

Trabajo Fin de Máster

Dosimetría relativa de campos pequeños para un acelerador Elekta Infinity

Ana María Zamora Vinaroz

Septiembre de 2022



**UNIVERSIDAD
DE GRANADA**

Tutor: Damián Guirado Llorente

Unidad de Radiofísica

Hospital Universitario Clínico San Cecilio

Firma Tutor:

Resumen

En este trabajo se presenta un estudio sobre la dosimetría relativa de los haces de fotones producidos por un acelerador lineal de uso clínico para campos pequeños, un conocimiento muy necesario debido al uso creciente de técnicas de tratamiento que emplean este tipo de campos. Las principales características que se estudian son el tamaño de los campos y los llamados factores de salida o factores campo, calculados con diversos métodos experimentales tales como la medida de perfiles de dosis mediante diodo de electrones, de dosis en un punto con diodo de electrones y cámara de ionización, así como empleando película radiocrómica y una matriz de diodos. El procedimiento de toma de medidas y de análisis de cada uno de estos métodos se expone en detalle, y los resultados obtenidos se comparan entre ellos, así como con los encontrados usando simulaciones Monte Carlo ejecutadas mediante PENELOPE. Se llega a la conclusión de que todos los métodos arrojan resultados similares, aunque con algunas discrepancias fruto de las circunstancias en las que se realizan las mediciones, lo que pone de manifiesto la necesidad de escoger adecuadamente el detector en función del medio a emplear, el tamaño del campo, el tiempo disponible o la precisión buscada, entre otros.

Palabras clave: acelerador lineal de electrones, dosimetría relativa, factor campo, radioterapia, campos pequeños.

Índice

1	Introducción	4
2	Formalismo general	5
3	Toma y análisis de datos	9
3.1	Diodo y cámara de ionización	9
3.1.1	Realización de las mediciones	9
3.1.2	Análisis de datos	15
3.2	Película radiocrómica	19
3.2.1	Realización de las mediciones	19
3.2.2	Análisis de datos	22
3.3	Matriz de diodos	23
3.3.1	Realización de las mediciones	23
3.3.2	Análisis de datos	25
4	Simulación Monte Carlo con PENELOPE	26
5	Resultados	31
5.1	Diodo y cámara de ionización	31
5.2	Película radiocrómica	35
5.3	Matriz de diodos	36
5.4	Simulaciones Monte Carlo	36
6	Discusión	37
7	Conclusiones	39
	Referencias	40

1 Introducción

Para considerar que el campo de un haz de fotones producido por un acelerador lineal de uso clínico es pequeño, deben cumplirse varias condiciones. Concretamente, las restricciones más importantes son que el haz sea estrecho (su radio debe ser menor que el rango lateral máximo de los electrones secundarios) y que el sistema utilizado en la colimación genere una oclusión parcial de la fuente primaria de fotones, con la respectiva reducción de dosis relativa en el eje central [1].

El origen del uso de este tipo de campos en terapia de radiaciones se remonta a los años cincuenta del siglo pasado, cuando de manera simultánea se produjeron dos avances en radiocirugía. Por un lado, se implementó la técnica de radiocirugía estereotáxica, desarrollada por el neurocirujano sueco Leksell, para el tratamiento de pequeños tumores cerebrales y malformaciones. Esta sería la base para la creación del llamado bisturí de rayos gamma (*Gamma Knife*®). Por otro lado, se inició el uso de los aceleradores clínicos para radiocirugía (en Reino Unido y los Estados Unidos), que posteriormente se extendería a la radioterapia estereotáxica, tanto para tratamientos cerebrales como para terapias dirigidas a otras partes del cuerpo [1].

Con el desarrollo de otras tecnologías basadas en el uso de campos pequeños, tales como las unidades de tratamiento TomoTherapy® y CyberKnife®, así como otras relacionadas con la radioterapia de intensidad modulada (IMRT por sus siglas en inglés), creció el interés por establecer recomendaciones dosimétricas para campos pequeños de haces de fotones. Esta tarea fue encabezada por un informe de la IPEM [3], complementado por informes de otras organizaciones como el Código de Práctica (CoP) IAEA TRS-398 [4], y culminado con el CoP internacional IAEA TRS-483 [5], que establece un formalismo dosimétrico para campos pequeños y no estándar [1, 2]. Dicho formalismo constituye la respuesta a los avances en las técnicas de radioterapia, que han aumentado el uso de los campos pequeños. Esto ha sido posible gracias a las mejoras técnicas en los aceleradores lineales, como el perfeccionamiento de la precisión mecánica, la estabilidad y el control dosimétrico, y a la creciente disponibilidad en la clínica de colimadores multilámina de diversos tamaños, así como de unidades de tratamiento aún más novedosas.

A pesar de sus ventajas, estas mejoras dentro de las técnicas de radioterapia han in-

troducido un aumento en la incertidumbre de la dosimetría clínica basada en los CoP o protocolos dosimétricos. Esto, junto al hecho de que las cámaras de ionización no son adecuadas en múltiples situaciones en que se emplean campos pequeños, debido a los altos gradientes de dosis, las variaciones de la dosis en el tiempo, el promediado en volumen y la pérdida de equilibrio electrónico, genera una inexactitud en la conversión de ionización a dosis absorbida en agua basada en la teoría de cavidades y en los protocolos dosimétricos actuales, debido a que este tipo de detectores, por su tamaño, son capaces de perturbar la fluencia de partículas en el medio. Y no sólo eso, sino que el decrecimiento del tamaño de campo puede crear variaciones en el espectro y, en consecuencia, en la calidad de los haces implicados [2].

Por todas estas razones, es fundamental conocer con precisión las dosis involucradas en la práctica clínica, especialmente la influencia que ejerce el tamaño de campo en la dosis absorbida en el detector con respecto a la de una situación de referencia. Esta magnitud queda perfectamente reflejada en el llamado factor de salida o factor campo, cuyo estudio se va a llevar a cabo en este trabajo, desde la perspectiva experimental (con mediciones empleando diferentes dosímetros) y la de la simulación Monte Carlo; así como con una perspectiva general en cuanto a los tamaños de campo estudiados, aunque con la vista puesta sobre todo en los campos pequeños.

2 Formalismo general

Como bien se ha mencionado en la sección anterior, un campo de un haz de fotones debe cumplir al menos una dentro de una serie de restricciones para considerarse pequeño [1].

Por un lado, la pérdida lateral de equilibrio de partículas cargadas en la región de interés (normalmente alrededor del eje central del haz, donde se sitúa un volumen de detección) ocurre al tratar con haces estrechos, y específicamente cuando el semiancho del haz o su radio es menor que el rango lateral máximo de los electrones secundarios producidos, puesto que en ese caso no se alcanza el equilibrio entre las partículas secundarias dispersadas dentro y fuera del haz.

Por otro lado, la oclusión parcial del haz debida a la colimación para reducir el tamaño de campo implica una discrepancia entre el tamaño nominal de este y el representado por

la anchura a mitad de altura (FWHM por sus siglas en inglés), medido a la profundidad de referencia. Usualmente es mayor el último tamaño mencionado, lo que implica una disminución de la dosis relativa al eje central y, por consiguiente, de la medición que aporta la máquina, con otras implicaciones como el endurecimiento del espectro de energía y un efecto sobre el cociente entre los poderes de frenado en agua y aire dentro de una cámara de ionización [1].

