compensador se considera el sistema de coordenadas que aparece en la Figura 2 en el que el origen del mismo coincide con el punto de interés (representativo de una dada zona a proteger). El punto $\mathbf{r}_0 = (x_0, y_0, z_0)$ representa la coordenada del isocentro. El cabezal del acelerador, y por ende el filtro compensador, giran sobre el plano $x = x_0$. Si $\mathbf{r}'= (x', y', z')$ es la coordenada del centro del filtro compensador respecto del origen de coordenadas, donde $x' = x_0$, luego $\boldsymbol{\rho} = \mathbf{r}' - \mathbf{r}_0$ es el vector posición del filtro compensador respecto del isocentro. Si $\mathbf{r} = =(x, y, z)$ representa el punto de intersección entre la recta que pasa por $\mathbf{r}'$ y el plano perpendicular al eje del haz que pasa por el isocentro, la ecuación normal de dicho plano estará dada por

$$\boldsymbol{\rho}\cdot(\mathbf{r}-\mathbf{r_0})=(y-y_0).(y'-y_0)+(z-z_0).(z'-z_0)=0 \, , \quad (3)$$

a partir de la cual se pueden obtener las coordenadas (x, y, z) del punto de intersección que tendrá asociado una fluencia de energía debida a la dispersión de la radiación desde el filtro compensador, la cual puede ser obtenida experimentalmente, o bien, calculada con el modelo asociado a la ecuación (1). Dicho punto de intersección depende del ángulo α que forma el cabezal con la vertical paralela al eje z (ver Figura 2). En los tratamientos de IMRT dicha angulación es paciente dependiente, por lo que las angulaciones son equiprobables. Sin embargo, no todos los ángulos van a contribuir a la fluencia en el punto, esto es, los límites de la región angular de interés serán los dos ángulos para los cuales el punto de interés pertenece al plano isocéntrico. Así, $\alpha_1 = \arctan(-z_0/y_0)$ y $\alpha_2 = \arctan(-z_0/y_0) + \pi$. Integrando entre estos límites α_1 y α_2 , y usando la aproximación por cuadrado de la distancia, la dosis anual D^{PD} en el punto de interés debida a la dosis periférica y relativa a la dosis en isocentro, estará finalmente dada por

$$D^{PD}=\frac{WT_o}{2\pi\Psi^{open,iso}}\int_{\alpha 1}^{\alpha_2}K\Psi(|\mathbf{r}(\alpha)-\mathbf{r_0}|)\frac{|\mathbf{r}'(\alpha)-\mathbf{r}(\alpha)|^2}{|\mathbf{r}'(\alpha)|^2}d\alpha \, , \quad (4)$$

donde K denota la relación entre la PD (como fracción de la dosis en isocentro para campo abierto) y la fluencia (también relativa a la del isocentro para campo abierto), W es la carga de trabajo, T_o el factor de ocupación y

$\Psi_{open,iso}$ representa la fluencia que ocurre en el isocentro para campo abierto.

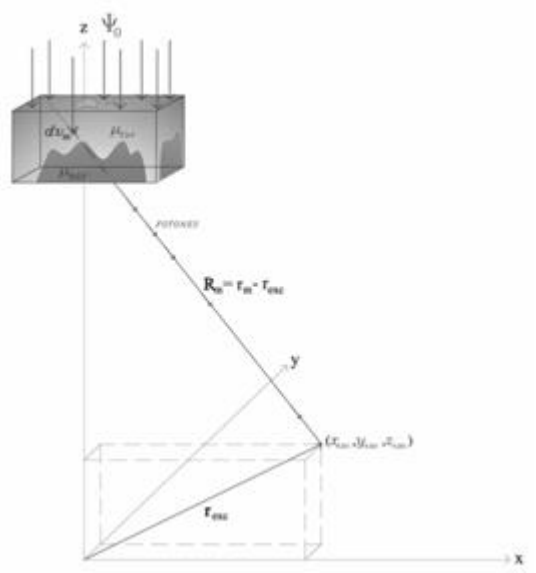


Figura 1: Planteo del modelo de colapsado de fotones.

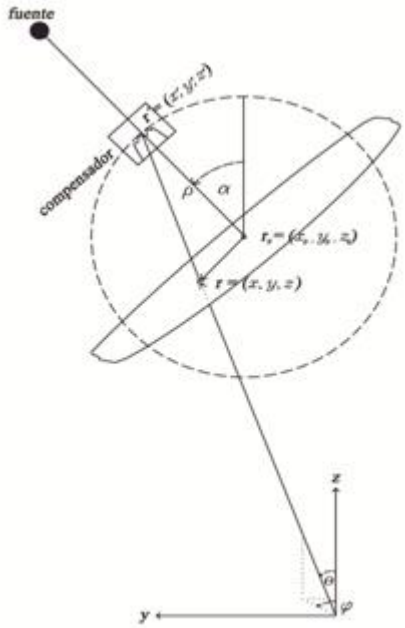


Figura 2: Planteo geométrico para el cálculo de la fluencia de energía anual. Se aclara que el eje x entra perpendicular al papel. El plano isocéntrico se ha dibujado levemente fuera de perspectiva de manera de facilitar su visualización tridimensional.

