

## Dosimetría de electrones de campos pequeños usando método de integración por sectores y Monte Carlo

Electron dosimetry of small fields using sector integration method and Monte Carlo

Juan Méndez<sup>1,\*</sup>; Antonio Rivasplata<sup>1</sup>;  
Sandra Guzmán<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Facultad de Ciencias Agropecuarias, Universidad Nacional de Trujillo, Av. Juan Pablo II s/n – Ciudad Universitaria, Trujillo, Perú.

<sup>2</sup> Universidad Nacional de Ingeniería, Av. Túpac Amaru 210 - Rímac. Apartado 1301, Lima, Perú.

\*Autor correspondiente: [jmendez35@hotmail.com](mailto:jmendez35@hotmail.com) (J.Méndez)

### RESUMEN

El presente trabajo tiene como objetivo principal calcular la dosimetría de electrones de campos pequeños, mediante dos métodos: integración por sectores (IS) y Monte Carlo (MC). Para ello se utilizó el acelerador lineal (Siemens/Mevatrón) con energías del haz de electrones de 5, 6, 7, 9, 10 y 12 MeV, aplicador 15x15 cm<sup>2</sup>, fantomas de agua de 40x40x40 cm<sup>3</sup>, colocado a una distancia fuente superficie de 100 cm y protectores de cerroben con campos de forma circular de radio 7,48; 6,01; 5,04; 3,93; 3,01 y 2,04 cm respectivamente, cuyo espesor fue de 6,5 mm, (transmisión <3% para 12 MeV). Luego, se procedió a la simulación con MC usando el código Penelope (versión 2006), de campos pequeños, cuyos radios fueron 1,50; 1,00; 0,50 y 0,25 cm respectivamente. Finalmente, al comparar los resultados obtenidos para campos pequeños cuyos radios fueron 0,40; 0,80 y 1,20 cm por el método de IS con MC fue <1,5%. Por lo que se concluye que el método IS puede ser implementado fácilmente en cualquier centro hospitalario por un físico médico que cuente con una PC.

**Palabras clave:** dosimetría de electrones; campos pequeños; integración por sectores; Monte Carlo.

### ABSTRACT

The main objective of this work is to calculate the electron dosimetry of small fields, using methods: integration by sectors (IS) and Monte Carlo (MC). For this, the linear accelerator (Siemens / Mevatron) was used with electron beam energy of 5, 6, 7, 9, 10 and 12 MeV, applicator 15x15 cm<sup>2</sup>, water phantom of 40x40x40 cm<sup>3</sup>, placed at distance source surface of 100 cm and cerroben protectors blocks with fields of circular form of radius 7.48, 6.01, 5.04, 3.93, 3.01 and 2.04 cm respectively, whose thickness was 6.5 mm, (transmission <3% for 12 MeV). Then, we proceeded to the simulation with MC using the code Penelope (version 2006), of small fields, whose radii were 1.50, 1.00, 0.50 and 0.25 cm respectively. Finally, when comparing the results obtained for small fields whose radii were 0.40, 0.80 and 1.20 cm by the IS method with respect to the MC it was <1.5%. This comparison allows us to conclude that the IS method can be easily implemented in any hospital center by a medical physicist who has a PC.

**Keywords:** electron dosimetry; small fields; integration by sectors; Monte Carlo.

### 1. INTRODUCCIÓN

Actualmente, la radioterapia se viene aplicando ampliamente en el tratamiento de cáncer, cuya dosis recibida por el paciente con respecto a la dosis prescrita por el médico, según la ICRU 24, no debe exceder al  $\pm 5\%$  (ICRU, 1976), para ello se utiliza haces de electrones para diversas formas de campos cuyos radios son mayores de 2 cm. Para estos casos la única forma de realizar la dosimetría clínica era utilizando el método de cámara de ionización (CI), ya que no había ningún software de simulación desarrollado. Según los antecedentes, este problema fue resuelto mediante una serie de métodos semi-empíricos, las cuales se mencionan a continuación (Henry et al., 2016) y son los siguientes: (i) equivalente cuadrado desarrollado por Rashid con una exactitud de 5% (Rashid, 1990), (ii) raíz cuadrada desarrollado por Mills, con una exactitud de 3% (Mills, 1985) (iii) Unidimensional desarrollado por McParland con una exactitud de 2% (McParland, 1987) (iv) Haz fino desarrollado por Bruinvis con una exactitud de 2,7% (Bruinvis, 1983) (v) integración por sectores desarrollado por Jursinic con una exactitud menor de 1% (Jursinic, 1997).