Para caracterizar los campos empleados en situación de dosimetría relativa se utiliza el llamado factor de salida o factor campo. Se denomina factor de salida o factor campo sin corregir, OF por sus siglas en inglés, a la cantidad adimensional representada por el cociente de la dosis acumulada en un volumen de ionización ($D(f_{\text{clin}})$) por la interacción con un cierto campo clínico (f_{clin}), y la dosis debida a la interacción con un cierto campo de referencia (f_{ref}), que usualmente se toma de tamaño $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ($D(f_{\text{ref}})$), medidas para idéntica profundidad (z_{ref}) y distancia fuente-superficie del maniquí (SSD):

$$\text{OF}(f_{\text{clin}}) = \frac{D(f_{\text{clin}})}{D(f_{\text{ref}})}. \quad (2.1)$$

En principio, esto es bastante similar con respecto al caso de campos medianos y grandes, donde se suele tomar directamente las mediciones de los detectores en lugar de las dosis, gracias a la dependencia despreciable entre el tamaño de campo y el cociente de los poderes de frenado, así como del primero con los factores de perturbación [1].

Sin embargo, para campos pequeños se usa el denominado formalismo de Alfonso [2], que se basa en el establecimiento del llamado *campo de referencia específico de la máquina* (campo *msr* por sus siglas en inglés). En un acelerador convencional, este coincide con el campo de referencia estándar, f_{ref} , previamente definido. En el caso de que el equipo conforme campos de tamaño máximo inferior a $f_{\text{ref}} = 10 \times 10 \text{ cm}^2$, f_{ref} se toma como el mayor campo posible. Además, en el caso de dosimetría relativa, la identificación carga-dosis no es aplicable para campos pequeños, por la dependencia de los factores de perturbación y los efectos de promediado con el tamaño de campo, el tipo de acelerador, así como con el tipo y tamaño del detector [1].

No obstante, en ese caso se define el factor campo corregido, $\Omega_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{ref}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{ref}}}$, con los campos (f_i) y las calidades de haz (Q_i) explícitamente representadas, tal y como se define en el

formalismo de Alfonso [2] y en el protocolo dosimétrico IAEA TRS-483 [5],

$$\Omega_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{ref}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{ref}}} = \frac{D_{Q_{\text{clin}}, w}^{f_{\text{clin}}}}{D_{Q_{\text{ref}}, w}^{f_{\text{ref}}}} = \frac{M_{Q_{\text{clin}}, w}^{f_{\text{clin}}}}{M_{Q_{\text{ref}}, w}^{f_{\text{ref}}}} k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{ref}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{ref}}}. \quad (2.2)$$

En la ecuación (2.2), $M_{Q_i, w}^{f_i}$ son los valores arrojados por los detectores, mientras que $k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{ref}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{ref}}}$ representa el factor de corrección del factor campo, encargado de convertir la razón de mediciones en un verdadero cociente de dosis, y que se puede calcular mediante simulación Monte Carlo o de manera experimental, por comparación con un detector considerado ideal [1, 2].

Por su parte, la incertidumbre asociada a las magnitudes presentadas en las expresiones (2.1) y (2.2) se puede calcular como la incertidumbre de un cociente de magnitudes independientes ($f=x/y$),

$$\sigma_f = \sqrt{\sigma_f^2} = \left| \frac{x}{y} \right| \sqrt{\left(\frac{\sigma_x}{x} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_y}{y} \right)^2}. \quad (2.3)$$

Si bien lo expuesto anteriormente se basa fundamentalmente en mediciones realizadas con cámaras de ionización, estas no son el único tipo de detector disponible. Otros son los diodos de electrones, los diodos de fotones (muchos de ellos blindados para evitar la sobre respuesta ante los fotones de baja energía), las microcámaras, las matrices bidimensionales de detectores o las películas (tanto radiográficas como radiocrómicas).

Las películas son ampliamente empleadas a día de hoy por su excepcional resolución espacial. Sobre todo las de tipo radiocrómico, ya que presentan todas las ventajas de las películas radiográficas, pero sin sus inconvenientes (limitación de la resolución espacial por el tamaño de grano o necesidad de un proceso de revelado, entre otros) [6].

Las películas radiocrómicas están formadas por un material sensible, colocado entre dos láminas de plástico. Existen muchos modelos, aunque el más empleado a día de hoy en dosimetría clínica es el denominado EBT [6, 7]. Su funcionamiento se basa en el oscurecimiento del principio activo, debido a una polimerización parcial provocada por la radiación, que es independiente de las energías involucradas, pero dependiente de la dosis y del tiempo de espera a la hora de escanear, así como de otros factores (ambientales, relacionados con el sistema y los procesos de escaneo, con la manipulación de la película

o con la geometría de la irradiación). Las películas radiocrómicas tienen múltiples aplicaciones además de la que aquí se presenta, como la dosimetría *in vivo*, la dosimetría de fuentes de braquiterapia o la medida de perfiles de profundidad en dosimetría relativa [6].

Por tanto, es clave seguir minuciosamente los protocolos establecidos de cara a reducir las incertidumbres asociadas, para todas las etapas del proceso de medida (corte de los fragmentos de película, escaneo previo a la irradiación, la propia irradiación y el escaneo posterior a ella). Esto incluye, por ejemplo, la calibración de cada partida de película, la repetición de medidas o el uso de filtros tipo Wiener a la hora de analizar los datos [7].

Concretamente, la calibración de la película radiocrómica implica el establecimiento de una relación entre la dosis absorbida, D, y el oscurecimiento de la película. Esto se lleva a cabo separando las imágenes escaneadas por canales de color, y analizando únicamente los colores rojo y verde, puesto que el color azul solo aporta información sobre la uniformidad de la película en el rango de dosis considerado. Por su parte, el canal rojo presenta mayor sensibilidad en el rango de dosis inferiores a 3 Gy, mientras que el verde lo hace en el intervalo entre 3 Gy y 50 Gy [6].

Entonces, el oscurecimiento de la película se puede cuantificar, en cada canal, mediante la densidad óptica neta (DO_{neta}) o la transmitancia (T), si se escanea en modo de transmisión, o mediante la reflectancia (R), si se escanea en modo de reflexión. En cualquier caso, estas magnitudes se calculan a partir de los valores de pixel (VP). Escogiendo el formalismo basado en densidad óptica, y analizando N regiones de interés de tamaño fijo (ROI), la relación entre la densidad óptica neta y los valores de píxel antes de la irradiación ($VP_{control}$) y después ($VP_{expuesta}$), en cada una de las ROI, es

$$DO_{neta} = \log_{10} \frac{VP_{control}}{VP_{expuesta}}. \quad (2.4)$$

Por su parte, la incertidumbre asociada a la ecuación (2.4) viene dada por

$$\sigma_{DO\ neta} = \frac{1}{\ln(10)} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{PV_{control}}}{PV_{control}} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{PV_{expuesta}}}{PV_{expuesta}} \right)^2}. \quad (2.5)$$

Entonces, la relación entre la dosis absorbida y la densidad óptica neta dada por la ecuación (2.4) viene dada por

$$D = a \cdot DO_{\text{neta}} + b \cdot DO_{\text{neta}}^n, \quad (2.6)$$

donde los parámetros a , b y n se obtienen para la película usada en las medidas [7]. De esa manera, la incertidumbre total en la dosis, debida tanto al ajuste matemático como al cálculo de la densidad óptica neta, queda como

$$\sigma_D = \sqrt{DO_{\text{neta}}^2 \cdot \sigma_a^2 + DO_{\text{neta}}^{2n} \cdot \sigma_b^2 + (a + b \cdot n \cdot DO_{\text{neta}}^{n-1})^2 \cdot \sigma_{DO_{\text{neta}}}^2}. \quad (2.7)$$

3 Toma y análisis de datos

A continuación se presentan los procedimientos empleados en la toma de datos, realizada en varias sesiones en el Hospital Universitario Clínico San Cecilio, así como los métodos de análisis utilizados para tratar la información recabada.

3.1 Diodo y cámara de ionización

3.1.1 Realización de las mediciones

En la primera sesión, realizada el 23 de abril de 2022, se llevó a cabo la medición de los perfiles de dosis y de las dosis en el punto de interés (situado en el eje del haz a 10 cm de profundidad en agua).



