

Trabajo Fin de Máster

Dosimetría relativa de campos de electrones para un acelerador de uso clínico

Ángela Esteban Temprano

Junio 2022



**UNIVERSIDAD
DE GRANADA**

Tutor: Damián Guirado Llorente

Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Clínico San Cecilio

Universidad de Granada

Firma Tutor

Resumen

En este trabajo, mediante un acelerador lineal Siemens ARTISTE 5565 instalado en el Hospital Universitario San Cecilio de Granada, se ha calibrado una película radiocrómica EBT3 con el fin de estimar los factores de campo de haces de electrones de 6 MeV que produce este acelerador a partir del *método del cociente de lecturas de dosis* (CL) respecto a la dosis de referencia, para distintos campos circulares. Por otro lado, se han medido los perfiles de dosis para haces de electrones de 6 MeV y 9 MeV y se han calculado los factores de campo para los haces de electrones de 6 MeV y campos cuadrados a partir del *método del cociente de lecturas de dosis*, y para campos rectangulares mediante el *método del cuadrado equivalente* (CE) y el *método de integración por sectores* (IS) utilizando como detector de radiación un diodo EFD 3G. Finalmente, mediante simulaciones Monte Carlo a partir del código PENELOPE, se ha estudiado el comportamiento de los factores de campo en función del tamaño del campo para los campos cuadrados y rectangulares anteriores con el fin de comparar con los resultados experimentales.

Los resultados obtenidos muestran que los factores de los campos circulares calculados a partir de la calibración de la película EBT3 se ajustan a una distribución logarítmica-potencial que reproduce la tendencia del aumento del valor de los factores de campo con el radio del inserto circular. Por otro lado, los parámetros calculados relativos a los perfiles de dosis medidos mediante el diodo EFD 3G toman valores situados dentro de los intervalos de tolerancia fijados. Del mismo modo, para los campos cuadrados y rectangulares se ha observado una fuerte dependencia de los factores de campo con el tamaño de campo, los cuales aumentan con valores superiores del lado del campo. Los factores de campo experimentales se han comparado con los numéricos calculados a partir de las simulaciones Monte Carlo con PENELOPE obteniendo una diferencia porcentual del 15% aproximadamente. Dicha discrepancia es debida a la gran diferencia entre la geometría del LINAC simplificado considerado en las simulaciones y la geometría del LINAC real utilizado en las mediciones realizadas en el hospital. En cuanto a los factores de los campos rectangulares, para los campos estudiados de menor tamaño, los calculados mediante el código PENELOPE reproducen mejor los resultados experimentales, mientras que, para los campos de mayor tamaño, los factores de campo obtenidos mediante el método (IS) se acercan más a la tendencia experimental.

Palabras clave: Haces de Electrones, Diodo EFD 3G, Película Radiocrómica EBT3, Factor de Campo, Perfil de Dosis.

Índice

1. Introducción	4
2. Fundamento teórico.....	5
2.1. Acelerador lineal de uso clínico (LINAC).....	6
2.2. Características dosimétricas de los haces de electrones	7
2.3. Tecnología de los detectores de radiación.....	13
2.4. Simulación Monte Carlo para haces de electrones	15
3. Metodología.....	16
3.1. Método experimental.....	17
3.1.1. Calibración y cálculo de los factores de campo de los campos circulares mediante la película radiocrómica <i>Gafchromic EBT3</i>	17
3.1.2. Medición de los perfiles de dosis y cálculo de los factores de campo mediante el diodo <i>EFD 3G</i>	21
3.2. Método Numérico. Cálculo de los factores de campo mediante simulación MonteCarlo	24
4. Resultados y discusión.....	26
4.1. Película radiocrómica <i>Gafchromic EBT3</i>	26
4.1.1. Calibración	26
4.1.2. Factores de campos circulares	28
4.2. Diodo <i>EFD 3G</i>	29
4.2.1. Perfiles de dosis	29
4.2.2. Factores de campos cuadrados y rectangulares	36
5. Conclusiones.....	40
Bibliografía.....	43
Apéndice I. Tablas adicionales	46

1. Introducción

La radioterapia externa es uno de los medios convencionales más habituales para el tratamiento del cáncer, junto con la cirugía y la quimioterapia. Su herramienta más extendida es el acelerador lineal de uso clínico (LINAC) y los tratamientos se llevan a cabo habitualmente mediante haces de fotones o de electrones, de tal forma que la elección del tipo de haz empleado depende de las características y localización del tumor. Dado que los electrones son partículas con masa y cargadas, su interacción estará caracterizada por un depósito de la mayor parte de la dosis absorbida en los primeros centímetros de profundidad del material irradiado, ya que las dispersiones que experimentan con las partículas del medio que atraviesan hacen que su alcance sea mucho menor que el de los fotones.

El estudio del comportamiento de la dosis absorbida con la profundidad en distintos tamaños de campo específicos es fundamental para planificar un tratamiento de radioterapia y predecir sus efectos biológicos, así como para la calibración de los LINAC mediante el estudio de curvas de dosis fuera del eje de radiación o el cálculo de variables como los factores de campo (FC). Un factor de campo es un parámetro dosimétrico adimensional que se define a partir del cociente entre la dosis medida a una profundidad y para un tamaño de campo específico, y la dosis para el mismo punto de profundidad, pero para un campo estándar de referencia. El estudio de los factores de campo permite analizar la variación de la dosis absorbida en un punto del eje central de irradiación a medida que el tamaño de campo se modifica respecto del campo de referencia.

Caracterizar el espectro energético de los haces de electrones es de suma importancia para analizar la distribución de la dosis en el material irradiado y la calidad del haz. La motivación de este trabajo surge de la necesidad existente en radioterapia de realizar mediciones y calibraciones correctas para poder garantizar una exposición controlada del paciente a la radiación y evitar errores dosimétricos que pongan en riesgo su salud.

Los dos objetivos principales de este trabajo son los siguientes:

- Calibrar una película radiocrómica Gafchromic EBT3 para haces de electrones de 6 MeV con el fin de estimar los factores de campo de campos circulares a partir de la respuesta de la película en función de la dosis.

- Medir y estudiar, utilizando como detector un diodo EFD 3G, los perfiles de dosis de campos cuadrados y rectangulares para haces de electrones de energías de 6 MeV y 9 MeV a la profundidad del máximo de dosis, y calcular los factores de campo para dichos campos con haces de electrones de 6 MeV, tomando como tamaño de referencia un campo cuadrado de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

En cuanto a la organización de este trabajo, en primer lugar, se introduce el concepto de LINAC y se plantean aspectos relacionados con la dosimetría relativa de electrones, incidiendo en las definiciones de los perfiles de dosis y los factores de campo.

A continuación, se describe la tecnología de los dos tipos de detectores empleados en este trabajo, especificando las características y propiedades de interés de cada uno. Posteriormente, se explica la metodología seguida para la realización de las medidas experimentales y se detalla la instrumentación empleada en las mediciones. Por otra parte, se explica el método de simulación Monte Carlo empleado mediante el código PENELOPE para estudiar el comportamiento de los factores de campos cuadrados y rectangulares en función del tamaño del campo, con el fin de comparar con los cálculos experimentales. Seguidamente, se presentan los resultados obtenidos para los diferentes detectores utilizados.

Por último, se hace un sumario de las conclusiones obtenidas más relevantes a partir de la discusión de los resultados y se indican varias ideas para futuros trabajos relacionados de interés.

2. Fundamento teórico

En este capítulo se introducen conceptos relacionados con el ámbito de la radioterapia, como el LINAC, la dosis absorbida en profundidad, la densidad óptica neta de una película radiocrómica, el perfil de dosis y el factor de campo. Del mismo modo, se analiza la tecnología de los detectores de radiación empleados en este trabajo.

2.1. Acelerador lineal de uso clínico (LINAC)

Actualmente, el LINAC es el principal dispositivo empleado para llevar a cabo tratamientos de radioterapia externa, sustituyendo como método para tratar el cáncer a los primeros aparatos de rayos X y, posteriormente, a las bombas de ^{60}Co empleadas como fuente radiactiva. Los LINAC tienen la capacidad de generar radiación electromagnética después de que haces de partículas cargadas aceleradas interaccionen con materiales conocidos como *blancos*. En este trabajo se emplean varios maniqués, compuestos por agua y agua sólida¹, que simulan la respuesta a la radiación del tejido humano de acuerdo con su densidad electrónica y número atómico [1].

La mayoría de los LINAC funcionan en un rango de energías desde los 4-6 MeV hasta los 18-21 MeV aproximadamente, ya que su uso clínico depende de factores como el tipo de tejido tratado, la profundidad a la que se encuentra o la naturaleza del tratamiento. En los tratamientos con haces de electrones, debido a la alta dispersión que presentan, es necesario usar aplicadores, compuestos por materiales de bajo número atómico, normalmente de aluminio, situados cerca de la superficie que se quiere irradiar para lograr una correcta homogeneidad del haz [2, 3].

En la Figura 2.1 se muestra el acelerador lineal Siemens ARTISTE 5565 que se ha empleado en este trabajo con haces de electrones para las energías de 6 MeV y 9 MeV para las medidas con el diodo EFD 3G, y de 6 MeV para las medidas realizadas con la película radiocrómica EBT3, así como el aplicador de electrones utilizado.

Por otro lado, en la parte inferior del aplicador, se han colocado insertos plomados de formas cuadradas, rectangulares y circulares para definir los tamaños de los campos que se han estudiado. En la Figura 2.2 se muestra un inserto para un campo circular de 6 cm de diámetro colocado en la base del aplicador.

¹ El agua sólida es un material de composición similar al agua. Su densidad electrónica y capacidad de transmisión de radiación electromagnética son equivalentes al agua, mientras que su densidad física es ligeramente superior ($1,045 \text{ g/cm}^3$). El uso de láminas de agua sólida es útil en dosimetría clínica para medidas con películas radiocrómicas puesto que facilita el montaje experimental necesario [4].

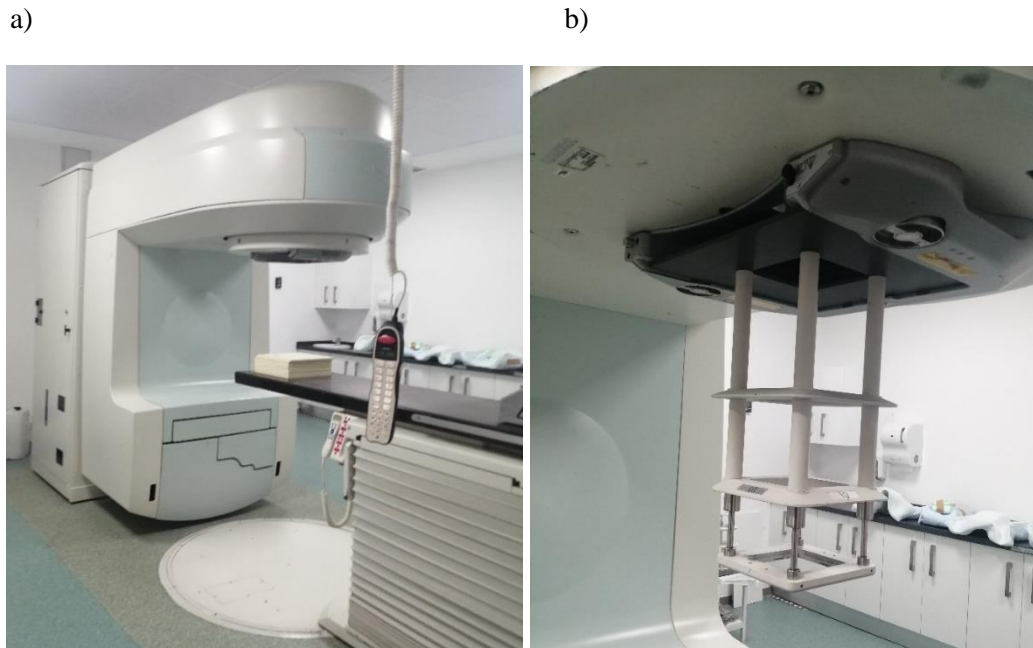


Figura 2.1. (a) LINAC Siemens ARTISTE 5565 y (b) aplicador colocado en el LINAC Siemens Artiste 5565 para trabajar con haces de electrones. Referencia: Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada.

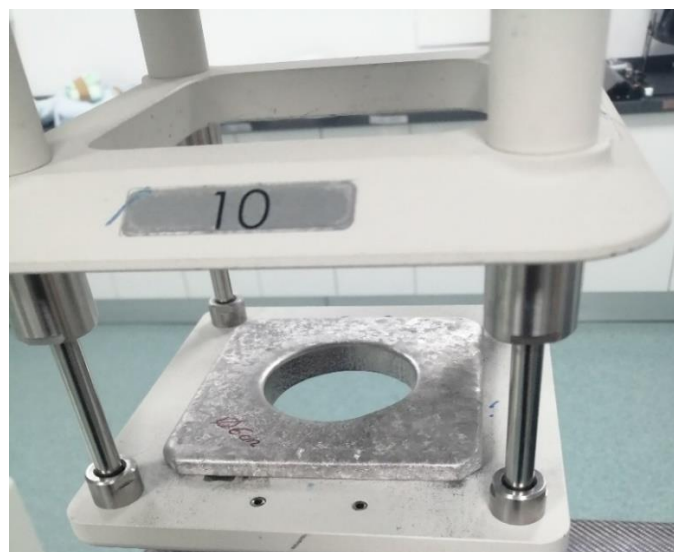


Figura 2.2. Inserto de campo circular de 6 cm de diámetro situado en el aplicador de electrones, Referencia: Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada.

2.2. Características dosimétricas de los haces de electrones

La característica principal que define el comportamiento de un haz electrónico es su distribución de energía o espectro. El hecho de que el haz de electrones interactúe con un

medio dispersivo hace que los electrones experimenten interacciones de carácter coulombiano y su distribución energética se vea modificada por las numerosas colisiones con los átomos del material irradiado. El elevado número de interacciones que los electrones experimentan con las partículas presentes en el medio que se quiere irradiar hace que muchas de ellas abandonen sus trayectorias provocando como resultado final una dispersión en el haz. A una cierta profundidad del material irradiado, se alcanza el equilibrio electrónico y el número de electrones que se frenan alcanzan el máximo, lo que se traduce en un máximo de dosis absorbida [5-8].

Con el fin de caracterizar un haz de electrones en dosimetría relativa se estudian, entre otros parámetros, los perfiles de dosis y los factores de campo.