#### Determinación de tasa de dosis absorbida para electrones

La cámara de ionización es el más práctico y más ampliamente usado tipo de dosímetro para medir la dosis absorbida de unidades en radioterapia. Su volumen esta usualmente lleno con aire del ambiente, cuya masa sensible es  $m_{air}$ , la carga de ionización  $Q$  producida por la radiación que la atraviesa, la cual están relaciona-

dos con la tasa de dosis en aire  $D_{air}$ , la conversión subsecuente de la dosis en la cavidad de aire,  $D_{air}$ , a la dosis en el medio (usualmente agua),  $D_w$ , está basado sobre la teoría de la cavidad de Brag-Gray o Spencer-Attix. Siguiendo la notación del Protocolo TRS-398, se puede escribir de dos maneras:

(i) Cuando el factor de calibración del usuario esta dado en términos de kerma en aire, se puede escribir como:

$$D_w = M_Q \cdot N_{D,air} \cdot s_{air}^w \cdot P_Q \quad (1)$$

donde:

$M_Q$  : Lectura dado por electrómetro corregido por temperatura y presión.

$N_{D,air}$  : Factor de calibración de la cámara de ionización dado en dosis en aire.

$s_{air}^w$  : Razón del poder de frenado colisional másico promedio total (sin restricciones) del medio agua y cavidad de aire para los electrones que cruzan la cavidad.

$P_Q$  : Producto de factores de corrección por perturbación.

(ii) Cuando el factor de calibración del usuario esta dado en términos de dosis absorbida en agua, se puede escribir como:

$$D_w = M_Q \cdot N_{D,w} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2)$$

donde:

$M_Q$  : Lectura dado por electrómetro corregido por temperatura y presión.

$N_{D,w}$  : Factor de calibración de la cámara de ionización dado en dosis en agua.

$k_{Q,Q_0}$  : Factor que corrige la diferencia entre la calidad del haz  $Q_0$  y la actual calidad del usuario  $Q$ .

### Método de integración por sectores

El método de integración por sectores consiste (Jursinic, 1997), en generar las funciones de los factores de campo a partir de las lecturas medidas experimentalmente,  $FC_{exp}(r_i)$ , se fija la energía, E; la distancia fuente superficie, DFS; aplicador, solo se cambia los protectores circulares de diferentes radios, la cual se define como,

$$FC_{exp}(r_i) = \frac{L(E, DFS, aplicador, r_i)}{L(E, DFS, aplicador, r_0)} \quad (3)$$

donde:

$L(E, DFS, aplicador, r_i)$  : Lectura del campo modificado por los protectores circulares de radio,  $r_i$ .

$L(E, DFS, aplicador, r_0)$  : Lectura del campo abierto.

Se gráfica, el factor de campo en función del radio de los protectores circulares. La curva obtenida se ajusta a una función polinomial,  $FC_{teo}(r_i)$ , es decir,

$$FC_{teo}(r_i) = c_0 + c_1 r_i^2 + c_2 r_i^2 + \dots + c_n r_i^n \quad (4)$$

donde:

$r_i$  : Radio del protector de cerroben  $i$ .

$c_0, c_1, \dots, c_n$  : Coeficientes de ajuste.

Esta función describe el FC como una función del radio de los protectores circulares para cada energía, DFS y aplicador usado en el tratamiento. Para realizar la dosimetría de un campo irregular con energía E, DFS y aplicador conocido, se procede a dividir el campo en n sectores iguales y se toma como dato el radio de cada sector,  $r_i$ . Para calcular el FC promedio se usa la siguiente relación,

$$FC = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n FC_{teo}(r_i) \quad (5)$$

donde:

$FC_{teo}(r_i)$  : FC calculado por la función de ajuste, dado por ec. (4).

Además, el factor de campo puede definirse en términos de la tasa de dosis en agua a la profundidad donde su valor es máxima, como,

$$FC = \frac{\dot{D}_{max}(r)}{\dot{D}_{max}(r_0)} \quad (6)$$

donde:

$\dot{D}_{\max}(r)$  : Tasa de dosis absorbida evaluada en el punto donde la dosis es máxima para un protector de radio  $r$ .

$\dot{D}_{\max}(r_0)$  : Tasa de dosis absorbida evaluada en el punto donde la dosis es máxima para campo abierto en condiciones de referencia.

Reemplazando, (5) en (6) y ordenando se tiene,

$$\dot{D}_{\max}(r) = \frac{1}{n} \cdot \dot{D}_{\max}(r_0) \cdot \sum_{i=1}^n FC_{teo}(r_i) \quad (7)$$

Finalmente, usando la ec. (7) permite calcular la tasa de dosis absorbida para cualquier campo ya sea en tamaño y/o forma.

### Método de Monte Carlo

La simulación de transporte de electrones en medios materiales, comprende los siguientes pasos: (i) Mostrar una posición de interacción; (ii) Mostrar el tipo de interacción; (iii) Mostrar el estado final de la partícula. Repetimos, el proceso de una sola partícula, en forma sucesiva y tendremos la trayectoria aleatoria de un electrón, que viaja a través de la materia, esto se puede escribir en términos de una secuencia de conjunto de valores,

$$(0, E_0, d_0, r_0), (s_1, E_1, d_1, r_1), (s_2, E_2, d_2, r_2), (s_n, E_n, d_n, r_n), (s_{n+1}, E_{n+1}, d_{n+1}, r_{n+1}) \quad (8)$$

donde:

$s_1, s_2, \dots, s_n$  : Longitud de camino libre medio durante la simulación.