Figura 1: Acelerador lineal INFINITY 3743, fabricado por Elekta.

Para ello, se empleó el haz de rayos X de 6 MV proporcionado por el acelerador INFINITY (número de serie 3743), fabricado por Elekta, que se muestra en la figura 1. Además, se utilizó como maniquí de agua la cuba Blue Phantom, de IBA Dosimetry, con un volumen útil de 48 cm x 48 cm x 41 cm. Esta se llena de agua mediante un dispositivo específico para ello, formado por un depósito de agua al que se encuentra conectada y un mando con el que se ordena el llenado o vaciado de la misma, después de colocar el primer detector que se va a usar.

Dicho detector es el diodo de electrones EFD-3G, de IBA Dosimetry (figura 2), con características como un punto de medida efectivo por debajo de 0.9 mm y área activa de geometría circular, con un diámetro de 2 mm.



Figura 2: Diodo de electrones EFD-3G, fabricado por IBA Dosimetry.

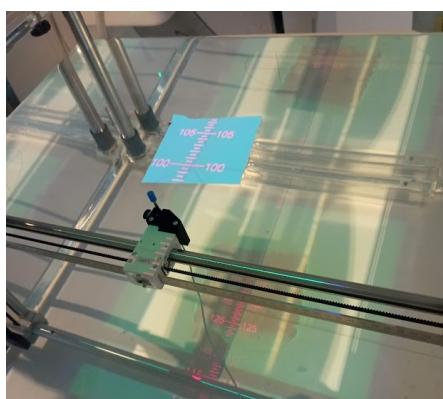
A continuación, se procede a la alineación coherente de todos los elementos con respecto al sistema de referencia del acelerador, marcado con un sistema de láseres. Para ello, se busca que los ejes propios del maniquí sean paralelos a los del acelerador. Esto se consigue mediante dos pasos. El primero permite la alineación del maniquí, que se puede lograr con ayuda de un nivel y los volantes presentes en sus esquinas, manteniendo el detector a nivel de superficie. Con vistas a asegurar que esto último se cumpla, se coloca el detector de manera que toque levemente la imagen que se forma en el reflejo del agua, como se aprecia en la figura 3. Si se requiere una alineación muy precisa, como ocurre para me-

didas de dosimetría relativa o que implique campos muy pequeños, se puede mejorar el alineamiento con el control remoto.



Figura 3: Alineación del diodo EFD-3G mediante su reflejo en la interfase aire-agua.

Lo siguiente es fijar la distancia entre la fuente y la superficie del agua, $SSD = 100$ cm, y la profundidad de referencia, $z_{ref} = 10$ cm, a la que se sitúa el detector. Estas se pueden tomar con ayuda del control remoto y otro elemento, que puede ser, o bien un papel sobre la superficie del agua (figura 4a), o bien la búsqueda de la posición en la que el láser del sistema de referencia se dispersa debido al polvo presente sobre la superficie del agua (figura 4b).



(a) Usando un trozo de papel.



(b) Usando la dispersión del láser por el polvo.

Figura 4: Métodos para alinear la superficie del maniquí de agua.

Se debe tener en cuenta que, al alinear el detector, el proceso se realiza con respecto a su punto efectivo (situado en torno unos 0.5 mm por debajo de su superficie), de manera

que al enviarlo al origen (también llamado isocentro) no quedaría como en la figura 3, sino ligeramente por encima de la interfase. Otro aspecto a destacar es que no es necesario polarizar el diodo mediante una diferencia de tensión, al contrario que en el uso de la cámara de ionización, como se expondrá más adelante.

Entonces, con el montaje ya realizado, se preirradia para calentar el acelerador, mediante dos campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, uno de 15 MV y otro de 6 MV (que también se utiliza como normalización), para comenzar a registrar los datos correspondientes a los perfiles de dosis mediante el programa OmniPro Accept 7. Estos se miden desplazando el diodo en las direcciones denominadas *inline* y *crossline* [8], correspondientes a las direcciones paralelas al eje y y al eje x, respectivamente.

La medición se lleva a cabo para los campos de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$, en ambas direcciones y con tres repeticiones para poder realizar un tratamiento adecuado de los datos, colocando los barridos a ejecutar ordenados de tal manera que el detector realice el menor número de cambios de dirección posibles. En la figura 5 se presentan los perfiles una vez se han realizado todas las medidas. En ella se observa una tendencia general: conforme mayor es el tamaño del campo, menor es la diferencia de dosis entre dos tamaños de campo consecutivos.

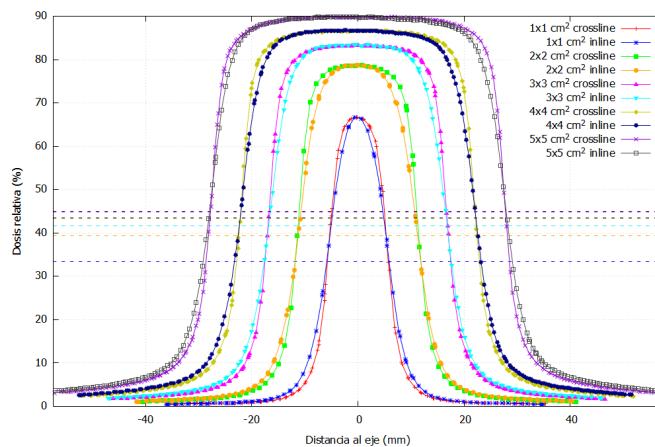


Figura 5: Perfiles de dosis, según el tamaño de campo y la dirección de escaneo, para un haz de rayos X de 6 MV. Las líneas discontinuas representan el 50% del valor de dosis máxima del perfil representado con el mismo color.

Otros puntos a tener en cuenta al realizar las medidas son los siguientes. Por un lado, se encuentra la posible aparición de variaciones en el perfil, ya sean ocasionadas por el

acelerador o por el detector. En el caso de campos grandes, dicha variabilidad se registra mediante una cámara de referencia fija, colocada en un lateral del campo para tener en cuenta las posibles fluctuaciones del acelerador. Dada la imposibilidad de emplear el método anterior debido al pequeño tamaño de los campos y la inevitable perturbación que produciría una cámara de referencia, se mide en tres ocasiones para cada situación, esperando no encontrar variaciones al repetir la primera medida tras realizar todas las demás.

Por otro lado, es de especial relevancia el correcto centrado de los campos. Al tratarse de campos pequeños, la zona central, que es plana, tiene una extensión reducida, lo que implica que una alineación incorrecta podría situar el eje del haz sobre la zona de máxima pendiente, infravalorando la dosis real sobre el eje central. Por ello, se tiene muy en cuenta la desviación entre el centro del perfil de dosis y el eje del haz para asegurar que las medidas sean adecuadas. Concretamente, para los campos de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, se encuentra un descentrado de $\pm 0.1 \text{ mm}$ para *inline* y de $\pm 0.3 \text{ mm}$ para *crossline*, por lo que se dan por buenas las mediciones.

Una vez registrados los perfiles de dosis, se procede a la medición de las dosis centrales. Para ello, se centra el detector en el eje del haz, añadiendo un desplazamiento mediante el control remoto si fuera necesario, y se conecta dicho detector a un electrómetro más preciso que el usado con la cuba de agua (DOSE-1 Reference Class Electrometer, de IBA Dosimetry), que se presenta en la figura 6. Realizamos esto porque, de cara a calcular las dosis depositadas, se requiere conocer con suficiente precisión la carga recolectada, según se explicó en la sección anterior.