Se entiende la dosimetría relativa como aquella que mide el cambio de la dosis absorbida en función de los cambios de posición respecto del punto de referencia. En este trabajo se estudia la dosimetría relativa de las medidas de la dosis absorbida para determinados tamaños de campo, distancias fuente-superficie (*DFS*) del maniquí y profundidades en el maniquí, referenciadas frente a las medidas de la dosis absorbida en condiciones de referencia: tamaño de campo 10 cm x 10 cm y *DFS* de 100 cm. A continuación, se introduce el concepto de dosis absorbida como magnitud radiológica principal considerada. Se define la dosis absorbida como la energía por la radiación ionizante en un medio por unidad de masa [1]. Su expresión es la siguiente:

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{dE}{\rho dV} \quad (2.1)$$

siendo dE la energía media depositada en un volumen infinitesimal dV en un punto del material irradiado, ρ la densidad de dicho material, y dm la masa infinitesimal de dV . Su unidad en el sistema internacional es el Gray (Gy).

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} \quad (2.2)$$

2.2.1. Perfiles de dosis

Para analizar la dispersión del haz de electrones y la distribución del depósito de dosis en un plano a determinada profundidad, se miden curvas de dosis relativa fuera del eje de radiación, llamadas perfiles de dosis [2, 9]. Los perfiles de dosis se miden para campos de

distintos tamaños y formas en direcciones ortogonales a la dirección de irradiación, conocidas como direcciones *inplane* y *crossplane*, representadas en la Figura 2.3, y en ellos se distinguen tres regiones: zona de planitud, zona de penumbra y zona de umbra.

La región de planitud hace referencia a la zona donde la dosis supera el 80% de su totalidad en el eje central. Por otro lado, la región de penumbra está representada en los bordes del haz relativos al 20% y 80% de la dosis y la zona de umbra hace referencia a la región de dosis mínima, con valores inferiores o iguales al 20% de la dosis en el eje central. La forma del perfil se caracteriza una fuerte dependencia con la energía y la distancia entre el aplicador y la superficie del material, entre otros parámetros [3].

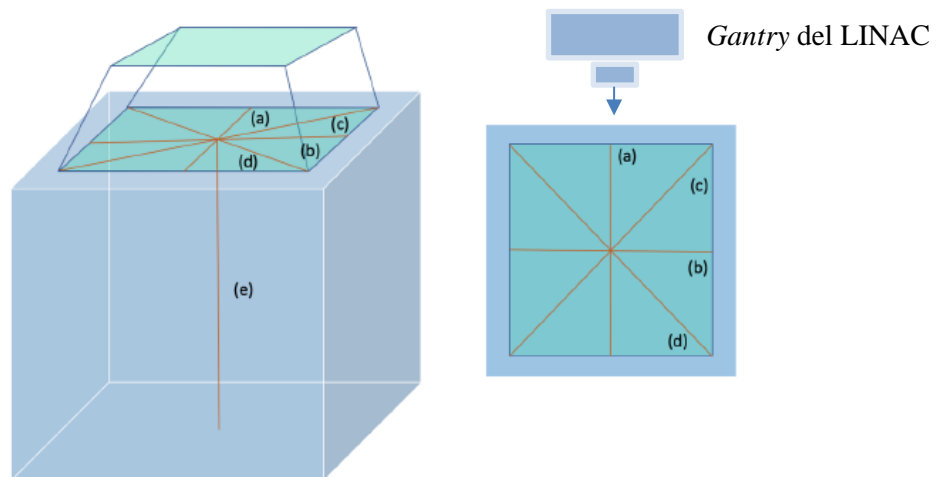


Figura 2.3. Esquema de direcciones: (a) *inplane*, (b) *crossplane*, (c) diagonal (45°), (d) diagonal (-45°) y (e) eje de irradiación. Referencia: [10].

La Figura 2.4 muestra una curva típica de dosis y sus zonas de interés. Sin embargo, es necesario tener en cuenta que la forma de los perfiles de dosis de los campos pequeños difiere de la representada en la Figura 2.4 debido a que no alcanzan una zona de planitud pues la disminución del tamaño de campo provoca un aumento del desequilibrio lateral de partículas cargadas y un descenso de hasta el 20% del valor de la dosis sobre el eje de radiación, en comparación con campos simétricos de mayor tamaño.

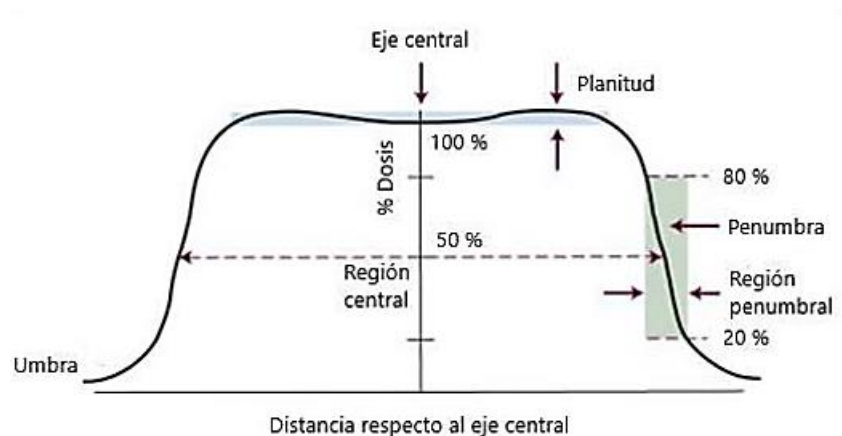


Figura 2.4. Distribución de dosis absorbida en un eje transversal al eje de radiación para un haz de electrones de 12 MeV, una distancia fuente-superficie de 100 cm y un campo de 25 cm x 25 cm [11].

Esto supone que para campos más pequeños la dosis máxima se deposite a distancias más cercanas al eje de radiación y no exista una región de planitud diferenciada para la dosis [12, 13]. La información que proporciona un perfil de dosis se obtiene a partir de una serie de parámetros que se presentan a continuación [2], los cuales deben cumplir unos intervalos de tolerancia² establecidos en la legislación española:

- Simetría del haz, S . Su expresión es la siguiente:

$$S = \text{máx} \left[\frac{D_{izq}}{D_{der}}, \frac{D_{der}}{D_{izq}} \right] \cdot 100\% \quad (2.3)$$

siendo D_{izq} y D_{der} la dosis en dos puntos situados a una distancia igual a la izquierda y la derecha dentro de la zona de planitud del perfil.

- Tamaño del campo, T_c . Es la distancia entre los puntos que recogen el 50% de la dosis absorbida a ambos lados del eje de radiación, coincidiendo con la anchura a media altura de la distribución.
- Penumbra, P . Es la distancia lateral entre los puntos que recogen el 20% y 80% de la dosis absorbida máxima en el eje de radiación.

² El Real Decreto 1566/1998 establece que las pruebas de calibración para fijar el estado de referencia inicial de los equipos de planificación en dosimetría clínica de electrones deben respetar una tolerancia legal del 2% para la medición de la homogeneidad en la dirección ortogonal al eje de radiación, del 3% para la penumbra y del 5% para la simetría [14].

- Homogeneidad. Está descrita por la siguiente expresión:

$$H(\%) = \frac{D_{m\acute{a}x} - D_{m\acute{i}n}}{D_{m\acute{a}x} + D_{m\acute{i}n}} \cdot 100\% \quad (2.4)$$

siendo $D_{m\acute{i}n}$ y $D_{m\acute{a}x}$ los valores de dosis máximas y mínima absorbidas.

2.2.2. Factores de campo

La comparaci3n de la dosis absorbida del haz de electrones medida en un punto en el eje del haz de radiaci3n a cierta profundidad del maniquí y para un tamaño de campo concreto, respecto a la dosis de referencia en dicho punto y para el tamaño de campo de referencia, se realiza mediante el cálculo de los factores de campo. Los factores de campo para campos cuadrados se determinan a partir del cociente entre la lectura corregida del dosímetro en unas condiciones específicas y la medida en las condiciones de referencia, las cuales se toman a la profundidad del máximo de dosis en el eje central:

$$FC(E, DFS, L_i) = \frac{D(E, DFS, L_i)}{D(E, DFS, L_0)} \quad (2.5)$$

donde $D(E, DFS, L_i)$ es la dosis absorbida medida en el eje central para una energía E , distancia fuente-superficie DFS y campo de lado L_i , mientras que $D(E, DFS, L_0)$ es la dosis absorbida para la misma E y DFS , pero para el campo de referencia de lado L_0 . Te3ricamente, estos parámetros experimentan variaciones de la dosis absorbida con el tamaño del campo de tal forma que aumentan con el lado del campo y tienen fuerte dependencia energética [15-17].

Para el estudio de los factores de campo de campos irregulares es necesario recurrir a otros métodos, como el *método del cuadrado equivalente* (CE) [1, 16, 17] o el *método de integraci3n por sectores* (IS) [18-20]. El *método del cuadrado equivalente* se aplica para campos rectangulares, de dimensiones (x, y) , cuyo sistema de colimaci3n esté centrado en el isocentro. Este método aproxima el factor de campo $FC(x, y)$ de un tamaño de campo rectangular (x, y) a partir de la raíz cuadrada del producto de los factores de campo $FC(x, x)$ y $FC(y, y)$ correspondientes a los campos cuadrados equivalentes (x, x) , y (y, y) [17]:

$$FC(x, y) = \sqrt{FC(x, x) \cdot FC(y, y)} \quad (2.6)$$

Este método permite estimar los factores de campo de campos rectangulares con una incertidumbre cercana al 3% y representarlos en función del tamaño del lado del campo cuadrado equivalente [17]. El lado de un campo cuadrado equivalente a uno rectangular de lados a y b cuya relación área/perímetro sea igual viene dado por la condición de equivalencia de Sterling [21] a través de la siguiente expresión:

$$L_{eq} = \frac{2ab}{a + b} \quad (2.7)$$

Por otro lado, el *método de integración por sectores* (IS) es un modelo que consiste en desarrollar las funciones de los factores de campo de formas irregulares a partir de los factores de campo experimentales calculados mediante las medidas de la dosis absorbida para insertos circulares de distintos tamaños relativos a un tamaño de referencia para la misma energía y DFS [19, 22], descritos por la Ecuación (2.8).

$$FC_{Experimental}(E, DFS, r_i) = \frac{D(E, DFS, r_i)}{D(E, DFS, r_0)} \quad (2.8)$$

donde $D(E, DFS, r_i)$ es la dosis absorbida medida en el eje central para una energía E , distancia fuente-superficie DFS y campo del inserto de radio r_i , mientras que $D(E, DFS, r_0)$ es la dosis absorbida para la misma E y DFS , pero para el campo de referencia de radio r_0 . En el caso concreto de que el campo de referencia no sea circular, r_0 se calcula empleando la siguiente relación [23]:

$$r_0 = \frac{\int_0^{\frac{\pi}{4}} \frac{L}{2 \cdot \cos\theta} d\theta}{\int_0^{\frac{\pi}{4}} d\theta} = 0.561 \cdot L \quad (2.9)$$

donde L es la longitud del lado del campo de referencia y θ es el ángulo que describe el campo circular del inserto colocado en el aplicador.

El estudio de un campo de forma irregular implica realizar una división del campo en N sectores circulares equiespaciados de radio r_s de tal forma que el factor de campo para dicho campo irregular será el resultado de la suma de los factores de campo calculados para cada sector [23]:

$$FC(E, DSF, CampoIrregular) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N FC_{Teórico}(E, DFS, r_s) \quad (2.10)$$

siendo $FC_{Teórico}(E, DFS, r_s)$ los factores de campo obtenidos a partir de la función de ajuste de los $FC_{Experimental}(E, DFS, r_i)$ en función del radio, y N el número de sectores en los que se ha dividido el campo irregular.

2.3. Tecnología de los detectores de radiación

En este capítulo se analizan las principales características de los detectores de radiación más habituales en dosimetría clínica que se han utilizado en este trabajo.

2.3.1. Diodo EFD 3G

El detector de diodo semiconductor, habitualmente compuesto de silicio, basa su funcionamiento en la interacción de la radiación con la unión p-n típica de un diodo a partir del número de portadores de cargas liberados en el material del detector. Cuando se ponen en contacto un material de tipo-p con uno de tipo-n, los electrones del semiconductor de tipo-n pueden difundirse a través de la unión en el semiconductor de tipo-p y combinarse con las vacantes. Los electrones se difunden de la banda de valencia a la de conducción y se crean el mismo número de huecos en la banda de valencia. Bajo la acción de campos eléctricos, estos portadores se desplazan hacia los portadores en forma de pulso. Dado que la energía para la producción de pares electrón-hueco es conocida y no depende de la energía incidente de la radiación, el número de portadores permite calcular la intensidad de la radiación incidente [1, 24, 25].

Los detectores tipo diodo se caracterizan por su pequeño tamaño, su rápida respuesta temporal de microsegundos, su buena resolución espacial y alta sensibilidad. Este tipo de detectores son útiles en medidas de dosis en profundidad para haces de electrones ya que proporcionan una medida directa de la distribución de la dosis. Sin embargo, como principal desventaja que presentan, destaca su dependencia con la temperatura, la energía, el ángulo de incidencia del haz de radiación y la dosis absorbida histórica del dosímetro [2, 26, 27].

En este trabajo se ha utilizado el diodo EFD 3G, de Iba Dosimetry, mostrado en la Figura 2.5. Su zona sensible es un prisma cuadrado de 0.5 mm de espesor y 2.5 mm de lado. Alcanza el punto efectivo de medida a una profundidad menor de 0.9 mm.



Figura 2.5. Diodo EFD 3G, de Iba Dosimetry. Referencia: Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada.

2.3.2. Película radiocrómica *Gafchromic EBT3*

La película radiocrómica es un dosímetro compuesto por una capa de material activo radiosensible, formado por un monómero de diacetileno transparente, que se polimeriza tomando un color azul oscurecido cuando sobre él incide radiación. Posee una fuerte banda de absorción en las longitudes de ondas cercanas al verde, de tal forma que la señal en este canal de color puede utilizarse para corregir la falta de uniformidad y mejorar la homogeneidad espacial de la respuesta [24, 25, 28-30]. La película mide la dosis absorbida gracias a que el cambio de color producido es función de dicha dosis en cada punto aumentando la densidad óptica de la película [8].

Entre las principales ventajas de la película radiocrómica destacan una resolución espacial submilimétrica y su alta independencia energética entre 0.1 y 10 MeV. La principal desventaja que presenta es su baja sensibilidad en comparación con el diodo [25, 26].

Por otro lado, se define el concepto de densidad óptica neta como principal magnitud física estudiada para las medidas realizadas con la película radiocrómica EBT3. La densidad óptica neta hace referencia a la absorbancia efectiva resultante de la irradiación de la película radiocrómica [28, 29]. La densidad óptica neta se calcula a partir del cociente de los valores medios de píxeles de la imagen irradiada ($VP_{irradiada}$) y la imagen sin irradiar ($VP_{control}$). Su expresión viene dada por la Ecuación (2.11) [29-31].

$$DO_{neta} = \log_{10} \left(\frac{VP_{control}}{VP_{irradiada}} \right) \quad (2.11)$$

En este trabajo se han utilizado recortes de la película Gafchromic EBT3, fabricada por Ashland Specialty, los cuales se muestran en la Figura 2.6. La película radiocrómica que se ha utilizado está indicada para realizar dosimetría en el rango de dosis habitual de las preinscripciones de los tratamientos de radioterapia habituales en la clínica, los cuales se realizan a 6 MeV.