$E_0, E_1, \dots, E_n$  : Energía del electrón durante la simulación.

$d_0, d_1, \dots, d_n$  : Dirección del electrón durante la simulación.

$r_0, r_1, \dots, r_n$  : Posición del electrón durante la simulación.

La energía media depositada dentro del fantomas de agua por número grande  $N$  de lluvias aleatorias simuladas de electrones, es

$$\bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i \quad (9)$$

Así, por ejemplo, la energía media  $E_{dep}$  depositada dentro del fantomas de agua por electrón incidente es obtenido como,

$$E_{dep} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e_i \quad (10)$$

donde:

$e_i$  : Energía depositada por todas las partículas de la  $i$ -ésima lluvia.

La incertidumbre estadística (desviación estándar) del estimado de MC,  $\sigma_Q$ , es:

$$\sigma_Q = \sqrt{\frac{\text{var}(q)}{N}} = \sqrt{\frac{1}{N} \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i^2 - \bar{Q}^2 \right]} \quad (11)$$

donde:

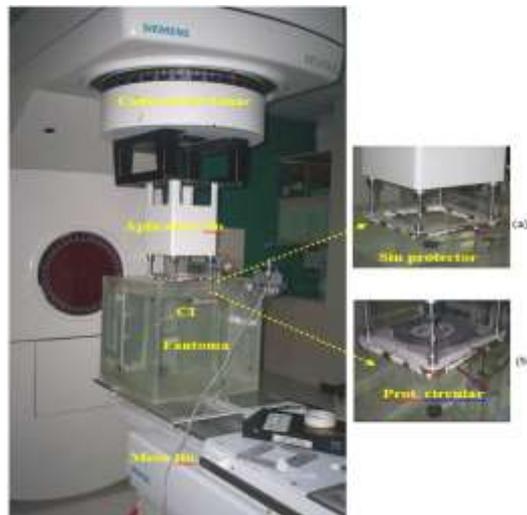
$q_i$  : Energía depositada por todas las partículas de la  $i$ -ésima lluvia.

$\bar{Q}$  : Energía promedio depositada por  $N$  partículas.

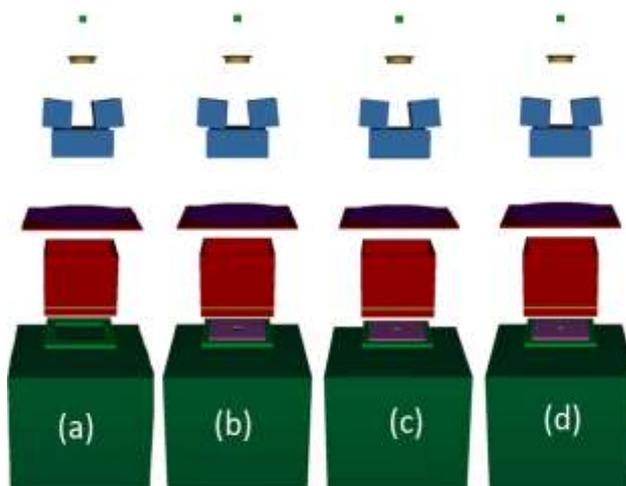
## 2. MATERIALES Y MÉTODOS

La fuente del haz de electrones usado para este trabajo fue un acelerador lineal (Linac) Siemens/Mevatrón de 5, 6, 7, 9, 10 y 12 MeV. El acelerador tiene un sistema de colimador terciario llamado aplicador, de diversos tamaños el que se utilizó fue de  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ . Se construyeron protectores circulares de cerroben, cuyo radio fue: 2,04; 3,01; 3,93; 5,04; 6,01 y 7,48 cm respectivamente con un espesor de 6,5 mm, cuya transmisión para electrones de 12 MeV fue menor del 3%. Estos protectores se colocaron en el borde inferior de los protectores a una distancia fuente superficie (DFS) de 100 cm con el borde del aplicador a la superficie de 5 cm. La medida de la curva de dosis en profundidad fueron realizados con un fantoma de agua de  $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$  automatizado con un tamaño de paso de 0,1 mm con una cámara de ionización plana paralela PTW-FREIBURG, 23343 Markus y un electrómetro PTW-FREIBURG, Unidos E T10010, tal como lo indica el protocolo TRS-398 (OIEA, TRS-398:2005). El arreglo experimental se muestra en la figura 1, cuyo procedimiento se describe a continuación: (a) se colocó el aplicador de tratamiento de  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  en el cabezal del