El procedimiento para realizar las medidas es el que sigue. Se fijan en todos los casos el haz de 6 MV y 100 unidades de monitor, UM, que no son unidades de tiempo, sino de cantidad de carga recolectada en el monitor de dosis del acelerador que atraviesa el haz. Entonces se pulsa sobre *Next Beam* (figura 7a), se selecciona el campo a usar, se confirma y, una vez los dos cuadros de texto amarillos en la figura 7a estén verdes, se pulsa el botón verde junto a la inscripción *MV* de la figura 7b, y el de *Start* del electrómetro. Una vez finalizada la medida, se detiene el electrómetro, se toma nota de la carga recolectada, se limpian los datos registrados en el electrómetro y se procede a repetir la medida (seleccionando *Repeat* en el programa), o a cambiar el campo para un tamaño diferente (seleccionando *Next Beam*) y realizando el mismo proceso. Se toman tres medidas para



Figura 6: Electrómetro DOSE-1 Reference Class Electrometer, fabricado por IBA Dosimetry y empleado para la medición de dosis centrales.

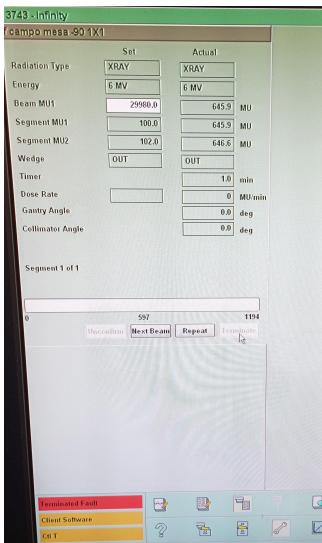
cada los campos siguientes: $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $7 \times 7 \text{ cm}^2$ y $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

A continuación, se sustituye el diodo de electrones por la cámara de ionización de volumen intermedio CC13, de IBA Dosimetry, con un volumen de 0.13 cm^3 , que se muestra en la imagen 8. Al contrario que el diodo de electrones, esta se posiciona de manera horizontal, y también hay que cambiar el soporte. Para alinear la cámara, se emplea el método del reflejo en la interfase. Nótese que en este caso el eje de la cámara tampoco coincide con el punto de referencia o punto efectivo ya que este se encuentra varios milímetros por encima del eje, al estar la CC13 abierta al aire a través del tubo de silicona.

En este caso, el correcto funcionamiento de la cámara requiere una diferencia de potencial de 300 V, suministrada mediante el electrómetro.

El proceso de medida es el mismo que el usado con el diodo, y se añaden medidas para los campos de $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $25 \times 25 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ y $35 \times 35 \text{ cm}^2$. Los datos recogidos con ambos detectores se presentan en la tabla 1, donde se observa que la carga recolectada por el diodo EFD-3G es 10 veces mayor que la recogida por la cámara CC13, siendo ambas del orden de los nanoculombios.

Otra observación llamativa es el uso del diodo de electrones en campos pequeños frente al uso de la cámara de ionización en campos grandes. Esto está motivado por la similitud entre las dimensiones de la CC13 y el tamaño de los campos más pequeños, de manera



(a) Consola del acelerador mediante la que se configura la irradiación.



(b) Control remoto para ejecutar la irradiación.

Figura 7: Descripción del proceso de irradiación para medida de dosis central con electrómetro.

que, si se empleara esta con campos de tamaño reducido, se produciría una perturbación no despreciable de las medidas, razón por la que se reserva la cámara de ionización para campos grandes.

3.1.2 Análisis de datos

Con los datos recogidos en esta sesión en el hospital se realizan los análisis que se presentan a continuación.

Por un lado, a partir de los datos disponibles en la tabla 1, se pueden calcular los factores campo. Para llevar esto a cabo, se realiza en una hoja de cálculo el promedio de las medidas asociadas a cada detector, y se obtiene su incertidumbre como la raíz cuadrada del cociente de la varianza muestral y el número de medidas implicadas en cada caso. A continuación, se calculan los factores campo sin corregir según la expresión (2.1), y sus incertidumbres a partir de (2.3). También se pueden obtener los factores campo corregidos empleando la ecuación (2.2) y los factores de corrección de factores campo tabulados, para cada tipo de detector, en el protocolo IAEA TRS-483 [5]. En caso de que se requiera un valor de $k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{ref}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{ref}}}$ que no esté tabulado, este se obtiene por interpolación entre los dos

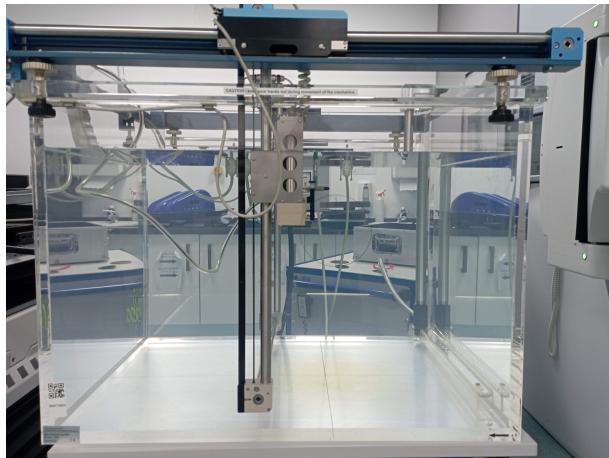


Figura 8: Montaje del maniquí de agua y la cámara de ionización CC13 (fabricada por IBA Dosimetry), empleado para la medición de dosis centrales.

valores más próximos. Por su parte, la incertidumbre se calcula según

$$\sigma_f = \sqrt{\sigma_f^2} = \left| k \cdot \frac{x}{y} \right| \sqrt{\left(\frac{\sigma_k}{k} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_x}{x} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_y}{y} \right)^2}, \quad (3.1)$$

donde $f=k \cdot x/y$, y se considera que la incertidumbre de los factores de corrección es del 0.2 % según se indica en el protocolo IAEA TRS-483 [5], esto es, $\sigma_f = 0.002 \cdot k$.

Además, se puede estudiar la influencia de la corrección de los factores campo según el tipo de detector, las posibles discrepancias entre los resultados arrojados por cada detector, así como realizar la unificación de los factores de salida para campos pequeños y medianos-grandes. Para este último punto, por las razones expuestas anteriormente, es más adecuado determinar los factores de salida para campos pequeños mediante mediciones con diodo y para campos grandes empleando la cámara de ionización. Como se busca conocer los factores campo en un rango amplio de tamaños de campo (entre $1 \times 1 \text{ cm}^2$ y $35 \times 35 \text{ cm}^2$), es necesario unificar los resultados obtenidos a partir de cada detector. Esto se lleva a cabo tomando como referencia un tamaño de campo denominado de puente, correspondiente a un tamaño de campo intermedio (el de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ o el de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, aunque también se realiza para $7 \times 7 \text{ cm}^2$ con vistas a analizar la influencia del campo puente escogido). Entonces, los factores campo para los tamaños de campo mayores que el campo de puente se toman como los calculados por la cámara de ionización, mientras los asociados a tamaños de campo iguales o menores que este se obtienen a partir de las medidas

100 UM	Carga recolectada en detector (nC)					
Campo (cm ²)	Diodo			Cámara CC13		
1×1	11.20	11.22	11.20	1.433	1.431	1.434
2×2	13.26	13.26	13.23	1.866	1.866	1.867
3×3	13.98	13.96	13.95	1.977	1.978	1.980
4×4	14.55	14.52	14.55	2.053	2.054	2.056
5×5	15.02	15.02	15.03	2.116	2.117	2.119
7×7	15.87	15.88	15.87	2.219	2.219	2.222
10×10 (referencia)	16.87	16.84	16.86	2.329	2.330	2.331
15×15	-	-	-	2.455	2.458	2.461
20×20	-	-	-	2.542	2.545	2.541
25×25	-	-	-	2.602	2.603	2.603
30×30	-	-	-	2.646	2.648	2.646
35×35	-	-	-	2.680	2.676	2.674

Tabla 1: Mediciones de carga recolectada mediante un diodo de electrones EFD-3G y una cámara de ionización CC13, ambos fabricados por IBA Dosimetry.

del diodo de electrones y se trazan con respecto del valor encontrado para el tamaño de campo de puente cuando se toma como referencia el campo de tamaño 10×10 cm². De nuevo, se emplean las ecuaciones (2.1) y (2.2), así como la expresiones (2.3) y (3.1) para las incertidumbres.