La Tabla 1 presenta una comparación de las ventajas e inconvenientes del uso del diodo EFD 3G y la película radiocrómica EBT3.

Detector	Ventajas	Desventajas
Diodo tipo semiconductor EFD 3G	Lectura instantánea. Tamaño pequeño y buena resolución. Sensibilidad alta. Manejo sencillo	Requiere instrumentación (cables). Sensibilidad variable con la dosis acumulada. Dependencia con la temperatura, energía y el ángulo.
Película radiocrómica EBT3	Resolución espacial alta. Muy baja dependencia energética. Manejo sencillo.	Lectura no instantánea. No reutilizable. Menor sensibilidad.

Tabla 1. Resumen de las ventajas e inconvenientes del detector tipo semiconductor EFD 3G y la película radiocrómica EBT3. Referencia: elaboración propia.

2.4. Simulación Monte Carlo para haces de electrones

El uso de un programa numérico en dosimetría tiene la principal finalidad de estimar la distribución de la dosis absorbida en un volumen de estudio, principalmente en tejidos humanos y materiales compuestos por agua o similares. La principal idea en la que se basan los programas de estimación de la distribución de dosis en profundidad surge de los modelos de transporte de radiación, los cuales implementan sistemas de ecuaciones matemáticas que describen los procesos que definen el comportamiento de partículas, principalmente electrones y fotones (incluso positrones, pero su uso no es habitual en la práctica clínica) durante su transporte, y la interacción a nivel microscópico que dichas partículas experimentan con la materia [32, 33].

El método de simulación empleado en este trabajo se basa en técnicas Monte Carlo, las cuales reproducen de forma numérica trayectorias de partículas individuales, en este caso electrones, mediante la generación de números aleatorios obtenidos de una distribución de probabilidad que describe la trayectoria del electrón con el fin de muestrear los procesos físicos implicados. En cada evento de simulación, cada electrón es tratado como una secuencia aleatoria de desplazamientos libres que finalizan cuando pierde energía y emite electrones secundarios, modificando su dirección de movimiento [33-35]. Todo ello depende de la energía inicial del electrón, de la geometría del sistema y de la composición del medio, en este caso agua. El código informático que se ha utilizado para implementar este método recibe el nombre de PENELOPE (PENetration and EnergyLOSS of Positrons and Electrons), cuya versión es la 2018 [33]. PENELOPE realiza simulaciones Monte Carlo del transporte acoplado electrón-fotón en distintos materiales y en el rango de energías incidentes desde 50 eV hasta 1 GeV.

3. Metodología

En este capítulo, se presenta el método experimental empleado para el desarrollo de este trabajo y se analiza el método de simulación utilizado para reproducir las medidas experimentales y comparar posteriormente los resultados entre ambos procedimientos.

A continuación, se plantea un resumen de los métodos experimentales que se han seguido para desarrollar este trabajo:

- I. Se ha realizado la calibración de la película EBT3 con el fin de obtener una relación entre la dosis y la densidad óptica neta de la película. A partir de dicha calibración, se calcularon los factores de campo de varios campos circulares y se ajustaron a una función logarítmica-potencial que reproducía su tendencia.
- II. Mediante el detector de diodo EFD 3G, se han medido experimentalmente los perfiles de dosis para los campos cuadrados y rectangulares mediante haces de electrones de energías de 6 y 9 MeV y se han estimado sus parámetros de estudio: simetría, tamaño del campo, penumbras y homogeneidad del haz.

- III. Se han calculado los factores de campo para haces de electrones de 6 MeV y campos cuadrados a partir del *método del cociente de lecturas* de carga respecto de la lectura de referencia con un electrómetro Dose 1 de Iba Dosimetry. Por otro lado, los factores de campos rectangulares fueron calculados mediante el *método del cuadrado equivalente* y el *método de integración por sectores*, con el propósito de comparar resultados.
- IV. Con el fin de cotejar los resultados de los factores de campo experimentales obtenidos para los campos cuadrados y rectangulares, se calcularon los factores de campo de forma numérica mediante simulaciones Monte Carlo a partir del código PENELOPE.

3.1. Método experimental

A continuación, se desarrolla el proceso de calibración de la película radiocrómica EBT3 y el cálculo de los factores de campo de los campos circulares de 1, 1.5, 2, 2.5, 3 y 4 cm de radio a partir de dicha calibración, y se explica el procedimiento seguido para la obtención de los parámetros de interés de los perfiles de dosis y el cálculo de los factores de campo para los campos cuadrados y rectangulares de estudio con el diodo EFD 3G.

3.1.1. Calibración y cálculo de los factores de campo de los campos circulares mediante la película radiocrómica *Gafchromic EBT3*

En primer lugar, se realizó la calibración de la película radiocrómica EBT3 para estudiar la dosis administrada en función de la respuesta de la película. Para ello, se recortó la película en 24 recortes numerados y se agruparon en seis grupos. Cada recorte se introdujo en el centro de un maniquí de agua sólida formado por 20 láminas de RW3 de 1 cm de espesor y 30 cm x 30 cm de superficie. En la Figura 3.2 se observa un recorte de película colocado entre las láminas del maniquí de RW3.

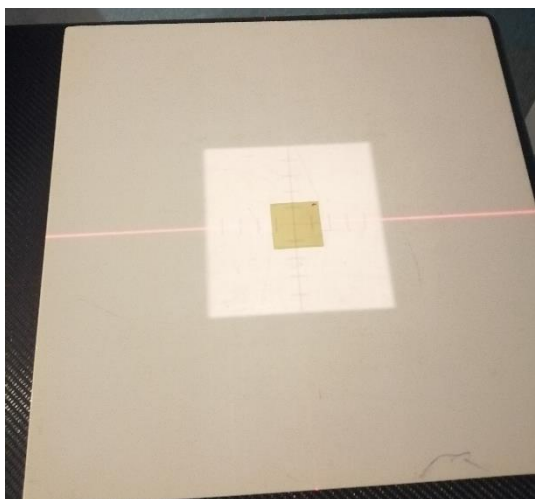


Figura 3.2. Esquema de la geometría formada por el maniquí de placas RW3 y la película radiocrómica EBT3 colocada en el punto central entre las 10 láminas de RW3 de 1 cm de espesor. Las medidas se realizaron a una profundidad de 10 cm. Referencia: elaboración propia.

Una vez colocada la película en el punto central del maniquí con ayuda del sistema de láseres del LINAC, las películas fueron irradiadas con haces de 6 MeV para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm y con una *DFS* de 100 cm, condiciones necesarias para que la mayor dosis depositada en cualquier zona de la placa sea inferior a 10 Gy [30].

En la Figura 3.3 se observa la película centrada en la lámina del maniquí (a) y el sistema de posicionamiento láser del LINAC (b).

a)



b)

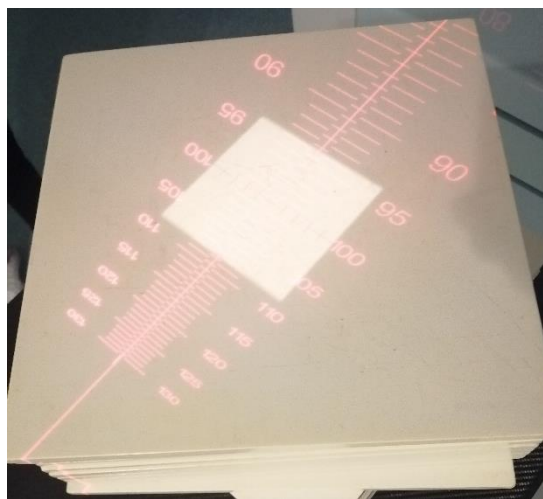


Figura 3.3. (a) Placa de película radiocrómica EBT3 colocada en el centro del maniquí RW3 (a) y (b) sistema de posicionado de láseres del LINAC. Referencia: Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada.

Por otra parte, para la adquisición y el análisis de los datos, cada placa de película fue medida mediante un escáner EPSON Perfection 4990 Photo, mostrado en la Figura 3.4.,

y posteriormente irradiada, de tal forma que cada placa actuaba como control de sí misma. Se realizaron tres irradiaciones para cada grupo de recortes, de modo que cada grupo recibía valores de dosis y UM conocidas, parámetros relacionados mediante la siguiente expresión:

$$UM = \frac{D \text{ (cGy)}}{1 \frac{\text{cGy}}{UM} \cdot R} \quad (3.1)$$

donde $R = 68.1\%$ representa el rendimiento del haz a 10 cm de profundidad, valor conocido y propio de su calibración. Las parejas de valores dosis-UM relativas a los recortes de película se muestran en la Tabla I del Apéndice I. Posteriormente, mediante el *software* del escáner se realizó el procesado de las imágenes.

Para el estudio de los recortes de las películas se llevaron a cabo los siguientes pasos:

- Se abrió la imagen escaneada de la película con el *software ImageJ*.
- Se separaron los tres canales de color de la imagen y se seleccionó el canal verde.
- Se delimitó un área de estudio de 1 cm x 1 cm en la imagen mediante la función ROIs (Regions Of Interest).
- En la pestaña “Analyze” se seleccionó “Histogram” y se anotó el valor del píxel medio sin irradiar, $VP_{control}$, y su desviación estándar.

Mediante una hoja de cálculo, para cada píxel de los 18 recortes de película, se calculó la densidad óptica neta a partir de los valores medidos de $VP_{control}$ y $VP_{irradiada}$ mediante la Ecuación (2.11). Posteriormente, se obtuvo el promedio de las densidades ópticas netas de los tres recortes de película relativos a cada uno de los seis grupos y mediante los valores de la dosis conocidos relativos a cada una de las seis regiones de estudio, se obtuvo el ajuste de calibración de la película. La tendencia de la distribución de la dosis permitió ajustar los puntos de la calibración a una curva polinómica de segundo grado.



Figura 3.4. Escáner EPSON Perfection 4990 Photo con el que se han llevado a cabo los escaneados de los recortes de la película radiocrómica. Referencia: Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada.

La incertidumbre asociada a la DO_{neta} se calculó a partir de la propagación de errores en la Ecuación (2.11):

$$\sigma_{DO_{neta}}^2 = \sum_i \left(\frac{\partial DO_{neta}}{\partial x_i} \right)^2 \cdot \sigma_{x_i}^2 \quad (3.2)$$

donde x_i son las variables $VP_{control}$ y $VP_{irradiada}$, y σ_{x_i} sus desviaciones estándar.

Por otro lado, dado que la respuesta de una película se expresó a través de la relación entre la dosis y la densidad óptica neta ajustada mediante una función polinómica, la incertidumbre asociada a dicha dosis se calculó a partir de la propagación de errores de la función de relación entre la dosis y la DO_{neta} :

$$\sigma_{Dosis}^2 = \sum_i \left(\frac{\partial D}{\partial x_i} \right)^2 \cdot \sigma_{x_i}^2 \quad (3.3)$$

siendo x_i los diferentes parámetros de la función polinómica (DO_{neta} y coeficientes del ajuste) y σ_{x_i} las desviaciones estándar asociada a dichos parámetros.

A continuación, se calcularon a partir de la curva de calibración los factores de campo de los campos circulares estudiados. En primer lugar, se analizaron las imágenes escaneadas de las películas irradiadas y sin irradiar para cada campo circular y el campo de referencia de 10 cm x 10 cm, y se obtuvieron las densidades ópticas netas a partir de los valores de píxel medios mediante la Ecuación (2.11). A continuación, se calcularon los valores de dosis para cada uno de los recortes de películas a partir de la función polinómica de grado

dos resultante de la calibración. Posteriormente, se obtuvieron los valores de los factores de campo experimentales a partir del cociente de los valores de dosis calculados de los diferentes campos entre el valor de dosis calculado de referencia relativo al campo de 10 cm x 10 cm. Dichos factores de campo fueron representados en función del radio calculando previamente el radio equivalente del campo de referencia de 10 cm x 10 cm mediante la Ecuación (2.9). La tendencia de los FC representados permitió posteriormente, mediante un programa en MATLAB, ajustarlos a una función logarítmica-potencial (3.4).

$$FC(r) = \frac{\ln(1 + r^a)}{r^b} \quad (3.4)$$

La incertidumbre relativa a los factores de campo fue calculada mediante la propagación de incertidumbres de la Ecuación (3.4), a partir de la desviación típica de las medidas del radio de los insertos circulares, σ_{r_i} :

$$\sigma_{FC(r_i)}^2 = \sum_i \left(\frac{\partial FC(r_i)}{\partial r_i} \right)^2 \cdot \sigma_{r_i}^2 \quad (3.5)$$

3.1.2. Medición de los perfiles de dosis y cálculo de los factores de campo mediante el diodo EFD 3G

Para las medidas de los perfiles transversales de dosis llevadas a cabo con el diodo EFD 3G, se ha considerado como maniquí una cuba de llena de agua Blue Phantom de Iba Dosimetry, mostrada en la Figura 3.1, con un volumen útil de 48 cm x 48 cm x 41 cm. Este sistema posee un sistema de orientación y movimiento en las tres dimensiones cartesianas para su calibración y regulación, el cual se acciona mediante controles manuales cuya precisión es de 0,1 mm. La cuba Blue Phantom está conectada a un depósito de agua y mediante una bomba hidráulica bidireccional se llena y se vacía en pocos minutos. Posee soportes móviles para la colocación de los detectores, de tal forma que posibilitan su movimiento en el interior de la cuba en la dirección paralela y perpendicular a la superficie del agua. Este dispositivo tiene conexión con el *software* asociado al LINAC en un ordenador situado en el exterior del búnker con el que se lleva a cabo el control de los movimientos del detector sumergido en el agua.

Los perfiles de dosis fueron medidos para los campos cuadrados y los campos rectangulares de dimensiones $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, $2 \times 4 \text{ cm}^2$, $2 \times 5 \text{ cm}^2$, $3 \times 4 \text{ cm}^2$, $3 \times 5 \text{ cm}^2$, $4 \times 5 \text{ cm}^2$, $4 \times 6 \text{ cm}^2$ y $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Las condiciones de referencia para las medidas de los perfiles de dosis en las direcciones *inplane* y *crossplane* y para las energías de 6 MeV y 9 MeV se muestran en la Tabla III del Apéndice I. Las medidas de dosis absorbida en profundidad se ejecutaron mediante la consola de mandos y el *software* del LINAC Siemens ARTISTE 5565, el cual permite la selección de la energía del haz de radiación, el tamaño y la forma del campo, la tasa de dosis, la rotación del *gantry*, el posicionamiento de la mesa de tratamiento y accionar el disparo de radiación, entre otras funciones.