acelerador lineal; (b) se ubicó el fantoma automatizado en la mesa de tratamiento y se llenó de agua a un nivel adecuado; (c) se fijó la CI dentro del agua y se conectó a una extensión de cable coaxial, la cual, llevó la señal eléctrica hasta el electrómetro y de este se conecta un cable a la PC; (d) para controlar el movimiento de la CI dentro del fantoma automatizado se conectó un cable, la cual se llevó hasta la interfase ubicada fuera del bunker, finalmente la interfase se conecta mediante un cable al puerto paralelo de la PC; (f) para colocar el fantoma a una DFS a 100 cm, se utilizó el puntero mecánico, cuyo valor fue chequeado regularmente; (g) para ubicar la CI en el centro del eje del haz de tratamiento se utilizó los láseres de posicionamiento ubicado en las partes laterales de la sala de tratamiento; (h) se colocó el termómetro dentro del fantoma de agua para medir la temperatura y para medir la presión en el medio se ubicó sobre la mesa un barómetro; (i) se fijó el gantry y colimador a cero grados (j) se puso en funcionamiento el acelerador y se chequeo que, la presión interna, temperatura, nivel de agua de enfriamiento este dentro de los niveles recomendados por el fabricante; (k) con todos los equipos encendidos y en funcionamiento, se esperó un tiempo prudencial, de tal manera que todos alcancen el equilibrio electrónico; (l) finalmente, se realizó los disparos del haz de radiación para obtener la estabilidad del dispositivo experimental. Luego, se realizó una serie de medidas experimentales tales como: (i) las curvas de porcentaje de dosis en profundidad, a partir del cual se pudo obtener una serie de parámetros físicos del haz de radiación para cada energía, la cual se requiere para la calibración del haz de tratamiento, (ii) calibración de la unidad de tratamiento en campo abierto para el aplicador 15x15 cm<sup>2</sup> a una profundidad donde la dosis es máxima ( $d_{max}$ ) para cada energía, (iii) medición de las curvas de los factores de campo circulares, para radios 2,04; 3,01; 3,93; 5,04; 6,01 y 7,48 cm respectivamente para cada una de las energías 5, 6, 7, 9, 10 y 12 MeV, (iv) medición de las curvas de los factores para diversos campo irregulares. Asimismo se tuvo que trabajar con el método de Monte Carlo cuyo procedimiento se describe: arreglo para la simulación, para ello se utilizó uno PC de 2.1 GHz y el código de simulación Penelope (Salvat et al., 2006); construcción de la geometría del cabezal a partir de los datos proporcionado por el fabricante del Linac Siemens/Mevatron, a partir del cual se construyó el dispositivo experimental utilizando superficies cuadráticas mediante el programa PENGEOM, cuyos partes son: lamina primaria, lamina secundaria, cámara de ionización de electrones, colimadores para fotones, aplicador de tratamiento, protector de cerroben y fantoma de agua, respectivamente y se creó y guardo en el archivo PENMAIN.GEO, la cual contiene la geometría con las dimensiones reales del experimento; elaboración de un archivo de las secciones eficaces y se creó y guardo en el archivo PENMAIN.MAT, la cual contiene las probabilidades de interacción de la radiación con la materia, para ello se debe indicar que material esta hecho cada uno de los componentes del experimento; elaboración del archivo del usuario PENMAIN.IN, para el control de los parámetros de la simulación, tales como: tipo de partícula, energía, posición de la fuente, numero de materiales, numero de partículas, tiempo de simulación y otros. Utilizando el código Penelope se simuló todos los casos de dosimetría de campos pequeños de radios 0,40; 0,80 y 1,20 cm, tal como se puede ver en la figura 2.



**Figura 1.** Disposición experimental de Linac Siemens/Mevatrón y fantoma, (a) sin protector, (b) protector circular ubicados con una DFS de 100 cm.



**Figura 2.** Cabezal de un Linac para electrones simulada usando GVIEW3D en 3D de Penelope, usados en la simulación con MC para implementar el método de IS para campos circulares cuyos radios son: (a) campo abierto, (b)  $r= 1,5$  cm, (c)  $r=1,0$  cm, (d)  $0,5$  cm para diversas energías.

### 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las características de los diversos haces de electrones (Nezmiye et al., 2014) medido usando CI y MC del acelerador lineal se muestra en la Tabla 1 y 2. Así mismo las curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDP) medido usando CI y simulado con MC usando el código Penelope, se muestra en la figura 3. Luego se determina el factor de campo (FC) para cada energía del haz de electrones para el aplicador de  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup> para los protectores de cerroben de once radios diferentes 0,25; 0,50; 1,00; 1,50; 2,04; 3,01; 3,93; 5,04; 6,01; 7,48 y 8,42 cm. Teniendo en cuenta que el FC de los cuatro primeros radios fueron obtenidos mediante simulación de MC y los otros siete radios fueron medidos usando CI. Luego, se graficó el conjunto de puntos del FC en función del radio, ver figura 4 y se aproximó mediante una función polinomial  $P(r)=C_0+C_1 \cdot r+C_2 \cdot r^2+C_3 \cdot r^3+C_4 \cdot r^4+C_5 \cdot r^5+C_6 \cdot r^6$  de sexto orden para todas las energía, cuyos coeficientes se muestran en la Tabla 3. A partir de estos datos, se construyó el software de IS, la cual se escribió en el lenguaje científico Fortran. Este programa fue escrito usando programación estructurada (García, 1999), el cual permite un cálculo de FC de cualquier forma de campo y en particular campos pequeños hasta 0,25 cm de manera rápida y fácil. Luego, usamos el método de IS y MC para realizar la dosimetría de campos pequeños cuyos radios fueron 0,4; 0,8 y 1,2 cm para todas las energías, cuyo resultados se muestra en la Tabla 4, en la que la tasa de dosis absorbida esta dado en (cGy/UM).