Determinaciones experimentales y cálculos teóricos

Se realizaron determinaciones experimentales de dosis y fluencia periférica con un sistema ionométrico compuesto por una cámara de ionización NE 2571 tipo Farmer de 0,63 cm^3 y un electrómetro KEITHLEY 35617 EBS. Todas las mediciones fueron realizadas en un acelerador SIEMENS MXE-2 con energía de 6MV y con irradiaciones de 150 unidades monitoras (UM). Se determinaron (en un fantoma de poliestireno y a una profundidad de 6 cm) dosis periféricas correspondientes a tres filtros compensadores -Chico, Mediano y Grande- en el plano isocéntrico y a excentricidades x = 0, borde de campo, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 800 y 1000 mm del eje central. Los valores de campo asociados a cada compensador fueron de 57 x 84 mm^2, 110 x 135 mm^2 y 290 x 260 mm^2. Las fluencias en aire se determinaron para las mismas condiciones experimentales que las dosis periféricas, a excepción del fantoma. El modelo de colapsado fue programado numéricamente. El tratamiento de las energías se realizó mediante la aproximación por multigrupos[7] Para el cálculo de la dosis anual debida a la dosis periférica, el punto de interés se escogió justo donde finaliza la barrera primaria norte y comienza la secundaria norte, esto es, a una distancia Norte-Sur y Este-Oeste del isocentro de 5,40 y 1,91 m respectivamente. La posición vertical del punto se escogió igual a la del isocentro, medida desde el piso. Se aclara que los límites de dosis que fueron utilizados en el momento que se construyó la sala de tratamiento corresponden a los niveles de dosis de referencia estipulados en la norma AR 8.2.2.[8] siendo de 0,2 mSv/año para miembros del público (LimPub). Para la obtención de la carga de trabajo la misma se asumió originada en el uso exclusivo del haz de fotones de 6MV, resultando en campos de radiación con índice de calidad Q=1, siendo válida para estos campos la condición 1Gy=1Sv.

III. RESULTADOS Y DISCUSIONES

La Figuras 3 muestra los valores experimentales de dosis periféricas, expresadas como porcentajes de las dosis en isocentro para campos abiertos, en función de la distancia a los bordes de los mismos. Se puede ver que la PD decrece de manera cuasi-exponencial con la distancia al borde de campo, lo que coincide con distintas publicaciones[1] [10] [11]. Cabe acotar que las dosis periféricas encontradas para la modalidad de filtros compensadores diseñados en la FUESMEN son comparables con las de otras publicaciones [1][9]. Se aclara también que los porcentajes de dosis relativos al isocentro son similares a los porcentajes de fluencias relativos al isocentro lo que permite a fines prácticos utilizar en el cálculo de la D^{PD} los porcentajes de fluencias obtenidos con el modelo como si fuesen porcentajes de dosis, es decir, usar K=1 en la ecuación (4). A modo de ejemplo en la Figura 4 se comparan para el compensador Mediano las fluencias relativas en aire calculadas con el modelo con los valores obtenidos experimentalmente. Para las distintas distancias al borde de campo los valores teóricos siguen la misma tendencia que los experimentales, sobreestimando a estos levemente. Esta sobreestimación era de esperarse debido a que el modelo de colapsado "obliga" a los fotones a transportarse en la misma dirección que su primera dispersión. Sin embargo, esta discrepancia positiva resulta de gran utilidad a la hora de tomar una postura

conservadora para la obtención de la dosis anual debida a dosis periférica con el modelo planteado en la Figura 2. Esto hizo que se optara por realizar un promedio entre las dosis periféricas obtenidas con el modelo para los compensadores Grande, Mediano y Chico. A partir de dicho promedio se encontró una dosis anual debida a dosis periférica $\mathbf{D^{PD}}$= 0,069 mGy/año, que sumada junto con las dosis anuales debidas a fuga del cabezal ($\mathbf{D_{Fuga}}$= 0,073 mGy/año) y dispersión en el paciente ($\mathbf{D_{Pac}}$=0,041 mGy/año), se obtiene una **Dosis anual resultante =** 0,183 mGy/año (91,7 % de LimPub).