Dicho *software* permite también controlar, además del posicionamiento del detector, su sensibilidad, su dirección de movimiento y la velocidad de posicionamiento y escaneo, entre otros parámetros. De igual forma, permite elegir la dirección para la medición de los perfiles de dosis (*crossplane*, *inplane* o diagonal). El detector se colocó a las profundidades de 1.4 cm para las medidas de 6 MeV y 2.1 cm para las medidas de 9 MeV.

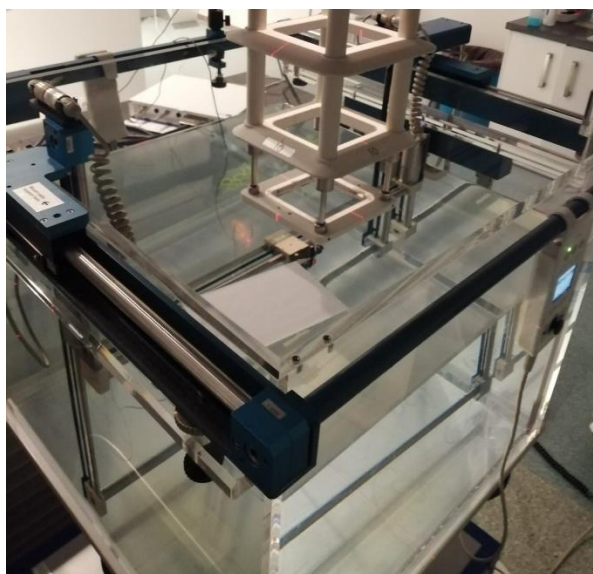


Figura 3.1. Cuba de agua Blue Phantom. Referencia: Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada.

Para cada perfil, se calcularon como parámetros el tamaño del campo, la penumbra, la homogeneidad y la simetría a partir de sus definiciones (Apartado 2.2.1).

Por otro lado, para el cálculo de los factores de campo, se utilizaron los campos cuadrados y rectangulares de dimensiones $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $8 \times 8 \text{ cm}^2$, $2 \times 4 \text{ cm}^2$, $2 \times 5 \text{ cm}^2$, $3 \times 4 \text{ cm}^2$, $3 \times 5 \text{ cm}^2$, $4 \times 5 \text{ cm}^2$, $4 \times 6 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Todos los factores de campo fueron medidos para haces de electrones de energía 6 MeV. A partir de un electrómetro Dose 1 de Iba Dosimetry, se tomaron tres lecturas estables de carga para cada tamaño de campo, tomando como valor considerado su promedio. Las medidas de la carga para cada tamaño de campo se muestran en la Tabla II del Apéndice I. Se comenzó midiendo el campo de referencia $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ y seguidamente el resto de los tamaños de campo. Cada vez que se medían cuatro tamaños de campos distintos, se repetía de nuevo la medida del campo de referencia.

Para los campos cuadrados, se obtuvieron los factores de campo a partir del cociente de las lecturas de acuerdo con la Ecuación (2.5). Para los campos rectangulares, se calcularon los factores de campo a partir del *método del cuadrado equivalente* a través de la Ecuación (2.6), y sus respectivos lados equivalentes mediante la Ecuación (2.7).

Por otro lado, los factores de campo de los campos rectangulares también fueron calculados mediante el *método de integración por sectores* a partir del ajuste realizado previamente con la película EBT3 de los factores de campo en función del radio, para comparar con los resultados obtenidos con el *método del cuadrado equivalente*.

Para ello, el proceso que se siguió para calcular un factor de campo rectangular mediante el *método integración por sectores* fue el siguiente:

- 1) Se eligió y delimitó una superficie de estudio dentro del rectángulo y se dividió en 12 sectores iguales de 30° cada uno.
- 2) Se midió el radio de cada uno de los sectores.
- 3) Se calculó el factor de campo para cada uno de los 12 sectores a partir del ajuste dado por la Ecuación (3.4) en función del radio de cada sector.
- 4) Se calculó el factor de campo del campo rectangular a partir de la Ecuación (2.10) a partir del número de sectores ($N=12$) y los factores de campo calculados previamente para cada sector.

Por otro lado, respecto al cálculo de la incertidumbre relativa a los factores de campo obtenidos, la desviación típica se ha calculado llevando a cabo la propagación de errores calculada para las lecturas de carga relativas a un campo i , a partir de la siguiente expresión:

$$\sigma_q = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (q_i - \bar{q})^2}{N-1}} = \sqrt{\frac{(q_1 - \bar{q})^2 + (q_2 - \bar{q})^2 + (q_3 - \bar{q})^2}{2}} \quad (3.6)$$

donde q_1, q_2, q_3 hacen referencia a los valores de carga de cada una de las tres lecturas para una medida, N es el número de lecturas y \bar{q} es el promedio de la carga. Para los campos rectangulares con alta relación de aspecto dicha incertidumbre alcanza valores mayores [32]. La expresión para el cálculo de la incertidumbre del factor de campo viene dada por la ecuación siguiente:

$$\sigma_{FC} = \sqrt{\left(\frac{\partial FC}{\partial q} \cdot \sigma_q\right)^2 + \left(\frac{\partial FC}{\partial q_{10 \times 10}} \cdot \sigma_{q_{10 \times 10}}\right)^2} \quad (3.7)$$

siendo σ_q y $\sigma_{q_{10 \times 10}}$ las desviaciones típicas calculadas mediante (3.6) para cualquier campo estudiado y para el campo de referencia, respectivamente; $q_{10 \times 10}$ es la carga medida para el campo de referencia 10 cm x 10 cm; q es la carga medida para los campos distintos al de referencia, y FC es la expresión para calcular el factor de campo en función de la forma del campo (Ecuación (2.5) para campos cuadrados, y Ecuaciones (2.6) y (3.4) para campos rectangulares). Para campos circulares, la incertidumbre se ha calculado a partir de la Ecuación (3.8):

$$\sigma_{FC} = \sqrt{\left(\frac{\partial FC}{\partial r_i} \cdot \sigma_{r_i}\right)^2} \quad (3.8)$$

Siendo FC el factor de campo dado calculado y σ_{r_i} la desviación típica de las medidas del radio de los dos insertos utilizados:

$$\sigma_{r_i} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (r_i - \bar{r})^2}{N-1}} = \sqrt{(r_1 - \bar{r})^2 + (r_2 - \bar{r})^2} \quad (3.9)$$

3.2. Método Numérico. Cálculo de los factores de campo mediante simulación MonteCarlo

Se ha estudiado mediante simulaciones Monte Carlo a través del código PENELOPE el comportamiento de los factores de campo en función del tamaño del lado de campo para haces de electrones en el rango de 6 MeV considerando como tamaños de campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$,

3x3 cm², 4x4 cm², 5x5 cm², 6x6 cm², 8x8 cm², 2x4 cm², 2x5 cm², 3x4 cm², 3x5 cm², 4x5 cm², 4x6 cm² y 10x10 cm², considerando este último como referencia. Las simulaciones realizadas se han llevado a cabo teniendo en cuenta una fuente puntual de electrones a 2 cm del maniquí en el eje de irradiación, y calculando la dosis a la profundidad de 1.2 cm.

Para ello, se ha construido la geometría de un LINAC muy simplificado mediante el paquete de subrutinas PENGEMON [35], implementado en PENELOPE. El LINAC simplificado está compuesto por una fuente puntual de electrones monoenergéticos de 6 MeV, un sistema de dos colimadores de placas de plomo cuyo tamaño se ha variado para simular las dimensiones de campos cuadrados y rectangulares, y un maniquí virtual de agua. Es necesario aclarar que la fuente puntual fue considerada a pocos cm del maniquí para disminuir los efectos de la dispersión ya que en esta geometría no se ha considerado un aplicador de electrones. En cada archivo de entrada se han indicado los materiales utilizados para definir la geometría (agua, plomo y aire), junto con su energía de absorción, con valor de 1 keV para cada material. Los archivos de datos de sección eficaz de los materiales utilizados han sido creados previamente a partir del archivo ejecutable *material.exe*, implementado en PENELOPE.

Para cada simulación, en el fichero de la geometría se han modificado los parámetros relativos a la anchura y altura del colimador, dependiendo del tamaño del campo que se ha irradiado, respecto del tamaño del campo de referencia de 10 cm x 10 cm.

En la Figura 3.5 se muestra un esquema de la geometría del LINAC simplificado empleada en las simulaciones Monte Carlo realizadas en este trabajo.

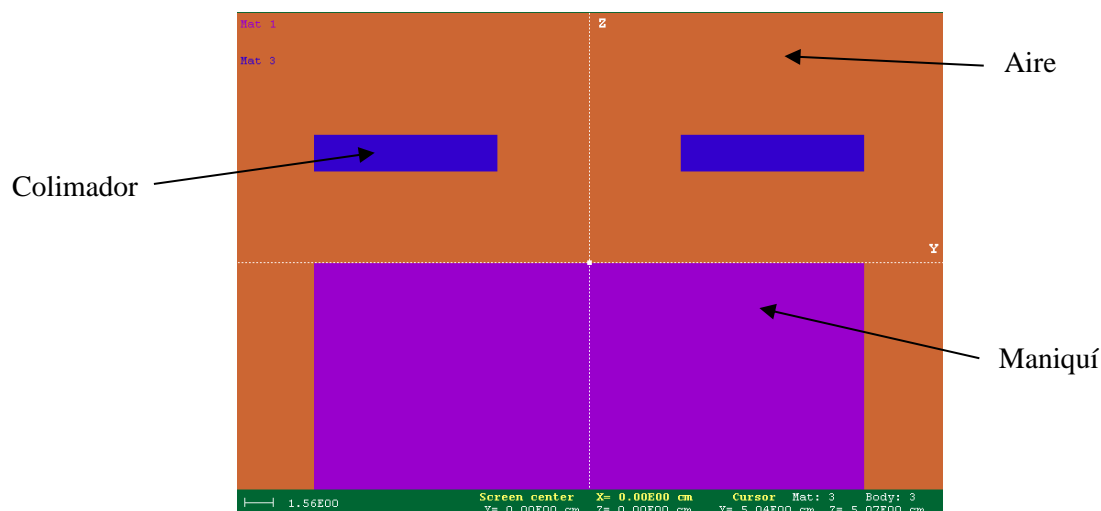


Figura 3.5. Esquema de la geometría empleada para la simulación en las condiciones de referencia (10 cm x 10 cm) de un LINAC simplificado. Se observa el maniquí de agua (material de color violeta), los colimadores plomados (materiales azules) separados 10 cm a una DSF de 2 cm, y el aire existente entre el maniquí y los colimadores (material naranja). Referencia: elaboración propia.

4. Resultados y discusión

En este capítulo se plantean los resultados de la calibración de la película EBT3 y los factores de campo obtenidos a partir de dicha calibración, y se analizan los resultados obtenidos de los perfiles de dosis y el cálculo de los factores de campo para las medidas realizadas con el diodo EFD 3G, para compararlos con los resultados obtenidos mediante el método numérico empleado a partir del código PENELOPE.

4.1. Película radiocrómica Gafchromic EBT3

4.1.1. Calibración

En la Tabla 2 se muestran los valores promedios calculados píxel a píxel de la densidad óptica neta (DO_{neta}) obtenida mediante la Ecuación (2.3) para cada uno de los valores de dosis conocidos en las seis regiones de estudio, junto a sus incertidumbres calculadas mediante las Ecuaciones (3.2) y (3.3).

Región	Nº de placa de película	DO_{neta}	D (Gy)
1	1, 2 y 3	0.044 ± 0.003	0.500 ± 0.015
2	4, 5 y 6	0.094 ± 0.004	1.000 ± 0.015
3	7, 8 y 9	0.174 ± 0.005	2.000 ± 0.015
4	10, 11 y 12	0.236 ± 0.005	3.000 ± 0.015
5	13, 14 y 15	0.311 ± 0.005	5.000 ± 0.015
6	16, 17 y 18	0.389 ± 0.006	7.000 ± 0.015

Tabla 2. Valores de la densidad óptica y dosis para las seis regiones de estudio. Referencia: elaboración propia.

La tendencia de los datos calculados ha permitido representados mediante un ajuste polinómico de segundo grado tal como muestra la Figura 4.1, cuya expresión viene dada por la Ecuación (4.1):

$$\text{Dosis (Gy)} = (29.139 \pm 0.029) \cdot DO_{neta}^2 + (6.658 \pm 0.003) \cdot DO_{neta} \quad (4.1)$$

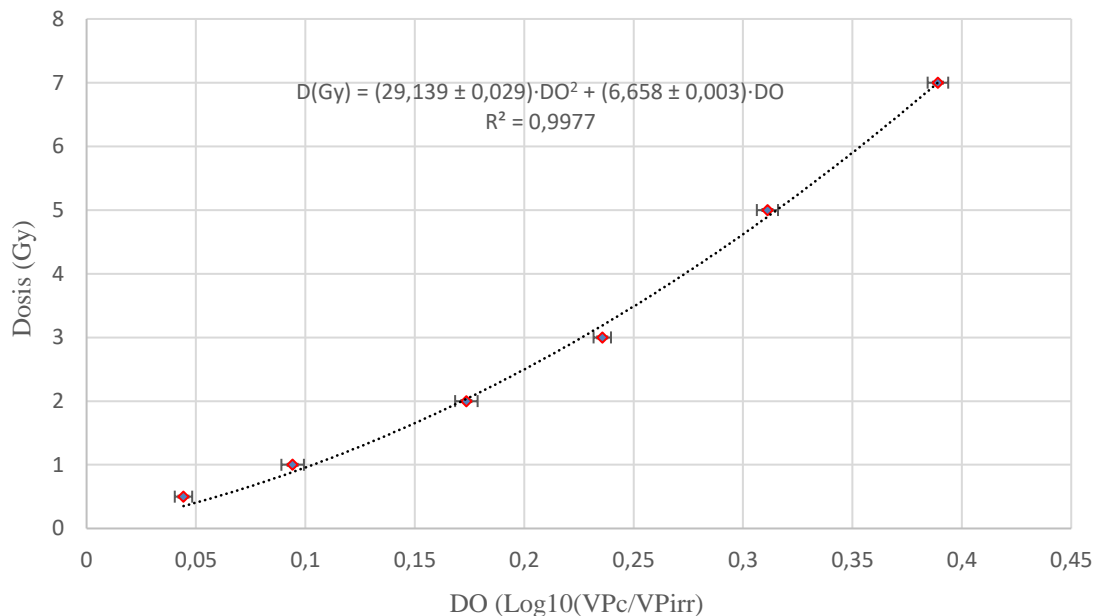


Figura 4.1. Ajuste polinómico de segundo grado relativo a la calibración de la película EBT3 en términos de la densidad óptica neta y la dosis. Referencia: elaboración propia.