**Tabla 1.** Parámetros físicos del haz de electrones para las energías 5, 6, 7, 9, 10 y 12 MeV, obtenidos experimentalmente.

E (MeV)	$d_{max}$ (cm)	$R_{50}$ (cm)	$R_{50}$ (cm)	$R_p$ (cm)
5	0,80±0,10	1,20±0,10	1,50±0,10	2,20±0,10
6	1,00±0,10	1,50±0,10	1,88±0,10	2,45±0,10
7	1,25±0,10	1,90±0,10	2,30±0,10	3,00±0,10
9	1,75±0,20	2,55±0,10	3,05±0,10	3,90±0,10
10	1,95±0,20	2,85±0,10	3,45±0,10	4,35±0,10
12	2,40±0,20	3,60±0,10	4,25±0,10	5,30±0,10

**Tabla 2.** Parámetros físicos del haz de electrones para las energías 5, 6, 7, 9, 10 y 12 MeV, obtenidos mediante simulación con Monte Carlo, el código Penélope.

<b>E</b> <b>(MeV)</b>	<b>d<sub>max</sub></b> <b>(cm)</b>	<b>R<sub>80</sub></b> <b>(cm)</b>	<b>R<sub>50</sub></b> <b>(cm)</b>	<b>R<sub>p</sub></b> <b>(cm)</b>
5	0,80±0,10	1,20±0,10	1,48±0,10	1,95±0,10
6	1,00±0,10	1,51±0,10	1,84±0,10	2,40±0,10
7	1,23±0,10	1,85±0,10	2,25±0,10	2,91±0,10
9	1,72±0,20	2,50±0,10	3,04±0,10	3,85±0,10
10	1,95±0,20	2,82±0,10	3,44±0,10	4,36±0,10
12	2,35±0,20	3,55±0,10	4,25±0,10	5,40±0,10

A partir de la figura 3, se comparó las curvas de PDP para todas las energías 5, 6, 7, 9, 10, 12 MeV del método MC con respecto de CI, cuya diferencia porcentual fue menor del 3% en toda la profundidad. Esto permite convalidar el método de MC, para ser usado en cualquier caso de simulación que se requiera de la unidad de tratamiento con total certeza usando una PC.

Asimismo se Comparó los parámetros físicos del haz de electrones para todas las energías 5, 6, 7, 9, 10, 12 MeV entre los métodos MC y CI, dados por la Tabla 1 y 2, se obtuvo una diferencia porcentual menor del 2,5%, esto refuerza lo descrito anteriormente. Además, se comparó los FC de los campos circulares para radios mayores de 2 cm, entre los métodos MC y CI para todas las energías 5, 6, 7, 9, 10, 12 MeV, se obtuvo una diferencia porcentual menor del 0,6%.

Asimismo, se Comparó los FC campos irregulares mayores de 2 cm de radio equivalente entre los métodos MC y CI para todas las energías 5, 6, 7, 9, 10, 12 MeV, se obtuvo una diferencia porcentual menor del 1,3% esto confirma la validez del método de IS para ser implementado por cualquier centro hospitalario.