Por otro lado, los perfiles de dosis permiten estudiar dos magnitudes diferentes: el tamaño de los campos pequeños, para conocer los tamaños reales frente a los nominales, y el cálculo de los factores campo a partir de la integración de los perfiles de dosis.

Los tamaños de campo reales, tanto en dirección *inline* como *crossline*, vienen dados por la anchura a mitad de altura de las distribuciones de dosis, esto es, el doble del valor de la distancia al eje para el cual el valor de la dosis es del 50 % de la dosis en el eje. Para ello, se hace el promedio de los tres perfiles registrados para cada dirección y cada tamaño de campo nominal. Al promediar los perfiles de dosis, se encuentra que la incertidumbre (una desviación estándar) es de alrededor del 0.1 % en la zona central de los perfiles, de

en torno al 10% en la zona de mayor pendiente y del 1-2% en las colas. En la figura 9 se muestra, a modo de ejemplo, el perfil de dosis *inline* con las incertidumbres asociadas a cada punto, para un tamaño de campo nominal de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, así como la definición del tamaño de campo real, L.

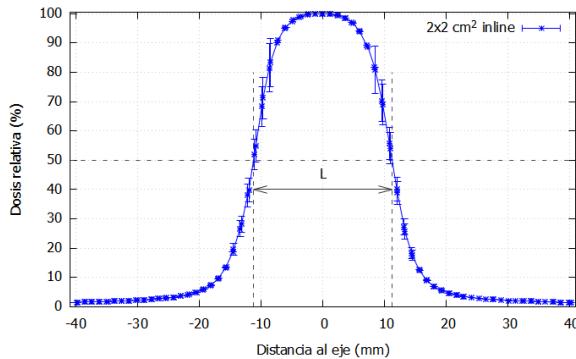


Figura 9: Perfil de dosis con incertidumbres (un sigma) para un haz de rayos X de 6 MV, de tamaño de campo de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, escaneado en dirección *inline*. Las líneas grises muestran la definición del tamaño de campo real, L.

En el caso de la integración de los perfiles de dosis, los factores campo se pueden calcular a partir de las dosis, representadas por la magnitud denominada producto de dosis por longitud (DLP por sus siglas en inglés), que viene dada por la fórmula

$$\text{DLP}_{\text{agua}} = \text{MLP}_{\text{detector}} \times [\text{Factor calibración}]_{10 \times 10 \text{ cm}^2}, \quad (3.2)$$

donde MLP es el producto de la lectura del detector por la longitud (“Meter-reading Length Product” en inglés), mientras que el factor de calibración es un cociente entre la dosis en un punto sobre el eje y la lectura de un detector en el eje, para un campo de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [8]. Sin embargo, dado que este factor de calibración es el mismo para todos los perfiles de dosis, no va a influir sobre los cocientes de dosis en la obtención de los factores campo, por lo que se prescinde de él a la hora de realizar el análisis. De ese modo, la expresión (3.2) se reduce a efectos prácticos a una equivalencia entre DLP_{agua} y $\text{MLP}_{\text{detector}}$.

Conocido esto, la obtención de la DLP se realiza mediante la lectura de los perfiles de dosis registrados por el detector. Para ello, se emplea un algoritmo que lee cada perfil de dosis y asocia la incertidumbre a cada punto según la zona del perfil en la que se encuentre.

tre. Una vez adquiridos los datos y sus incertidumbres, el programa utiliza el método del trapecio para realizar la integración y calcula la desviación estándar asociada a la dosis integrada como la raíz cuadrada de la suma de las varianzas de cada valor. Para el correcto cálculo de la dosis, la integración se realiza únicamente sobre el tamaño de campo previamente calculado, y como se carece del perfil de dosis de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, se toma como referencia el campo del mayor tamaño disponible, el de $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

Finalmente, los factores campo y su incertidumbre se computan con ayuda de una hoja de cálculo. Además, hay que tener en cuenta que, al calcular la integral de la dosis en el tamaño, es necesario normalizar a la dimensión implicada (la longitud, L) para obtener resultados coherentes. Por ello, la expresión (2.1) queda como

$$\text{OF}(f_{\text{clin}}) = \frac{D(f_{\text{clin}})}{D(f_{\text{ref}})} \cdot \frac{L(f_{\text{ref}})}{L(f_{\text{clin}})}. \quad (3.3)$$

Como estos están referidos a un campo de tamaño $5 \times 5 \text{ cm}^2$, para que sean comparables con los demás resultados de este trabajo se trazan con respecto al valor del factor campo para $5 \times 5 \text{ cm}^2$, obtenido a partir de las mediciones de dosis centrales del diodo. Por su parte, las incertidumbres se hallan mediante (2.3).

3.2 Película radiocrómica

3.2.1 Realización de las mediciones

La segunda sesión experimental, que tuvo lugar el 11 de junio de 2022, se dedicó a hacer las medidas necesarias para calcular los factores campo empleando película radiocrómica.

El procedimiento seguido consta de dos partes bien diferenciadas. Por un lado, la calibración necesaria para conocer la curva que relaciona dosis absorbida con el oscurecimiento de la película y, por otro, la irradiación con los diferentes tamaños de campo. El proceso es bastante similar en ambas, por lo que se explica para la calibración, y se comentan las diferencias con respecto al proceso de medición con diferentes tamaños de campo.

Se comienza recortando trozos de una misma partida de película, del modelo Gafchromic EBT3 (fabricado por Ashland Specialty), que se numeran para un correcto registro. Entonces, se procede al escaneo previo de los fragmentos, para medir los valores de píxel

de control, $VP_{control}$. Para ello, se emplea como escáner un EPSON Perfection 4990 Photo, en modo transmisión y con los parámetros presentados en la figura 10.

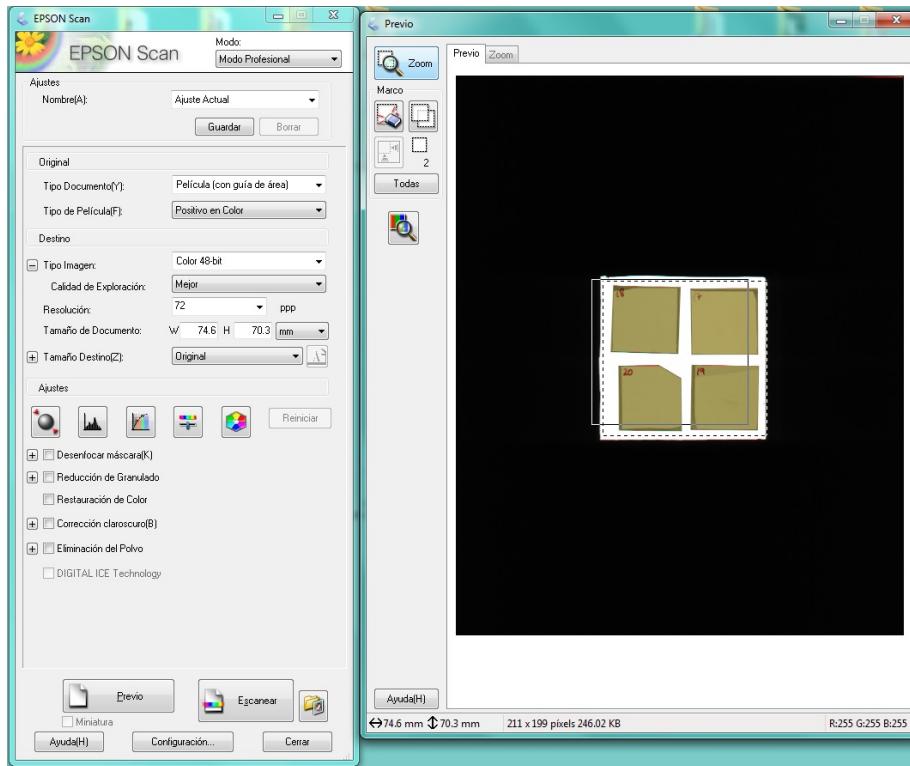


Figura 10: Parámetros empleados en el escaneo de los fragmentos de película radiocrómica Gafchromic EBT3 mediante el escáner EPSON Perfection 4990 Photo.