En la Figura 4.1 se observa que la función de calibración de los valores de dosis y densidad óptica neta cumple los criterios de ser monótona creciente, resultados que concuerdan con los encontrados en los artículos [8] y [33]. El parámetro de bondad del ajuste R^2 toma el valor de 0.998, lo que indica que la curva considerada del ajuste reproduce de forma muy aproximada la relación entre los valores de dosis y DO_{neta} . Se podría considerar para la curva polinomios de mayor grado con el fin de mejorar el ajuste, pero esto podría suponer

una predicción de los datos alejados del rango considerado en el ajuste, consecuencia que se manifiesta en los resultados obtenidos en el trabajo de investigación [36].

Por otro lado, es necesario aclarar que las incertidumbres verticales asociadas a los valores de dosis no se aprecian en la Figura 4.1 debido a que sus valores son menores que el tamaño de los símbolos empleados para representar los datos experimentales.

4.1.2. Factores de campos circulares

La Tabla 3 muestra, para cada campo circular de estudio, la DO_{neta} calculada a partir de los valores de $VP_{control}$ y $VP_{irradiada}$ de las películas relativas a los campos circulares, y la dosis obtenida del ajuste polinómico de segundo grado mostrado en la Ecuación (4.1), así como los factores de campo obtenidos de forma experimental a partir del cociente de lecturas de dosis, $FC_{Experimentales}$, los factores de campo obtenidos a partir del ajuste logarítmico dado por la Ecuación (3.4), FC_{Ajuste} , y el radio de los campos circulares.

Diámetro del campo (cm)	DO_{neta}	Dosis (Gy)	$FC_{Experimentales}$	FC_{Ajuste}	r_{eq} (cm)
2	0.055 ± 0.003	0.595 ± 0.013	0.296 ± 0.104	0.301 ± 0.015	1.00
3	0.101 ± 0.002	1.026 ± 0.034	0.551 ± 0.091	0.524 ± 0.005	1.50
4	0.118 ± 0.002	1.222 ± 0.027	0.644 ± 0.051	0.678 ± 0.005	2.00
5	0.148 ± 0.002	1.105 ± 0.029	0.810 ± 0.037	0.780 ± 0.004	2.50
6	0.155 ± 0.002	1.610 ± 0.023	0.854 ± 0.028	0.849 ± 0.001	3.00
8	0.161 ± 0.001	1.812 ± 0.009	0.894 ± 0.024	0.928 ± 0.004	4.00
10	0.177 ± 0.001	2.063 ± 0.007	1.000 ± 0.000	0.983 ± 0.017	5.61

Tabla 3. Valores de la DO_{neta} , la dosis, los factores de campo experimentales (FC_{Exp}), los factores de campo calculados mediante el ajuste logarítmico (FC_{Ajuste}) y el radio equivalente de los insertos circulares. El radio equivalente asociado al campo de referencia cuadrado de 10 cm x 10 cm fue calculado mediante la fórmula de Sterling (Ecuación 2.8). Referencia: elaboración propia.

En la Figura 4.2 se muestran los valores de los factores de campo experimentales y los calculados a partir del ajuste en función del radio equivalente para los insertos circulares de 1, 1.5, 2, 2.5, 3 y 4 cm de radio.

Los parámetros que mejor reproducen la tendencia de los FC experimentales para el ajuste logarítmico-potencial son $a = (2.943 \pm 0.017)$ y $b = (0.469 \pm 0.006)$.

Se observa que todos los factores de campo calculados siguen una distribución creciente con el radio del inserto circular y que toman valores menores que el factor de campo del campo de referencia de 10 cm x 10 cm, como predice la teoría.

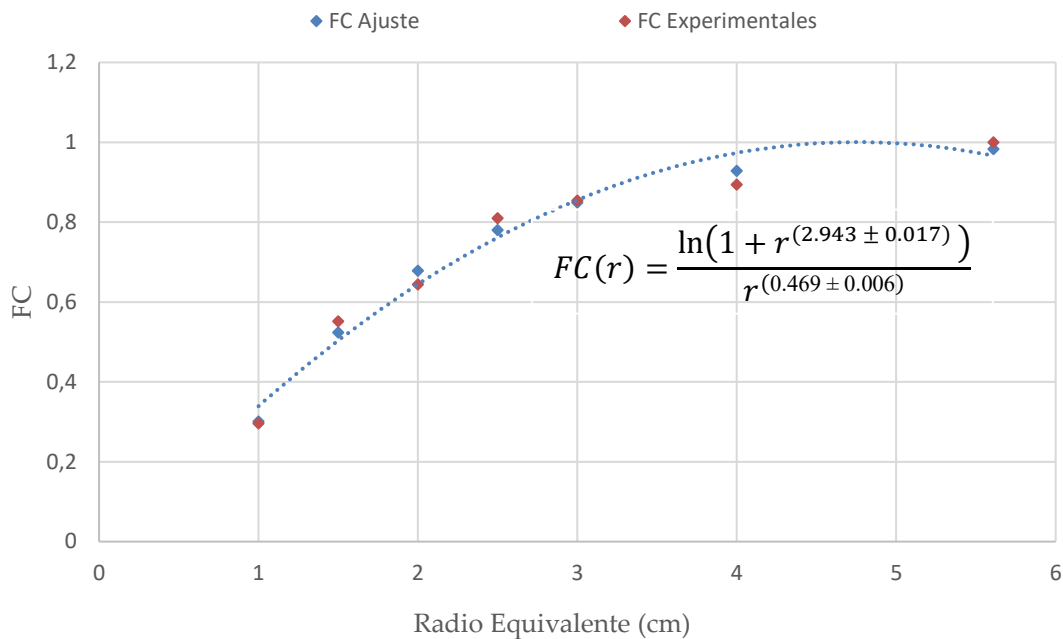


Figura 4.2. Factores de campo para campos circulares de radio 2, 3, 4, 5, 6 y 8 cm y haces de 6 MeV estudiados mediante la película radiocrómica EBT3 en función del radio equivalente. Referencia: elaboración propia.

Por otro lado, la función de ajuste considerada los factores de campo en función del radio del inserto circular predice de forma correcta los factores de campo obtenidos de forma experimental mediante el cociente de lecturas de dosis.

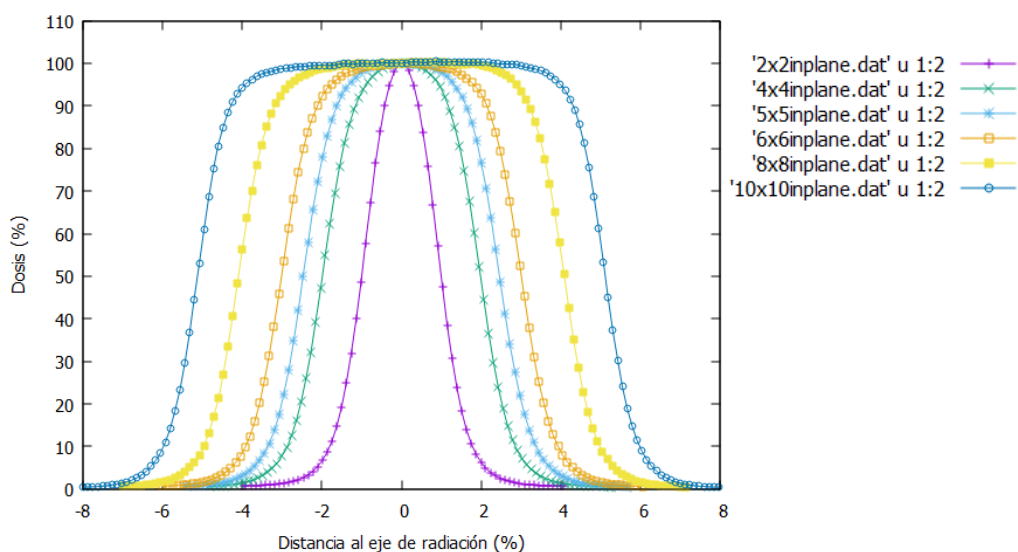
Por otra parte, los resultados de la Tabla 3 muestran que los valores de dosis y densidad óptica neta presentan altas incertidumbres para los valores menores e incertidumbres bajas para los mayores. De igual forma ocurre para los valores de los factores de campo, a excepción del factor de campo de referencia calculado mediante el ajuste debido a que fue calculado en función del radio equivalente de 5.61 cm obtenido mediante la fórmula de Sterling [25], lo que podría introducir una mayor incertidumbre a ese valor.

4.2. Diodo EFD 3G

4.2.1. Perfiles de dosis

En la Figura 4.3 se observan los perfiles de dosis medidos mediante el diodo EFD 3G para haces de 6 MeV en las direcciones (a) *inplane* y (b) *crossplane* para los campos cuadrados.

a)



b)

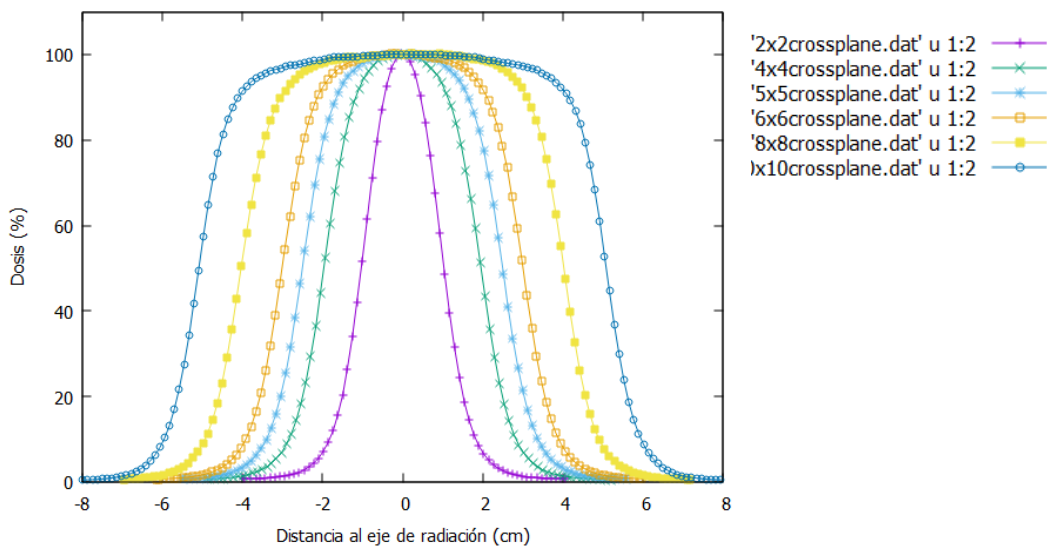


Figura 4.3. Perfiles de dosis normalizados al valor de la dosis en el eje del haz para haces de electrones de 6 MeV para los campos cuadrados estudiados: (a) direcciones *inplane* y (b) direcciones *crossplane*. Referencia: elaboración propia.

De igual forma, en la Figura 4.4 se observan las mediciones de los perfiles de dosis medidos mediante el diodo EFD 3G para haces de 6 MeV en las direcciones (a) *inplane* y (b) *crossplane* para los campos rectangulares.

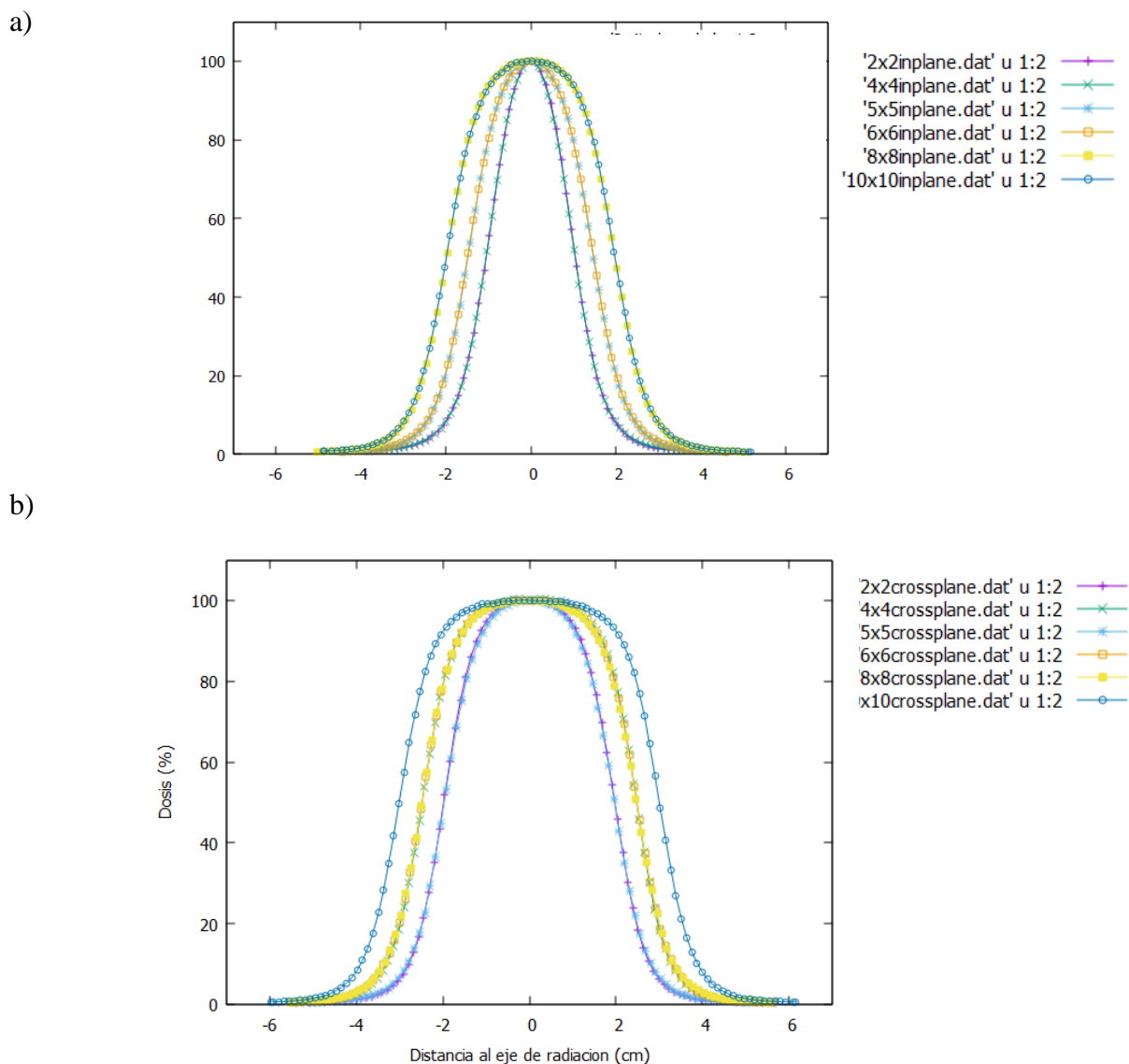


Figura 4.4. Perfiles de dosis normalizados al valor de la dosis en el eje del haz para haces de electrones de 6 MeV para los campos rectangulares estudiados en las direcciones (a) *inplane* y (b) *crossplane*. Referencia: elaboración propia.