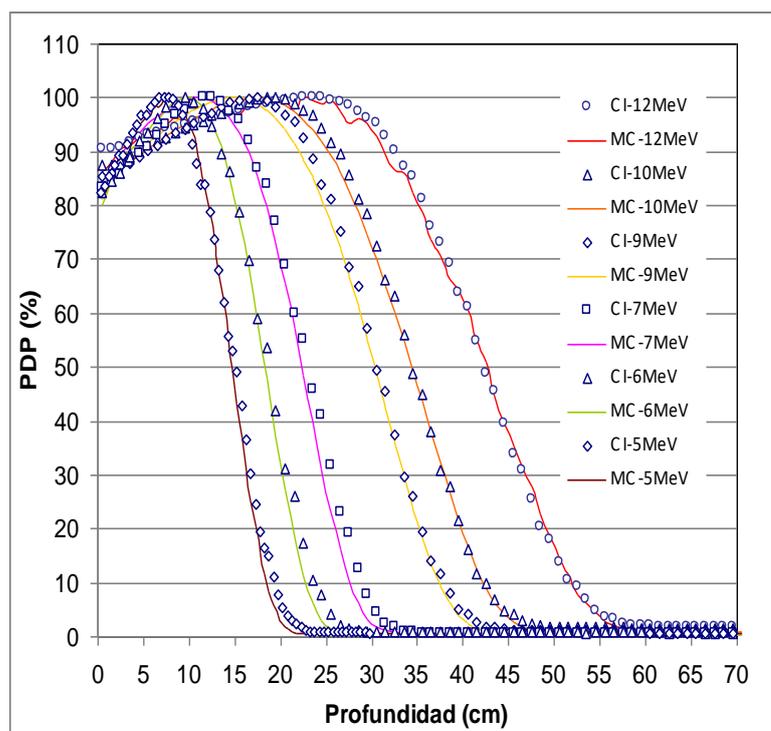
Por otro lado al realizar el estudio de radio menor de 2 cm, es decir campos pequeños, se comparó los FC de campos circulares pequeños radio mínimo 0,1 cm obtenido usando el métodos MC con la función polinomial de aproximación de sexto orden para todas las energías 5, 6, 7, 9, 10, 12 MeV, cuya diferencia porcentual se obtuvo alrededor de 20% para radio 0,1 cm. Sin embargo, se comparó los FC para campos circulares pequeños radio mínimo 0,25 cm obtenido usando el métodos MC con las funciones polinomial de aproximación de sexto orden para todas las energías 5, 6, 7, 9, 10, 12 MeV, cuya diferencia porcentual que se obtuvo fue menor del 2,5%, esto garantiza el uso adecuado del método de IS para ser usando en dosimetría de campos pequeños.

Para continuar con el estudio de la evaluación de los campos pequeños, cuyos radios son menores a 2 cm (radio < 2 cm) hacemos el siguiente análisis:

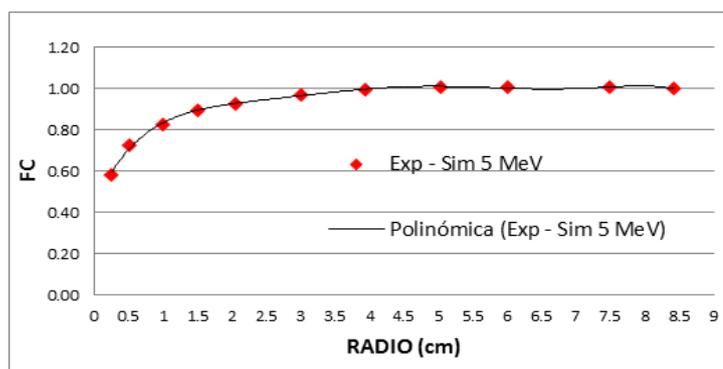
Para poder implementar un software de cálculo computacional general para cualquier tamaño de campo, el método de IS requiere las funciones de aproximación polinomial del FC que pase por los datos del FC medidos experimentalmente para protectores circulares cuyos radios son: 8,42; 7,48; 6,01; 5,04; 3,93; 3,01; 2,04 cm y obtenidos mediante el MC para protectores circulares cuyos radios son: 1,50; 1,00; 0,50; 0,25; 0,10 cm. Sin embargo, se presentaron algunas dificultades y será discutido a continuación:

(i) Se utilizó la función polinómica de cuarto orden considerando como radio mínimo 0,1 cm, la variación porcentual dado por la función de ajuste polinomial exacta con respecto del dato fue menor del 20,24%. Este mismo caso se repitió considerando una función polinómica de sexto orden y la variación porcentual fue debajo del 10,31%, respectivamente. (ii) Se intentó utilizar una función polinómica de sexto orden considerando como radio mínimo 0,25 cm, la variación porcentual dado por la función de ajuste polinomial exacta con respecto del dato fue por bajo a 1,70%, respectivamente.

Teniendo el software del IS operativo y debidamente convalidado se ingresó los campos pequeños cuyos radios fueron 1,20 cm, 0,8 cm y 0,4 cm para realizar la dosimetría de electrones de campos pequeños medidos en términos de tasa de dosis absorbida (cGy/UM), cuyos resultados fueron comparados con MC para todas las energías cuya diferencia porcentual fue menor del 1,21%, tal como se indica en la Tabla 4.



**Figura 3.** Curva de porcentaje de dosis en profundidad (PDP) (a) círculos medidos experimentalmente, (b) línea continua es simulada con MC para todas las energías, aplicador 15x15 cm<sup>2</sup> y DFS 100 cm.



**Figura 4.** Curva de factor de campo (a) simulado con MC para radios 0,25; 0,50; 1,00; 1,50 cm, (b) medido experimentalmente con CI para radios 2,04; 3,01; 3,93; 5,04; 6,01; 7,48 y 8,42 cm.