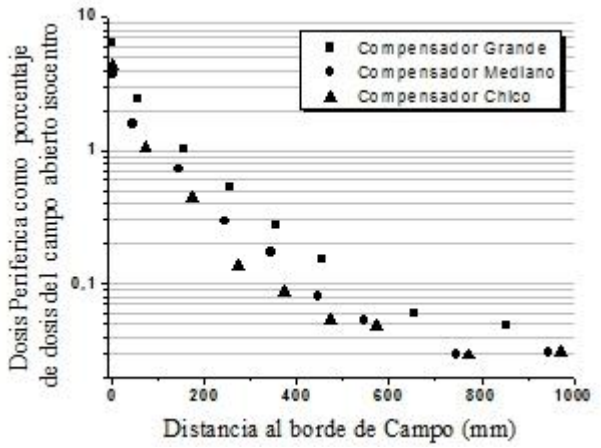


Figura 3: Dosis periféricas expresadas como porcentajes de las dosis en isocentro para campos abiertos, en función de la distancia a los bordes de los mismos.

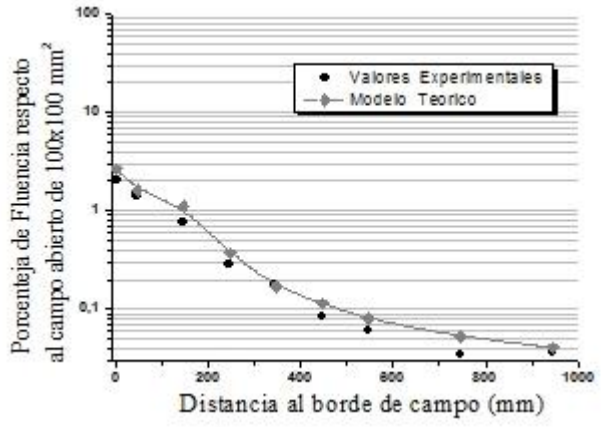


Figura 4: Fluencias teóricas vs fluencias experimentales correspondientes al filtro compensador mediano. Las mismas se expresan como porcentajes de la fluencia en isocentro correspondiente al campo abierto de 100 x 100 mm^2.

IV. CONCLUSIONES

El modelo basado en la ecuación de transporte bajo la suposición de colapsado de fotones facilitó notoriamente los cálculos, requiriendo un número mucho menor de datos a ser procesados. La determinación experimental de las fluencias y dosis periféricas permitió verificar que el modelo produce una leve sobreestimación sistemática con respecto a los resultados experimentales. El uso de estos valores teóricos permitió tomar automáticamente una postura conservadora en el cálculo de la dosis anual debida a dosis periférica utilizando el otro modelo presentado. Se concluye que es de gran importancia considerar la dosis periférica en el cálculo de diseños de barreras secundarias.

VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1]- Wiezorek T, Georg D, Schwedas V, Salz H, Wendt T. Experimental determination of peripheral photon dose components for different IMRT techniques and linear accelerators. Z. Med.Phys.19 (2009)120-128.

[2]- Followill D, Geis P, Boyer A. Estimates of whole-body dose equivalent produced by beam intensity modulated conformal therapy. Int J RadiatOncolBiol Phys1997; 38:667-672.

[3]- Fraass BA, van de Geijn J. Peripheral dose from megavoltage beams. Med Phys1983; 10:809-18.

[4]- Hall EJ and Wuu CS. Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. Int J RadiatOncolBiolPhys, 56: 83-88, 2003.

[5]- Kry SF, Salehpour M, Followill DS, et al. The calculated risk of fatal secondary malignancies from intensity modulated radiation therapy. Int J RadiatOncolBiol Phys2005; 62:1195-1203.

[6]- Solicitud de patente de invención: "Método de fabricación de filtros moduladores metálicos y filtro obtenido con el mismo". Registrada en abril de 2012 bajo Acta Nro P-2012-01-01316. Titulares: FUESMEN 95%, CNEA 5%, Inventor: Darío Esteban Sanz

[7]-Shultis JK, Faw RE. Radiation shielding. Prentice-Hall, Upper Saddle River, NJ, 1996.

[8]- Norma 8.2.2. Autoridad Regulatoria Nuclear, Presidencia de la Nación Argentina.

[9]- D S Sharma, MSc, DipRP, Animesh, MSc, DipRP, S SDeshpande, MSc, DipRP, R D Phurailatpam, MSc, DipRP, D DDeshpande, PhD, S K Shrivastava, MD and K A Dinshaw, FRCR. Peripheral dose from uniform dynamic multileaf collimation fields: implications for sliding window intensity-modulated radiotherapy. The British Journal of Radiology,79(206), 331-335.

[10]- Klein EE, Maserang B, Wood R, Mansur. D. Peripheral doses from pediatric IMRT. MedPhys2006; 33:2525-31.

[11]- Mansur D B,Klein EE, Maserang BP. Measured peripheral dose in pediatric radiation therapy: a comparison intensity-modulated and conformal techniques.RadiothOncol2007; 82:179-84.

Contacto para
correspondencia: Garibaldi 405-5500 Mendoza-Argentina
Autor: Agustín Cobos
Institución: FUESMEN, CONICET
País: Argentina
Correo electrónico: cletocobos@hotmail.com