A continuación, en las Tablas 4 y 5 se muestran los valores de los parámetros calculados de los perfiles de dosis de 6 MeV en las direcciones *inplane* y *crossplane* para campos cuadrados y rectangulares.

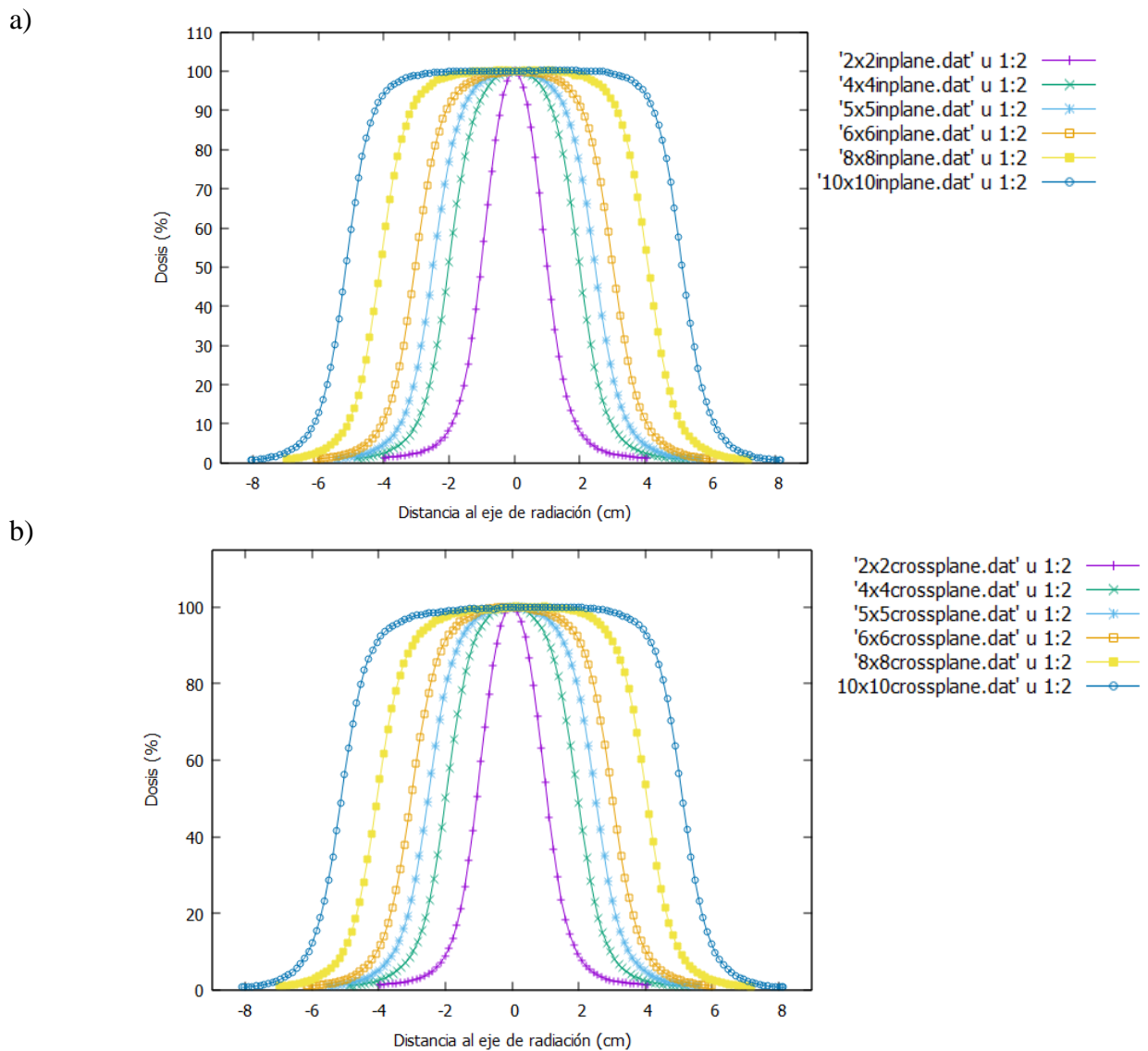
Tamaño del campo (cm ²)	Parámetros				
	T _c (cm)	P _{izq}	P _{der}	H (%)	S (%)
2x2	2.04	0.97	0.97	98.57	100.10
3x3	3.01	1.09	0.97	98.71	100.00
4x4	3.97	1.08	1.09	98.81	100.01
5x5	4.95	1.09	1.08	98.73	100.03
6x6	6.04	1.09	1.09	98.73	100.30
8x8	8.19	1.07	1.08	98.87	100.06
10x10	10.14	1.02	1.08	99.21	100.14
2x4	2.17	0.97	0.96	98.47	101.11
2x5	2.05	0.96	0.96	98.16	100.07
3x4	2.90	1.09	1.08	98.61	100.64
3x5	2.90	1.09	1.09	98.53	100.39
4x5	3.98	1.09	1.09	98.57	100.08
4x6	3.98	1.09	1.08	98.55	100.04

Tabla 4. Valores de los parámetros de los perfiles de dosis para la dirección *inplane* con energía de 6 MeV. Los parámetros son el tamaño del campo, T_c (cm); las penumbras de la zona izquierda, P_{izq} , y derecha, P_{der} , del perfil; la homogeneidad, H (%), y la simetría, S (%). Referencia: elaboración propia.

Tamaño del campo (cm ²)	Parámetros				
	T _c (cm)	P _{izq}	P _{der}	H (%)	S (%)
2x2	2.06	0.97	0.85	98.57	101.63
3x3	2.90	0.97	1.09	98.73	100.37
4x4	3.87	1.09	1.08	98.81	100.09
5x5	5.07	1.08	1.09	98.69	100.23
6x6	5.92	1.08	1.09	98.69	100.23
8x8	8.08	1.09	1.09	98.85	100.17
10x10	10.13	1.09	1.08	99.16	100.01
2x4	3.86	1.07	1.09	98.91	100.01
2x5	4.83	1.07	1.08	98.95	100.01
3x4	3.87	1.07	1.08	98.83	100.10
3x5	4.94	1.09	1.08	98.91	100.13
4x5	4.95	1.07	1.07	98.83	100.23
4x6	6.03	1.08	1.08	98.87	100.11

Tabla 5. Valores de los parámetros de los perfiles de dosis para la dirección *crossplane* con energía de 6 MeV. Los parámetros son el tamaño del campo, T_c (cm); las penumbras de la zona izquierda, P_{izq} , y derecha, P_{der} , del perfil; la homogeneidad, H (%), y la simetría, S (%). Referencia: elaboración propia.

A continuación, en la Figura 4.5 se presentan los perfiles de dosis medidos mediante el diodo EFD 3G para haces de 9 MeV en las direcciones (a) *inplane* y (b) *crossplane* para los campos cuadrados.



Por otra parte, en las Tablas 6 y 7 se muestran los valores de los perfiles de dosis de 9 MeV en las direcciones *inplane* y *crossplane*, respectivamente.

Tamaño del campo (cm ²)	Parámetros				
	T _c (cm)	P _{izq}	P _{der}	H (%)	S (%)
2x2	2.04	0.97	0.97	98.57	100.10
3x3	3.01	0.99	0.97	98.71	100.00
4x4	3.97	1.08	1.09	98.81	100.01
5x5	4.95	1.09	1.08	98.73	100.03
6x6	6.04	1.09	1.09	98.73	100.30
8x8	8.19	1.07	1.08	98.87	100.06
10x10	10.14	1.02	1.08	99.21	100.14
2x4	2.17	0.97	0.96	98.47	101.11
2x5	2.05	0.96	0.96	98.16	100.07
3x4	2.90	1.09	1.08	98.61	100.64
3x5	2.90	1.09	1.09	98.53	100.39
4x5	3.98	1.09	1.09	98.57	100.08
4x6	3.98	1.09	1.08	98.55	100.04

Tabla 6. Valores de los parámetros de los perfiles de dosis para la dirección *inplane* con energía de 9 MeV. Los parámetros son el tamaño del campo, T_c ; las penumbras de la zona izquierda, P_{izq} , y derecha, P_{der} del perfil; la homogeneidad, H (%), y la simetría, S (%). Referencia: elaboración propia.

Tamaño del campo (cm ²)	Parámetros				
	T _c (cm)	P _{izq}	P _{der}	H (%)	S (%)
2x2	2.06	0.97	0.85	98.57	101.61
3x3	2.90	0.97	0.99	98.73	100.37
4x4	3.87	1.09	1.08	98.81	100.09
5x5	5.07	1.08	1.09	98.69	100.23
6x6	5.92	1.08	1.09	98.69	100.23
8x8	8.08	1.09	1.09	98.85	100.17
10x10	10.13	1.09	1.08	99.16	100.01
2x4	3.86	0.97	1.09	98.91	100.01
2x5	4.83	1.07	1.08	98.95	100.01
3x4	3.87	0.97	1.08	98.83	100.10
3x5	4.94	1.09	1.08	98.91	100.13
4x5	4.95	1.07	1.07	98.83	100.23
4x6	6.03	1.08	1.08	98.87	100.11

Tabla 7. Valores de los parámetros de los perfiles de dosis para la dirección *crossplane* con energía de 9 MeV. Los parámetros son el tamaño del campo, T_c ; las penumbras de la zona izquierda, P_{izq} , y derecha, P_{der} , del perfil; la homogeneidad, H (%), y la simetría, S (%). Referencia: elaboración propia.

Por último, en la Figura 4.6 se observan los perfiles de dosis medidos mediante el diodo EFD 3G para haces de 9 MeV en las direcciones (a) *inplane* y (b) *crossplane* para los campos rectangulares.

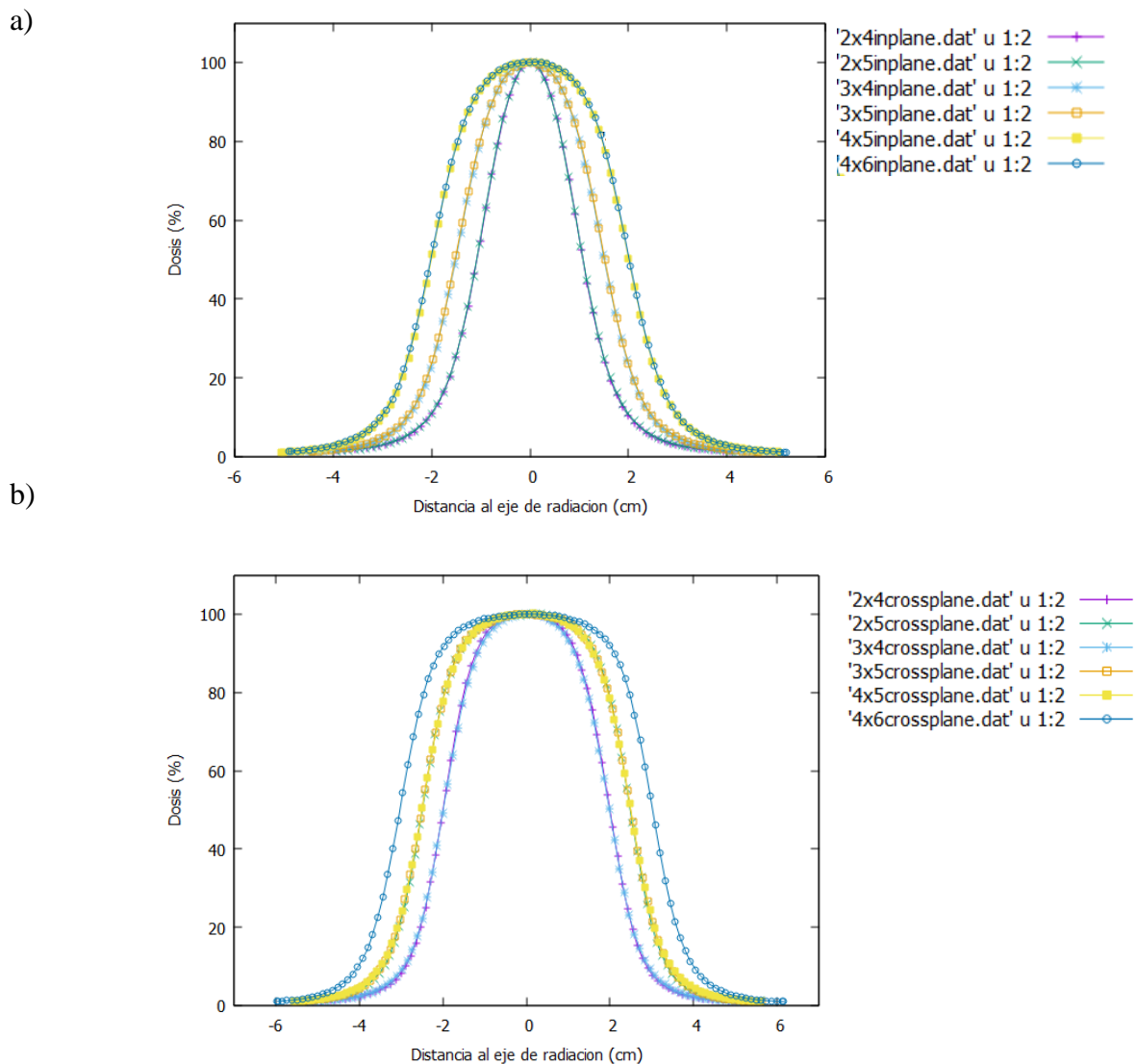


Figura 4.6. Perfiles de dosis normalizados al valor de la dosis en el eje del haz para haces de electrones de 9 MeV para los campos rectangulares estudiados en las direcciones (a) *inplane* y (b) *crossplane*. Referencia: elaboración propia.

De las representaciones gráficas anteriores para los campos cuadrados (Figuras 4.1 y 4.3) se observa que los perfiles alcanzan una zona de planitud del porcentaje de dosis máxima a partir del campo de tamaño 6 cm x 6 cm. Por otro lado, los perfiles de dosis medidos en las direcciones *inplane* y *crossplane* no presentan diferencias observables tanto para la energía de 6 MeV como para la de 9 MeV para el caso. Este resultado implica que el

LINAC colima el haz de igual forma en ambas direcciones cuando se consideran tamaños de campo de forma cuadrada.