**Tabla 3.** Coeficientes del polinomio de sexto orden para el FC para 5, 6, 7, 9, 10 y 12 MeV.

E (MeV)	C <sub>0</sub>	C <sub>1</sub>	C <sub>2</sub>	C <sub>3</sub>	C <sub>4</sub>	C <sub>5</sub>	C <sub>6</sub>
5	3,58E-01	9,55E-01	- 6,41E-01	2,20E-01	- 3,95E-2	3,53E-03	-1,23E-4
6	4,45E-01	6,34E-01	- 3,46E-01	1,04E-01	- 1,73E-2	1,46E-03	-4,92E-5
7	4,45E-01	6,98E-01	- 4,24E-01	1,39E-01	- 2,45E-2	2,16E-03	-7,55E-5
9	4,43E-01	7,05E-01	- 4,39E-01	1,48E-01	- 2,66E-2	2,40E-03	-8,48E-5
10	4,43E-01	7,04E-01	- 4,39E-01	1,48E-01	- 2,67E-2	2,41E-03	-8,56E-5
12	4,42E-01	7,20E-01	- 4,56E-01	1,55E-01	- 2,81E-2	2,55E-03	-9,05E-5

**Tabla 4.** Comparación de la dosimetría de electrones del método IS con MC de campos pequeños, cuyos resultados miden la tasa de dosis absorbida en unidades de monitor (cGy/UM).

E	Campo Pequeño	IS	MC	EP (%)
5	r=0,40 cm	0,6508	0,6451	0,90
	r=0,80 cm	0,8097	0,8001	1,21
	r=1,20 cm	0,8880	0,8802	0,91
6	r=0,40 cm	0,6504	0,6462	0,65
	r=0,80 cm	0,7782	0,7711	0,92
	r=1,20 cm	0,8558	0,8491	0,79
7	r=0,40 cm	0,6652	0,6697	0,67
	r=0,80 cm	0,7944	0,8001	0,71
	r=1,20 cm	0,8670	0,8701	0,35
9	r=0,40 cm	0,6639	0,6692	0,80
	r=0,80 cm	0,7920	0,7998	0,98
	r=1,20 cm	0,8633	0,8701	0,78
10	r=0,40 cm	0,6643	0,6631	0,19
	r=0,80 cm	0,7923	0,7901	0,28
	r=1,20 cm	0,8635	0,8602	0,39
12	r=0,40 cm	0,6669	0,6650	0,28
	r=0,80 cm	0,7957	0,7921	0,45
	r=1,20 cm	0,8664	0,8621	0,49

#### 4. CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos se concluyó lo siguiente:

Los PDP simulados con MC fueron convalidados experimentalmente con CI para todas las energías del Linac, cuyas diferencias porcentuales en toda la profundidad esta debajo del 2%, asimismo se evaluó los parámetros físicos del haz de lo simulado con lo medido y se obtuvo una diferencia porcentual por debajo del 2,6%, por lo que se puede concluir que el Linac/Mevatron de Siemens puede ser simulado por una PC, la cual permite realizar cualquier estudio dosimétrico del haz de electrones de manera confiable y segura.

Se utilizó la PC para simulación de MC usando el código Penelope para todas las energías del Linac y poder calcular (i) FC de campos circulares (radio > 2 cm), cuyos resultados fueron convalidados experimentalmente usando una CI, cuya variación porcentual fue menor de 0,59%, (ii) FC de campos irregulares (radio > 2 cm), cuyos resultados fueron convalidados experimentalmente usando CI, cuya diferencia porcentual que se obtuvo fue menor de 1,28%. Por lo que se puede concluir que el MC del Código Penelope 2006, es un buen programa escrito en el Lenguaje Científico Fortran ya que permitió simular un Linac Siemens/Mevatron calculando de manera adecuada los FC de cualquier forma de campo y puede ser implementado en cualquier centro hospitalario que cuente con una PC.

Para poder implementarse el Software Computacional del método de IS se requiere de los FC de campos circulares los cuales fueron obtenidos de la siguiente manera: (i) medidos con CI, cuyos radios fueron: 8,42; 7,48; 6,01; 5,04; 3,93; 3,01; 2,04 cm, (ii) simulados con MC, cuyos radios fueron: 1,50; 1,00; 0,50; 0,25; 0,10 cm. El mejor ajuste exacto que se logró fue usar la función polinomial de sexto orden, considerando como radio mínimo 0,25 cm, ver figura 4, cuya variación porcentual de la función polinomial de aproximación con los datos del FC obtenidos experimentalmente usando CI y/o simulados con MC, fueron menores del 1,91%. Por lo que se puede concluir que la función polinomial de sexto orden garantiza la reproducibilidad de los FC requeridos para la dosimetría de campos pequeños usado en el Software Computacional del método de IS, el cual puede ser elaborado por cualquier físico médico que trabaje en un departamento de radioterapia.