A continuación, empieza el proceso de irradiación. Lo primero que se debe hacer es calcular el número de unidades de monitor (UM) necesarias para administrar una cierta dosis (d), que están relacionadas con el rendimiento del haz empleado a la profundidad en la que se sitúa la película (R) según

$$UM \text{ (cGy)} = \frac{d \text{ (cGy)}}{1 \text{ cGy}/\text{UM} \cdot R}. \quad (3.4)$$

Dado que la irradiación se realiza mediante un haz de rayos X de 6 MV y $10 \times 10 \text{ cm}^2$, generado por el acelerador ARTISTE (de SIEMENS, número de serie 5565), y que se mide cumpliéndose que $z_{ref} = 10 \text{ cm}$, $SSD = 100 \text{ cm}$, el rendimiento del haz es $R=68.1\%$. Esto, junto con el hecho de que se realizan tres medidas para cada valor de dosis absorbida, permite obtener los valores presentes en la tabla 2 mediante la ecuación (3.4).

A pesar de que las unidades de monitor se definen como números enteros, se ha preferi-

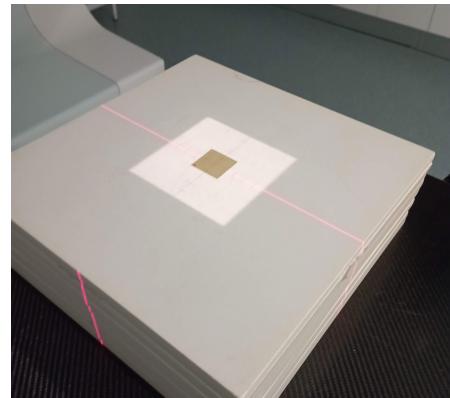
Acelerador ARTISTE 5565, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $z_{\text{ref}} = 10 \text{ cm}$		
Dosis absorbida (Gy)	UM	Fragmentos irradiados a esa dosis
0.5	73.4	1, 2, 3
1	146.8	4, 5, 6
2	293.7	7, 8, 9
3	440.5	10, 11, 12
5	734.2	13, 14, 15
7	1027.9	16, 17, 18
10	1468.4	19, 20, 21
14	2055.8	22, 23, 24. Se dejan sin irradiar

Tabla 2: Dosis absorbida y unidades de monitor a irradiar para la calibración de película radiocrómica EBT3 mediante un haz de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y 6 MV, generado por el acelerador ARTISTE 5565 y medido a 10 cm de profundidad.

do realizar el análisis con valores racionales de dosis absorbida, ya que esto evita posibles incertidumbres derivadas del redondeo en el análisis posterior.



(a) Láminas de RW3 sobre la PRC.



(b) Colocación del fragmento de PRC.

Figura 11: Montaje experimental para la irradiación de película radiocrómica (PRC).

Entonces, lo siguiente es construir el montaje necesario para la irradiación. Este se presenta en la figura 11a, y consta de múltiples láminas de agua sólida (RW3), de tamaño de 30 cm x 30 cm x 1 cm, situadas sobre la camilla del acelerador. Tras ser centradas, se coloca su superficie a una distancia de 110 cm de la fuente, y se pone la película a irradiar

en el centro del campo (figura 11b). Sobre ella, con sumo cuidado de no desplazarla demasiado, se posiciona un total de diez láminas de RW3, garantizando así las condiciones de irradiación previamente mencionadas, que garantizan que el haz es suficientemente plano.

Tras realizar todas las irradiaciones, los fragmentos de película quedan como se muestra en la figura 12. Pasadas 24 horas, se escanean de nuevo, con los mismos parámetros de la figura 10, de cara a obtener datos de los valores de píxel, $VP_{expuesta}$.



Figura 12: Fragmentos de película radiocrómica irradiados, ordenados por número de registro, momentos después de finalizar la irradiación del fragmento 21. Los tres últimos se conservan como fragmentos de control.

El proceso a realizar para la irradiación a distintos tamaños de campo es similar, pero cambiando el tamaño de campo empleado.

3.2.2 Análisis de datos

Para analizar los archivos se emplea el programa ImageJ, con el que se abre cada imagen y se separa en canales de color, empleando únicamente el rojo y el verde por los motivos aludidos en el formalismo. Entonces, para cada canal, se selecciona una ROI cuadrada, de un centímetro de lado y centrada sobre la película. Se anota la media de los valores de píxel, así como su desviación estándar, tanto en el caso de películas irradiadas como en el de películas de control. Dichos valores se emplean para calcular, con ayuda de una hoja de cálculo, la densidad óptica neta, DO_{neta} , mediante las expresiones (2.4)-(2.5).

Una vez realizado esto, los datos relacionados con la calibración se emplean en hacer el ajuste, mediante el programa Gnuplot, encontrando las curvas presentadas en la figura 13. Para el canal rojo se obtiene $a_{rojo} = 6.9 \pm 1.3$, $b_{rojo} = 47.6 \pm 7.1$ y $n_{rojo} = 2.76 \pm 0.31$,

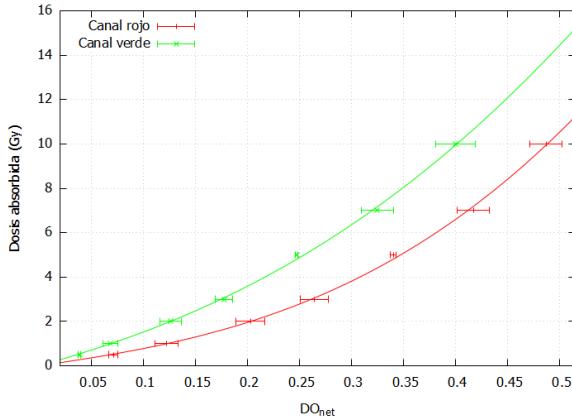


Figura 13: Ajuste a los datos de calibración según la expresión (2.6), para los canales verde y rojo.

mientras que para el canal verde se halla que $a_{verde} = 13.49 \pm 2.03$, $b_{verde} = 39.5 \pm 9.6$ y $n_{verde} = 2.35 \pm 0.42$.

Conocidas las curvas de calibración para ambos canales, con los valores de la densidad óptica neta para los diferentes tamaños de campo se calcula la dosis absorbida, mediante (2.6), y su incertidumbre según (2.7). Se calcula la media y la desviación estándar de la dosis obtenida para cada conjunto de tres fragmentos, asociado a un tamaño de campo específico. Finalmente, se procede a obtener los factores de campo y sus incertidumbres, mediante (2.1) y (2.3), respectivamente.

3.3 Matriz de diodos

3.3.1 Realización de las mediciones

En la última sesión experimental, que se realizó el 21 de junio de 2022, se tomaron medidas de dosis con una matriz bidimensional de diodos.