Sin embargo, se aprecian diferencias entre los perfiles *inplane* y *crossplane* para el caso de los campos rectangulares en ambos rangos energéticos (Figuras 4.2 y 4.4). Los perfiles de dosis relativos a los campos 2 cm x 4 cm y 2cm x 5 cm presentan valores muy similares entre ellos, al igual que con los campos 3 cm x 4 cm y 3 cm x 5 cm, y con los campos 4 cm x 5 cm y 4 cm x 6 cm. Por otro lado, se observa que, para todos los campos rectangulares, los perfiles *crossplane* presentan un tamaño de campo mayor que los perfiles *inplane*. Este resultado supone que el haz colima en sentido de la dirección *crossplane*. De igual forma, los perfiles *crossplane* presentan una zona de planitud en el máximo de dosis a partir del tamaño de campo 3 cm x 5 cm que no se observa en los perfiles *inplane*. Este hecho podría explicarse teniendo en cuenta que en los perfiles *inplane* existe un mayor desequilibrio lateral de partículas cargadas que en los perfiles *crossplane* que ocasiona una disminución del valor de la dosis en el eje de radiación generando un perfil con ausencia de zona de planitud.

En cuanto a los parámetros de estudio, los resultados mostrados en las Tablas 2, 3, 4 y 5 indican un aumento de los valores de la penumbra con el tamaño del campo hasta el campo de 4 cm x 4 cm, y a partir de este tamaño permanecen prácticamente iguales, para ambos valores de energía. La homogeneidad y la simetría de los perfiles se mantiene constante para todos los tamaños de campo estudiados, aumentando sus valores ligeramente con el tamaño del campo dentro de los límites de tolerancia del 2% y 5 % respectivamente. Todos los valores de homogeneidad están dentro del valor de tolerancia del 3% respecto del de referencia, obteniendo como valores máximos del 101.63% para los haces de 6 MeV y 101.61 % para los de 9 MeV.

4.2.2. Factores de campos cuadrados y rectangulares

La Tabla 8 muestran los valores de los factores de campo experimentales obtenidos para los campos cuadrados a partir del *método del cociente de lecturas de dosis* CL, así como los factores de campo numéricos obtenidos mediante simulación Monte Carlo.

Por otro lado, en la Tabla 9 se representan los valores de los factores de campo experimentales relativos a los campos rectangulares obtenidos mediante el *método del*

cuadrado equivalente (CE), el método de integración por sectores (IS) y simulaciones numéricas Monte Carlo.

Campo (cm ²)	Tamaño de lado (cm)	FC_{CL}	$FC_{Montecarlo}$
2x2	2	0.733 ± 0.010	0.819 ± 0.016
3x3	3	0.896 ± 0.010	0.851 ± 0.009
4x4	4	0.968 ± 0.010	0.901 ± 0.009
5x5	5	1.000 ± 0.009	0.935 ± 0.009
6x6	6	1.001 ± 0.009	0.978 ± 0.008
8x8	8	1.012 ± 0.007	0.987 ± 0.008
10x10	10	1.000 ± 0.000	1.000 ± 0.000

Tabla 8. Factores de campo experimentales calculados mediante *el método del cociente de lecturas* (CL) y los obtenidos mediante simulaciones Monte Carlo en función del lado del campo para los campos cuadrados con haces de electrones de 6 MeV. Referencia: elaboración propia.

Campo (cm ²)	Tamaño de lado (cm)	FC_{CE}	FC_{IS}	$FC_{Montecarlo}$
2x4	2.67	0.842 ± 0.010	0.867 ± 0.008	0.844 ± 0.015
2x5	2.86	0.856 ± 0.008	0.891 ± 0.007	0.852 ± 0.007
3x4	3.43	0.931 ± 0.008	0.955 ± 0.007	0.877 ± 0.007
3x5	3.75	0.947 ± 0.008	0.951 ± 0.007	0.879 ± 0.007
4x5	4.44	0.984 ± 0.009	0.989 ± 0.006	0.923 ± 0.005
4x6	4.80	0.988 ± 0.009	0.990 ± 0.006	0.927 ± 0.007
10x10	10	1.000 ± 0.000	0.997 ± 0.001	1.000 ± 0.000

Tabla 9. Factores de campo experimentales calculados mediante *el método del cuadrado equivalente* (CE) y factores de campo calculados mediante *el método de integración por sectores* (IS) y simulación Monte Carlo en función del lado del campo para los campos rectangulares con haces de electrones de 6 MeV. Referencia: elaboración propia.

A partir de los resultados presentados en las Tablas 8 y 9, se observa la tendencia del factor de campo de aumentar con el tamaño del campo, tanto en los métodos experimentales CL y CE como en el método IS y las simulaciones Monte Carlo. Por otro lado, todos los valores del factor de campo experimentales son ligeramente superiores que los calculados numéricamente, salvo para el campo de menor superficie de 2 cm x 2 cm.

Por otro lado, todos los factores de campo calculados mediante simulación Monte Carlo son menores que la unidad, como predice la teoría, ya que este es el valor del factor de campo para el campo usado como referencia. Este resultado no se obtiene en los cálculos relativos a los campos cuadrados obtenidos mediante el método experimental CL donde se han obtenido valores de los factores de campo superiores a la unidad, siendo el valor

máximo $FC_{CL} = 1.012$ para el campo de 8 cm x 8 cm. La explicación de este hecho podría entenderse teniendo en cuenta que en dosimetría con haces de electrones existe una importante dispersión de los electrones en el material irradiado que contribuye al aumento de la dosis en el máximo de profundidad, si el tamaño de campo es suficientemente grande para que esta dispersión sea notable. Tal como se observa en la Tabla 8, a partir del tamaño del campo de 5 cm x 5 cm, los factores de campo experimentales son superiores a la unidad debido a la existencia de dicha dispersión. Sin embargo, este hecho no se observa para los factores de campo de los campos rectangulares experimentales, todos menores que la unidad.

Por otra parte, en las Figura 4.7 y 4.8 se comparan los valores de los factores de campo experimentales obtenidos con el método CL con los numéricos de las simulaciones Monte Carlo para los campos cuadrados, así como los factores de campo experimentales calculados con el método CE con los factores de campo calculados mediante IS y los numéricos, para los campos rectangulares, respectivamente.

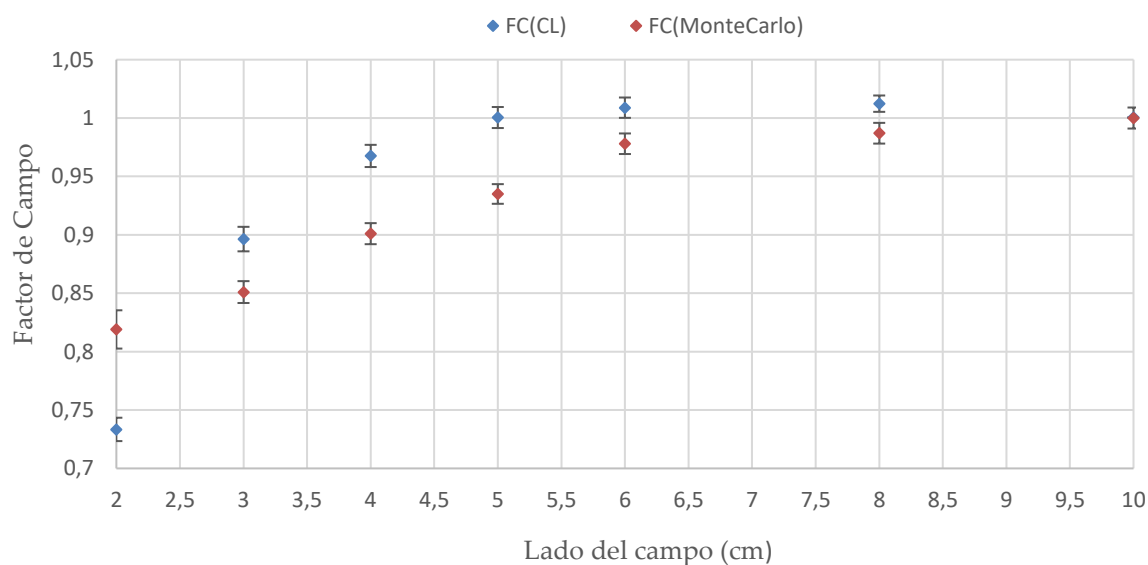


Figura 4.7. Comparación del comportamiento de los factores de campo en función del tamaño del lado del campo calculados mediante el método experimental del cociente de lecturas (FC(CL)) y mediante simulación Monte Carlo (FC(MonteCarlo)) para los campos cuadrados. Referencia: elaboración propia.

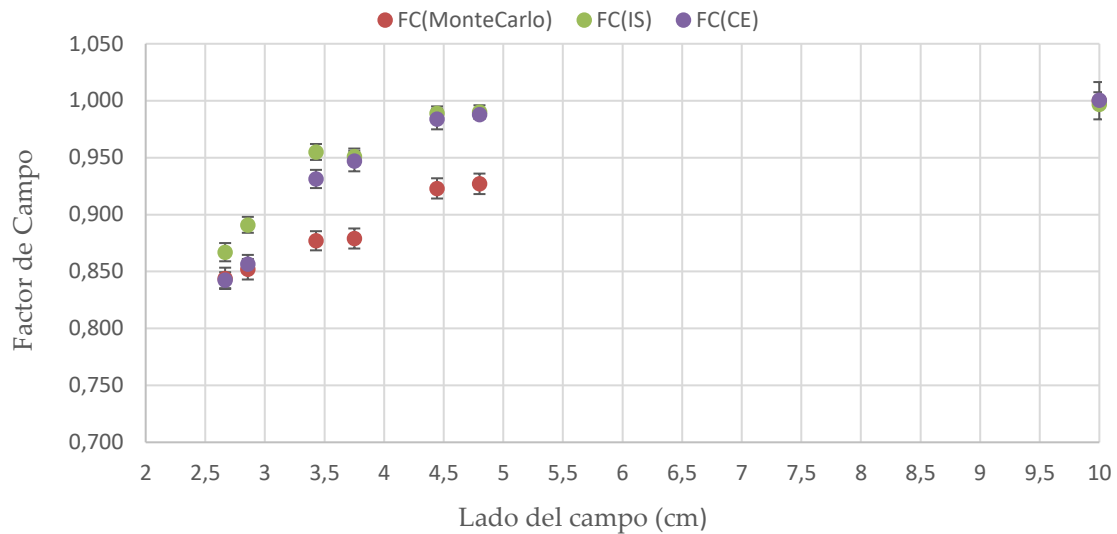


Figura 4.8. Comparación del comportamiento de los factores de campo en función del tamaño del lado del campo calculados mediante el *método experimental del cuadrado equivalente* (FC(CE)), el *método de integración por sectores* (FC(IS)) y simulación Monte Carlo (FC(MonteCarlo)) para los campos rectangulares. Referencia: elaboración propia.

Las Figuras 4.7 y 4.8 muestran que los factores de campo calculados mediante simulación Monte Carlo presentan valores menores con una diferencia porcentual respecto a los factores experimentales entre el 10 y 20 % de su valor.

Dicha diferencia es debida principalmente a que la geometría del LINAC simplificado empleada en las simulaciones Monte Carlo es muy distinta a la geometría del LINAC real utilizado en las medidas experimentales. En las simulaciones se ha considerado una *DFS* de 2 cm de la superficie del maniquí para disminuir el efecto de la dispersión, ya que no se ha tenido en cuenta un aplicador de electrones en las simulaciones, mientras que la *DFS* utilizada en las medidas experimentales era de 100 cm.

Puesto que el haz del LINAC del hospital utilizado para las mediciones es el producto de las múltiples interacciones con el aplicador de un haz extenso de electrones a una distancia mucho mayor del maniquí, las condiciones experimentales y numéricas no pueden considerarse equivalentes.

En la Figura 4.8 se observa que, para los campos rectangulares estudiados, la diferencia entre los valores de los factores de campo obtenidos con el método CE y los calculados mediante el método IS es más notable para radios pequeños, de tal forma que a medida que se aumenta el radio del inserto circular, los factores de campo experimentales y calculados

por IS presentan menos diferencia. En contraste, la diferencia entre los factores de campo experimentales y numéricos se acentúa para radios mayores.

Este hecho supone que, para los campos más pequeños (2 cm x 4 cm, 2 cm x 5 cm y 3 cm x 4 cm) los factores de campo numéricos obtenidos mediante simulaciones Monte Carlo se acercan más a los factores de campo experimentales. Por el contrario, para los campos de mayor tamaño (3 cm x 5 cm, 4 cm x 5 cm, 4 cm x 6 cm), los factores de campo calculados mediante el método IS toman valores más cercanos a los experimentales y presentan menos incertidumbre que los factores numéricos.

Puesto que se debe considerar como el mejor método para el cálculo de los factores de campo aquel que reproduzca de forma más precisa los resultados experimentales obtenidos mediante los métodos CL y CE para los campos cuadrados y rectangulares, se deduce que las simulaciones Monte Carlo reproducen mejor la tendencia experimental para los campos de tamaños pequeños, mientras que si se consideran campos de mayor tamaño, el método IS predomina frente al Monte Carlo proporcionando factores de campo más cercanos a los obtenidos experimentalmente.

5. Conclusiones

El objetivo principal de este trabajo consistía en realizar el calibrado de una película radiocrómica EBT3 para la energía de 6 MeV y el cálculo de los factores de campo para campos circulares, así como medir los perfiles de dosis para haces de electrones en el rango de energía de 6 MeV y 9 MeV y calcular los factores de campo de campos cuadrados y rectangulares para la energía de 6 MeV utilizando un diodo EFD 3G. Los factores de campos cuadrados fueron calculados mediante el *método del cociente de lecturas*. En cambio, los factores de campos rectangulares fueron estudiados mediante *método del cuadrado equivalente* y el *método de integración por sectores* con el fin de analizar las comparaciones de los resultados de ambos métodos. Todos los factores de campo experimentales fueron comparados con los obtenidos de forma numérica mediante simulaciones Monte Carlo a partir del código PENELOPE.

Los resultados observados para la calibración de la película EBT3 indican que la curva de calibración predice las parejas de datos de densidad óptica neta y dosis relativa mediante un ajuste polinómico de segundo grado siguiendo una distribución que se observa en la

teoría. Dicho ajuste ha permitido estudiar los factores de campo de varios campos circulares obteniendo que dichos factores se adaptan a una distribución logarítmica-potencial que reproduce de forma muy aproximada los valores experimentales.

Por otro lado, los resultados de los parámetros relativos a los perfiles de dosis medidos muestran que los valores calculados respetan los intervalos de tolerancia fijados en el Real Decreto 1566/1998 [14]. En cuanto a los factores de campo, los resultados señalan que presentan dependencia con el tamaño del campo, de modo que son mayores cuanto mayor sea el tamaño del campo. Los factores de campos cuadrados calculados de forma experimental para los tamaños de campo superiores (5 cm x 5 cm, 6 cm x 6 cm y 8 cm x 8 cm) son mayores que la unidad debido a que en las medidas experimentales de dosimetría mediante haces de electrones, el material irradiado experimenta una fuerte dispersión de los electrones que supone un aumento de la dosis en el máximo de profundidad, lo que hace que el factor de campo sea superior al factor de campo de referencia. Este hecho no ocurre para los factores de campo numéricos calculados mediante simulación Monte Carlo.