El método IS fue convalidado experimentalmente con CI para campos diversas formas regulares e irregulares para áreas de tratamiento cuyos radios fueron mayores de 2 cm, los resultados de la diferencia porcentual de IS con CI, que se obtuvo fue menor del 0,54%. A partir del cual se puede concluir que es un buen método para ser usado en cualquier caso clínico de dosimetría de electrones de campos irregulares, cuya ventaja principal en relación a todos los métodos empíricos existentes es la rapidez en el cálculo y no invasivo, la cual, puede ser implementada en un software computacional fácilmente por cualquier físico médico.

Para el método de MC, se usó el código Penélope (versión 2006), la cual fue aplicado a la dosimetría de electrones de diversas formas de campos cuyas áreas tuvieron un radio mayor a 2 cm, los resultados obtenidos al ser convalidado con las medidas experimentales se obtuvo una diferencia porcentual menor del 1,28%. A partir del cual se puede concluir que es un buen método para cualquier caso clínico y solo se requiere una PC para ser implementado.

En la actualidad, no existen sistemas de planificación que permitan realizar dosimetría de electrones de campos pequeños. En este trabajo se ha desarrollado dos métodos IS y MC, cuya diferencia porcentual que se obtuvo fue menor del 1,21%, ver Tabla 4. Por lo que se Concluyó que ambos métodos ofrecen una buena alternativa para ser implementados en cualquier centro de radioterapia que use acelerador en modo electrones.

La principal desventaja del método CI, en dosimetría de campos pequeños es que no se puede usar debido a que según las indicaciones técnicas el tamaño del campo a medir debe ser mayor de 2 cm. Razón por la cual, solo queda implementar el método de MC, cuya gran desventaja es que demora mucho tiempo en la simulación de los procesos del transporte de partículas que pasa a través de cada uno de los componentes del cabezal de la unidad, aplicador y llega finalmente al paciente. Sin embargo, el tiempo de cálculo se puede acelerar implementando el método IS en un software computacional en Fortran usando programación estructurada. Concluyendo, que al combinar el método IS y MC podemos acelerar la dosimetría de electrones de campos pequeños de forma rápida, segura y no requieren el uso de la unidad de tratamiento.

Las recomendaciones para el desarrollo de nuevos trabajos de investigación utilizando el método de MC que permite simular un Linac mediante una PC, son: (a) realizar un estudio dosimétrico completo del paciente de manera precisa, (b) permite modificar los componentes del acelerador de tal manera que se pueda mejorar el haz de tratamiento del acelerador, (c) analizar nuevos materiales que pueden ser usados como protectores de los pacientes. (d) estudiar nuevos detectores de radiación.

#### REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- American Association of Physicists in Medicine, AAPM, Radiation therapy committee, 1983. A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, TG-21, Med. Phys. 10, 741–771.
- American Association of Physicists in Medicine, AAPM, 1991, Clinical electron beam dosimetry. TG-25 Report. Med Phys 18, 73-109.
- Bruinvis IAD and Mathol WAF, 1988, Calculation of electron beam depth-dose curves and output factors for arbitrary field shapes, Radiother. Oncol. **11**, 395–404.
- García F, 1999, Lenguaje de programación Fortran 90, Ed. Paraninfo, Madrid España.
- Henry Finlay Godson, M. Ravikumar, K.M. Ganesh, S. Sathiyar, Y. Retna Ponmalar, 2016, Small field output factors: Comparison of measurements with various detectors and effects of detector orientation with primary jaw setting”, Radiation Measurements 85, 99-110.
- International Commission on radiation units and measurements, ICRU, 1976, Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures, Report 24, Bethesda, MD.
- Jursinic PA, Mueller R, 1997, A sector-integration method for calculating the output factors of irregularly shaped electron fields, Med. Phys. 24, 1765-1769.
- Mills MD, Hogstrom KR, and Fields RS, 1985, Determination of electron beam output factors for a 20-MeV linear accelerator,” Med. Phys. 12, 473–476.
- McParland BJ, 1987, A parametrization of the electron beam output factor of a 25-MeV linear accelerator, Med. Phys. 14, 665–669.
- Nazmiye Donmez Kesen, Aydin Cakir, Murat Okutan, and Hatice Bilge, 2014, Research of Dosimetry Parameters in Small Electron Beams, Hindawi Publishing Corporation Science and Technology of Nuclear Installations, Volume 2014, Article ID 585219, 1- 6 pages.
- Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, 2005, 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, TRS-398, Viena Austria.
- Rashid H, Islam MK, Gaballa H, Rosenow UF and Ting JY, 1990, Small field electron dosimetry for the Phillips SL25 linear accelerator, Med. Phys. 17, 710–715.

Salvat F, Fernández-Varea JM Sempau J, 2006, PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport”. Barcelona, Spain.

Sánchez-Reyes A, Hernández V, Oulad Ben Tahar H, Asenjo J, Sempau J, 2001, Simulación mediante el métodos de Monte Carlo de campos conformados de electrones de un acelerador lineal de terapia”. Revista de Física Médica; 2(1): 29-34.