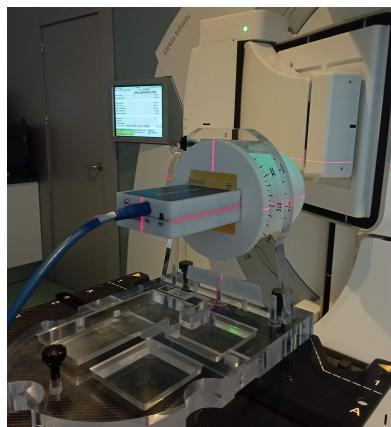
Para ello, se emplea el equipo de medida SRS MapCHECK™, que se muestra en la figura 14. Está formado por una matriz de $77 \times 77 \text{ mm}^2$, que contiene en su interior un total de 1013 diodos SunPoint® 2, espaciados entre sí 2.47 mm [9]. Dicho instrumento se introduce en un maniquí de agua sólida, entre dos láminas de PMMA, a fin de evitar errores de medida por la existencia de aire entre el dispositivo y el maniquí. El conjunto se coloca sobre la camilla del acelerador, el INFINITY, que ya se utilizó en las mediciones



Figura 14: El equipo SRS MapCHECK™, utilizado para las mediciones.

con el diodo y la cámara de ionización, donde se alinea y se centra con respecto al sistema de referencia. El montaje, una vez establecido, queda como en la figura 15a.

Para preparar el dispositivo de cara a las mediciones, se preirradia con un haz de 6 MV, de tamaño $10 \times 10 \text{ cm}^2$, con cuidado de no irradiar la electrónica. Se escoge este tamaño para irradiar completamente la matriz. Durante el proceso de irradiación, se vigila el campo mediante las imágenes de la cámara presente en el control remoto (figura 15b).



(a) Montaje del maniquí.



(b) Imagen desde el control remoto.

Figura 15: Montaje y seguimiento del equipo SRS MapCHECK™.

Una vez realizado esto, se procede al ajuste del cero y a realizar el seguimiento del buen

funcionamiento del dispositivo. La adquisición de datos requerida en todos los procesos se realiza mediante el programa SNC Patient. Para realizar las medidas, se trabaja en modo físico, y se irradia con un haz de 6 MV y dos campos de diferente tamaño (uno de tamaño grande y otro de $5 \times 5 \text{ cm}^2$), con vistas a asegurar la uniformidad en la respuesta del detector ante las posibles variaciones de ganancia y calibrar las dosis. Además, la medida de la dosis absorbida debida al segundo campo arroja un resultado de 157.48 cGy, valor similar a los presentes en el registro histórico.

Este equipo se emplea habitualmente en la verificación de los planes de tratamiento de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT por sus siglas en inglés), comparando las dosis aportadas por el planificador con respecto a las medidas generadas por la administración del tratamiento sobre el maniquí en modo clínico.

Sin embargo, en este caso simplemente se usa para la irradiación con haces de 6 MV y distintos tamaños de campo ($0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, $0.7 \times 0.7 \text{ cm}^2$, $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y $7 \times 7 \text{ cm}^2$), de cara a obtener los factores campo que caracterizan la dosimetría relativa que se está estudiando. La irradiación en este proceso se realiza según un método muy similar al empleado en la irradiación con el maniquí de agua, ya que el acelerador empleado es el mismo, pero saltando la parte dedicada al electrómetro y guardando los archivos de datos para cada irradiación.

3.3.2 Análisis de datos

Con los archivos guardados, en formato de hoja de cálculo, se procede a determinar la dosis absorbida en cada caso. Para ello, se integra la dosis depositada en el tamaño del campo. Sin embargo, al estar los diodos distanciados entre sí una distancia fija, en el caso de no tener alguno situado al tamaño exacto del campo, se toma por aproximación el área de integración más cercana al área real. El método de integración escogido es el método del trapecio ya que, al igual que en el cálculo de los factores de campo a partir de los perfiles de dosis, la cercanía entre los diodos permite emplear un método tan simple, aunque teniendo presente de que se trata de una integral doble.

En lo que respecta a las incertidumbres en la dosis, estas se calculan teniendo presente que la incertidumbre para cada diodo es del 0.2 %. Según la propagación de incertidum-

bres, la incertidumbre total (para una desviación estándar) viene dada como la raíz cuadrada de suma de las varianzas de la dosis detectada por cada diodo, multiplicada por la cuarta parte de las distancias entre diodos (en anchura y altura).

Ya con las dosis calculadas en aproximadamente el tamaño del campo empleado, se calculan los factores de campo mediante la expresión (2.1). Debido a que no se tienen datos para el campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, se toma como referencia el campo de $7 \times 7 \text{ cm}^2$. Nótese que, al igual que en el caso de la DLP, para lograr resultados coherentes, se debe realizar una normalización a la dimensión implicada (el área, S), ya que se trabaja con promedios en superficie. En ese caso, la ecuación (2.1) queda como

$$\text{OF}(f_{\text{clin}}) = \frac{D(f_{\text{clin}})}{D(7 \times 7)} \cdot \frac{S(7 \times 7)}{S(f_{\text{clin}})}. \quad (3.5)$$

Posteriormente, se trazan los valores obtenidos con respecto al hallado con el diodo de electrones para el tamaño de $7 \times 7 \text{ cm}^2$. Por último, las incertidumbres en los factores campo se calculan mediante la ecuación (2.3).

4 Simulación Monte Carlo con PENELOPE

Los valores obtenidos para los factores campo a partir de los datos y procedimientos experimentales presentados en las secciones anteriores se pueden comparar con los obtenidos mediante simulación Monte Carlo.

Para llevar a cabo esta tarea, se emplea el código de simulación Monte Carlo PENELOPE, concretamente el programa PENMAIN. El sistema a simular está constituido por una fuente emisora de fotones, un maniquí de agua, un colimador de un material que sea un buen absorbente de fotones (por ejemplo, el plomo) y el entorno. Por ello, el primer paso es construir dicha geometría con el programa PenGeomJar, para emplearla posteriormente en la ejecución de las simulaciones. Por un lado, el entorno lo caracterizamos como una esfera de aire de radio 500 cm, en cuyo interior se encuentran el colimador y el maniquí, tal y como se muestra en la figura 16.

Por otro lado, el colimador puede tener sección circular o cuadrada, y debe ser suficientemente grueso como para que únicamente salgan de él los fotones que provenían de la

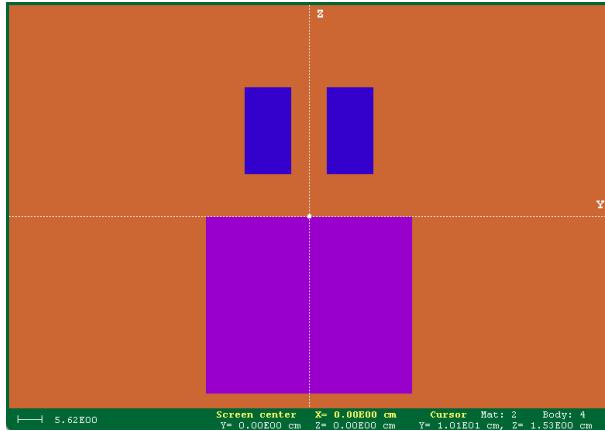


Figura 16: Vista de frente de la geometría con colimador real.

fuente. Tras probar varios grosores y contar cuántos fotones salen, se llega a la conclusión de que el espesor mínimo requerido es de 40 cm para las energías involucradas.

No obstante, las simulaciones con colimadores reales son muy costosas en lo que a tiempo de computación se refiere, puesto que la mayoría de ese tiempo se emplea en contabilizar partículas que no salen del colimador (en una simulación con un millón de partículas inicialmente sólo llegan al colimador unas 78000 tras cuatro horas de computación), lo que repercute negativamente en la estadística. Este problema se podría resolver empleando técnicas de reducción de varianza, por ejemplo, ruleta rusa en el colimador, pero habría que garantizar que esta acción no introduce ningún sesgo.