A partir de las simulaciones Monte Carlo mediante el código PENELOPE se determinaron los factores de campo obteniendo resultados con una diferencia porcentual respecto a los experimentales de entre el 10 % y el 20 %, debido principalmente a que la geometría utilizada en las simulaciones fue muy simplificada y no reproducía la geometría del LINAC real empleado en las medidas experimentales. Dado que la *DFS* simulada era mucho menor que la *DFS* utilizada en las medidas experimentales, la discrepancia de los resultados experimentales con los resultados numéricos es elevada.

Para los campos rectangulares, a pesar de que el método IS proporciona factores de campo con menor incertidumbre que las simulaciones Monte Carlo, para los campos de menor tamaño los factores de campo calculados mediante el código PENELOPE toman valores más cercanos a los factores de campo experimentales que los obtenidos por el método IS, que siguen una distribución más alejada de la experimental.

Por lo tanto, se puede concluir que los factores de campo numéricos calculados con el código PENELOPE reproducen mejor la tendencia de los datos experimentales para los campos de menor diámetro, a pesar de que la geometría utilizada en las simulaciones se aleja en gran medida de la geometría compleja del LINAC con el que se realizaron las medidas.

Los resultados podrían ampliarse estudiando los factores de campo para distintas energías con el propósito de analizar su dependencia energética. De igual forma, podrían estudiarse para campos de mayores dimensiones, por ejemplo, de 20 cm x 20 cm y 30 cm x 30 cm, con el fin de estudiar la discrepancia que presentan los factores de campo para dimensiones superiores al campo de referencia. Por otro lado, resultaría interesante analizar campos con otras formas irregulares imitando a tumores reales mediante simulación Monte Carlo ampliando la geometría simplificada utilizada en este trabajo a una más compleja que reproduzca con más exactitud la geometría de un LINAC real.

Respecto a los resultados obtenidos mediante la película radiocrómica, con el fin de ampliar estos análisis, podría estudiarse otras funciones de calibración que minimicen la incertidumbre asociada a la densidad óptica neta y la dosis, y analizar el comportamiento de esta curva para valores de dosis que estén fuera del rango estudiado.

Bibliografía

- [1] Delgado, J.M., García, A., García, F. y Millán, E. (2013). Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad. Fundamentos de Física Médica. *Sociedad Española de Física Médica*, Vol. 4.
- [2] De la Vega, J.M. (2015). Caracterización y control de calidad de la energía de los haces de electrones empleados en radioterapia. Tesis Doctoral, Universidad de Granada.
- [3] Gibbons, J. P., Antolak, J. A., Followill, D. S., Huq, M. S., Klein, E. E., Lam, K. L., y Khan, F. M. (2014). Monitor unit calculations for external photon and electron beams. Report of the *AAPM Therapy Physics Committee Task Group No. 71. Medical Physics*, 41(3), 031501.
- [4] Chahuara, R. D. (2015). Simulación de la distribución de dosis en maniqués homogéneos y heretogeneos mediante el código PENELOPE. Trabajo de Maestría. Universidad Nacional San Agustín de Arequipa.
- [5] Park, H., Choi, H. J., Kim, J. I., y Min, C. H. (2018). Analysis of dose distribution according to the initial electron beam of the linear accelerator: a Monte Carlo study. *Journal of Radiation Protection and Research*, 43(1), 10-19.
- [6] Haug, E., y Nakel, W. (2004). The elementary process of bremsstrahlung. *World Scientific*, Vol. 73.
- [7] Knoll, G. F. (2010). Radiation detection and measurement. *John Wiley & Sons*.
- [8] Leroy, C. (2007). Radiation interaction in matter and principles of detection. In AIP Conference Proceedings. *American Institute of Physics*. Vol. 958, No. 1, pp. 85-91.
- [9] Poveda, J. F. (2009). Estudio dosimétrico de haces de electrones en radioterapia intraoperatoria con un acelerador lineal portátil. Trabajo de Maestría en Física Médica. Universidad Nacional de Colombia.
- [10] Orts, M. (2020). Dosimetría de haces clínicos y comisionado de un sistema de planificación de tratamientos de radioterapia externa. Trabajo Final de Grado. Universidad de Zaragoza.
- [11] Stivala, A. (2019). Distribución de dosis en profundidad para un acelerador lineal de uso médico. Tesis de Maestría, Universidad de Córdoba.
- [12] Hogstrom, R., y Almond, R. (2006). Review of electron beam therapy physics. *Physics in Medicine & Biology*, 51(13), R455.
- [13] Spretz, T. E. (2016). Dosimetría de campos pequeños de fotones en radioterapia. Intercomparación entre

- distintos detectores. Tesis Doctoral Universidad Nacional de Cuyo.
- [14] Real Decreto 1566/1998 de 17 de julio por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. (1998). Boletín Oficial del Estado, Madrid, España.
- [15] Trejo, J.D.J.V., Olive, K. I., Castillo, J. G. G., y Pérez, A. E. H. (2017). Estudio comparativo entre factores de campo obtenidos en un acelerador lineal usado para tratamientos con radiocirugía. *Revista de Física Médica*, 18(1).
- [16] Bruinvis, I. A. D., y Mathol, W. A. F. (1988). Calculation of electron beam depth-dose curves and output factors for arbitrary field shapes. *Radiotherapy and Oncology*, 11(4), 395-404.
- [17] He, C. (2019). *Prediction of Electron Cutout Factors Using Residual Neural Network*. Doctoral Dissertation, Duke University.
- [18] Álvarez, M., Escobar, J. M., Nelli, F. E., Sanz, D. E., y Ossola, G. (2002). Introducción a un Nuevo Método de Cálculo Dosimétrico. *Carta del Presidente 61 Editorial 63 Artículos científicos*, 3(2), 71-80.
- [19] Björk, P., Knöös, T., y Nilsson, P. (2004). Measurements of output factors with different detector types and Monte Carlo calculations of stopping-power ratios for degraded electron beams. *Physics in Medicine & Biology*, 49(19), 4493.
- [20] Jursinic, P. A., y Mueller, R. (1997). A sector-integration method for calculating the output factors of irregularly shaped electron fields. *Medical Physics*, 24(11), 1765-1769.
- [21] Sterling, T. D., Perry, H., y Katz, L. (1964). Automation of radiation treatment planning—IV. Derivation of a mathematical expression for the per cent depth dose surface of cobalt 60 beams and visualisation of multiple field dose distributions. *The British Journal of Radiology*, 37(439), 544-550.
- [22] Méndez, V. (1998). Avances en dosimetría de electrones de campos irregulares. Congreso del Caribe de Física Médica, México.
- [23] Méndez, J., Rivasplata, A., y Guzmán, S. (2017). Dosimetría de electrones de campos pequeños usando método de integración por sectores y Monte Carlo. *Revista Ciencia y Tecnología*, 13(3), 81-90.
- [24] Brosed, A., y de Física Médica, S. E. (Eds.). (2011). Medida de la radiación. Fundamentos de física médica. Vol 1. *Sociedad Española de Física Médica*.
- [25] Brosed, A., Ferrer, N. y Paredes, M.C. (2016). Protección radiológica hospitalaria. Fundamentos de física médica. Vol 7. *Sociedad Española de Física Médica*.

- [26] Hernández, A., Lizuain, M.C. y Picón, C. (2012). Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad. Vol 3. *Sociedad Española de Física Médica*.
- [27] Tolabín, D. E. (2017). Medidas de dosimetría relativa y análisis de incertidumbres en campos pequeños. Tesis Doctoral, Universidad Nacional de Cuyo.
- [28] Ruiz, C. (2018). Estudio de la precisión y exactitud de la película radiocrómica como dosímetro. Tesis Doctoral, Universidad de Granada.
- [29] Arráns, R., Miras, H., Ortiz-Seidel, M., Terrón, J. A., Macías, J., y Ortiz-Lora, A. (2009). Dosimetría con películas radiocrómicas. *Revista de Física Médica*, 10(2), 83-104.
- [30] Tarjuelo, J.L. (2011). Calibración de películas radiocrómicas. Cómo reducir tiempos y costes, cómo corregir por el fondo y evaluación del modelo EBT-2. Trabajo Fin de Maestría. Universidad de Valencia.
- [31] Devic, S., Tomic, N., y Lewis, D. (2016). Reference radiochromic film dosimetry: review of technical aspects. *Physica Medica*, 32(4), 541-556.
- [32] Guirado, D., y Tornero, A. Dosimetría relativa mediante película radiocrómica. (2013). Área de dosimetría física, Hospital Universitario San Cecilio de Granada.
- [33] Salvat, F., Fernández, J. M., y Sempau, J. (2019). PENELOPE-2018: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. In Workshop proceedings Barcelona, Spain: Nuclear Energy Agency, Organization for Economic Cooperation and Development.
- [34] Björk, P., Knöös, T., y Nilsson, P. (2004). Measurements of output factors with different detector types and Monte Carlo calculations of stopping-power ratios for degraded electron beams. *Physics in Medicine & Biology*, 49(19), 4493.
- [35] Apaza, G., Cylahua, F., y Vega, J. (2015). Simulación PENELOPE de haces de electrones de 6 MeV de un acelerador lineal para estudios en diferentes materiales equivalentes al cuerpo humano. Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa.
- [36] Adrada, J.A. (2011). Análisis dosimétricos mediante películas radiocrómicas en tratamientos de IMRT. Tesis en Física Médica. Universidad Nacional de Cuyo.

Apéndice I. Tablas adicionales

La Tabla I recoge los valores de UM calculados para cada valor de dosis absorbida en cada grupo formado por tres unidades de placas de películas. La expresión que relaciona la dosis absorbida con las UM hace referencia a la Ecuación (1.15).

Región	Nº de placa de película	UM	Dosis Absorbida (Gy)
1	1, 2 y 3	73.4	0.5
2	4, 5 y 6	146.8	1
3	7, 8 y 9	293.7	2
4	10, 11 y 12	440.5	3
5	13, 14 y 15	734.2	5
6	16, 17 y 18	1027.9	7

Tabla I. Valores de unidades monitor (UM) y dosis absorbida recibida para cada una de las seis regiones estudiadas. Referencia: elaboración propia.

Por otro lado, en la Tabla II se muestran los valores medidos de la carga con el electrómetro Dose 1 de Iba Dosimetry a distintas profundidades para los tamaños de campo estudiados.

Tamaño de campo (cm ²)	Profundidad (mm)	Lectura 1 (nC)	Lectura 2 (nC)	Lectura 3 (nC)	Promedio (nC)
10x10	14,400	22,220	22,210	22,170	22,200
8x8	14,000	22,470	22,460	22,470	22,467
6x6	14,300	22,400	22,380	22,390	22,390
5x5	14,300	22,220	22,190	22,200	22,203
4x4	14,300	21,420	21,500	21,500	21,473
10x10	14,400	22,180	22,220	22,210	22,203
3x3	13,100	19,930	19,900	19,850	19,893
2x2	9,600	16,300	16,280	16,250	16,277
6x4	14,000	21,950	21,900	21,930	21,927
5x4	14,400	21,810	21,740	21,760	21,770
10x10	14,400	22,190	22,220	22,180	22,197
5x3	14,300	20,820	20,860	20,910	20,863
4x3	14,400	20,680	20,680	20,660	20,673
5x2	12,600	18,260	18,290	18,260	18,270
4x2	11,800	18,250	18,230	18,280	18,253
10x10	14,400	22,160	22,150	22,150	22,153

Tabla II. Valores de las lecturas medidas, en nC, por el electrómetro en función de la profundidad para los campos cuadrados y rectangulares para haces de energía de 6 MeV. Cada vez que se han medido cuatro campos distintos, se ha medido el campo de referencia 10 cm x 10 cm seguidamente. Referencia: elaboración propia.

Es preciso remarcar que se realizaron tres lecturas para cada tamaño de campo con el fin de tomar su promedio, y se midió el campo de referencia (10 cm x 10 cm) cada vez que se tomaban las lecturas de cuatro tamaños de campos seguidos.

Por último, la Tabla III muestran los valores fijados para medir los perfiles de dosis en las condiciones de referencia en cuanto a la profundidad de medida y las posiciones iniciales y finales de posición usando como detector de radiación el diodo EFD 3G.

Condiciones de Referencia	<i>Inplane</i> , 6 Mev	<i>Crossplane</i> , 6 Mev	<i>Inplane</i> , 6 Mev	<i>Inplane</i> , 9 Mev
Profundidad perfil (cm)	1.40	1.40	2.10	2.10
Posición _{inicio} (cm)	x = - 8.02	y = - 8.02	x = - 8.06	y = - 8.08
Posición _{final} (cm)	x = 8.12	y = 8.12	x = 8.16	y = 8.14

Tabla III. Condiciones de referencia (campo 10 cm x 10 cm y $DFS = 100$ cm) de la profundidad de la medida del perfil y de las posiciones de inicio y final de las medidas para los perfiles *inplane* y *crossplane* de 6 y 9 MeV. Referencia: elaboración propia.



MÁSTER EN FÍSICA; CURSO 2021 – 2022

TUTOR/A: Damián Guirado Llorente

DEPARTAMENTO: Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Clínico San Cecilio.

CO-TUTOR/A:

DEPARTAMENTO:

TÍTULO DEL TRABAJO: **“Dosimetría relativa de campos de electrones para un acelerador de uso clínico”**

INTRODUCCIÓN

En la radioterapia moderna se siguen empleando haces de electrones para el tratamiento de diversas patologías, tanto benignas como tumorales; por tanto, es preciso realizar una caracterización dosimétrica adecuada de estos haces antes de ser aplicados sobre los pacientes.

Entre las características de los haces que deben determinarse, están la dependencia de la dosis absorbida y la forma de los perfiles de dosis con el tamaño de campo, definido a una distancia de la fuente virtual de radiación, y determinado en numerosas ocasiones por formas irregulares (diferentes a rectángulos, círculos o cuadrados).

OBJETIVOS

Determinar los factores campo y perfiles de dosis para los haces de electrones de 6 y 9 MeV de un acelerador lineal de electrones Elekta Infinity instalado en el Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada.

METODOLOGÍA

Se utilizarán y compararán varios sistemas dosimétricos: diodos, cámaras de ionización (plano paralelas) y películas radiocrómicas. Se realizarán medidas de dosis absorbida en profundidad y perfiles de dosis absorbida mediante los maniqués adecuados para ello.

BIBLIOGRAFÍA

1. Brosed A, Millán E. Editores. Fundamentos de Física Médica. Volumen 4. Radioterapia externa II. Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad. Sociedad Española de Física Médica. Madrid 2013.
2. Björk P, Knöös T, Nilsson P. Measurements of output factors with different detector types and Monte Carlo calculations of stopping-power ratios for degraded electron beams. Phys Med Biol 2004;49:4493-506.

A rellenar solo en caso de que el alumno sea quien realice la propuesta de TFM

Alumno/a propuesto/a: Ángela Esteban Temprano