Sin embargo, existe una alternativa mucho más simple, que consiste en prescindir del colimador real y realizar una “colimación matemática”, regulando el tamaño del campo a una profundidad de referencia según el ángulo de semiapertura del haz cónico. De esta manera, todos los fotones que salen de la fuente llegan al maniquí y se elimina el dilema. Por tanto, la geometría a utilizar consta únicamente del maniquí y el entorno, y se presenta en la figura 17.

Por su parte, el maniquí se toma como un prisma cuadrangular, cuyo ancho y profundidad es de 48 cm, mientras que su altura es de 41 cm. La fuente se coloca a $SSD = 100$ cm, y se establece la profundidad de referencia para la medida de las dosis en $z_{ref} = 10$ cm. El volumen de ionización, por cuestiones de normalización que se discutirán más adelante, se toma como un prisma cuadrangular de 20.1 cm de anchura (dirección y) y profundidad (dirección x), 0.5 cm de altura (dirección z) y centro en el punto

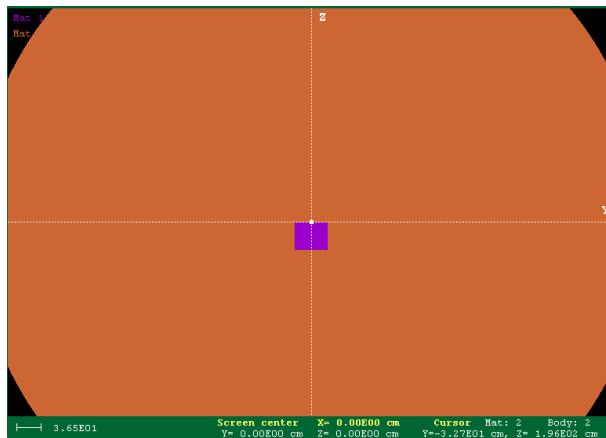


Figura 17: Geometría para la colimación matemática empleada en las simulaciones Monte Carlo con PENELOPE.

$(x,y,z) = (0.0 \text{ cm}, 0.0 \text{ cm}, 10.0 \text{ cm})$. El paso empleado en las direcciones x e y es de 0.1 cm, mientras que en la dirección z es de 0.5 cm.

El estudio se realiza para los factores de salida de campos pequeños de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y $7 \times 7 \text{ cm}^2$, así como para los campos medianos y grandes de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

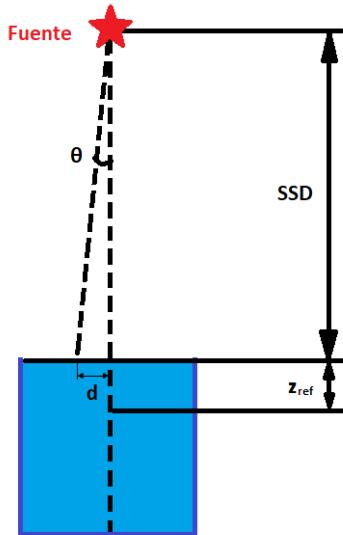


Figura 18: Esquema de la trigonometria para obtener el ángulo de semiapertura, θ .

Para cada tamaño de campo se requiere, como bien se ha expuesto anteriormente, el ángulo de semiapertura del haz, θ . Dado que en las medidas experimentales los tamaños de campo se tomaron en la superficie del agua, aquí se tiene en cuenta el mismo criterio con

vistas a utilizar condiciones tan similares como sea posible. Con esto, y según el esquema que se muestra en la figura 18, se va a cumplir que

$$\tan(\theta) = \frac{d}{SSD} \implies \theta = \arctan\left(\frac{d}{SSD}\right) \quad (4.1)$$

donde d sería la mitad del tamaño del campo, pensando en un campo cuadrado. Sin embargo, como el haz es cónico, la zona iluminada es circular de radio d . Entonces, los valores de θ para cada magnitud de campo clínico son los que se recogen en la tabla 3.

Campo (cm ²)	d (cm)	θ (°)
1×1	0.564189584	0.32325339
2×2	1.128379167	0.646486203
3×3	1.692568751	0.969677869
4×4	2.256758334	1.292807835
5×5	2.820947918	1.615855571
7×7	3.949327085	2.261622396
10×10 (referencia)	5.641895835	3.229144873
15×15	8.462843753	4.837326005
20×20	11.28379167	6.437905235

Tabla 3: Semiapertura angular para distintos tamaños del campo clínico.

Con todo lo anterior, y siguiendo las instrucciones del manual de PENELOPE [11] ya se pueden realizar los archivos de entrada para las simulaciones. Como se trata de un espectro continuo, se debe emplear el comando SPECTR, al que se le aportan las contribuciones de energía E_i y de la probabilidad P_i asociada, que se corresponde con el valor que no está entre paréntesis en la columna de Elekta (6 MV) que se muestra en la tabla de la figura 19. El número de historias se establece en cinco millones, para optimizar la relación entre la incertidumbre y el tiempo de cálculo.

Una vez realizadas las simulaciones, para calcular los factores campo se requiere la normalización de las dosis absorbidas según el tamaño del campo. Esta se puede realizar directamente sobre el factor campo, y consiste en considerar únicamente las dosis acumuladas en la sección del volumen correspondiente al tamaño de campo a la profundidad z_{ref} ,

TABLE IV. 4–10 MV photon fluence spectra (photons per MeV per incident electron), for the radial bin $0 \leq r \leq 2.5$ cm, as shown in Fig. 10. the bins are 250 keV wide, and the fluence data are tabulated with the energy at the end of each bin. The uncertainty in each bin is presented in parentheses.

E (MeV)	Varian (10 MV)	Varian (6 MV)	Siemens (6 MV)	Elekta (6 MV)	Varian (4 MV)
0.250	0.181E-04(1.30%)	0.214E-04(1.0%)	0.422E-04(1.13%)	0.173E-04(1.5%)	0.853E-07(14.83%)
0.500	0.845E-04(0.53%)	0.126E-03(0.4%)	0.214E-03(0.44%)	0.100E-03(0.5%)	0.167E-04(0.90%)
0.750	0.109E-03(0.45%)	0.131E-03(0.3%)	0.210E-03(0.41%)	0.110E-03(0.5%)	0.501E-04(0.50%)
1.000	0.111E-03(0.43%)	0.114E-03(0.3%)	0.176E-03(0.43%)	0.952E-04(0.5%)	0.542E-04(0.46%)
1.250	0.111E-03(0.43%)	0.976E-04(0.4%)	0.149E-03(0.46%)	0.827E-04(0.5%)	0.472E-04(0.48%)
1.500	0.109E-03(0.43%)	0.836E-04(0.4%)	0.127E-03(0.48%)	0.721E-04(0.5%)	0.391E-04(0.53%)
1.750	0.102E-03(0.44%)	0.725E-04(0.4%)	0.109E-03(0.52%)	0.635E-04(0.5%)	0.314E-04(0.57%)
2.000	0.949E-04(0.44%)	0.623E-04(0.4%)	0.946E-04(0.54%)	0.557E-04(0.5%)	0.249E-04(0.63%)
2.250	0.879E-04(0.45%)	0.535E-04(0.5%)	0.815E-04(0.57%)	0.493E-04(0.5%)	0.191E-04(0.70%)
2.500	0.813E-04(0.46%)	0.459E-04(0.5%)	0.711E-04(0.60%)	0.437E-04(0.6%)	0.154E-04(0.77%)
2.750	0.750E-04(0.47%)	0.395E-04(0.5%)	0.624E-04(0.64%)	0.386E-04(0.6%)	0.116E-04(0.88%)
3.000	0.689E-04(0.49%)	0.347E-04(0.5%)	0.549E-04(0.66%)	0.345E-04(0.6%)	0.875E-05(0.99%)
3.250	0.635E-04(0.50%)	0.298E-04(0.6%)	0.481E-04(0.69%)	0.302E-04(0.6%)	0.604E-05(1.15%)
3.500	0.588E-04(0.51%)	0.261E-04(0.6%)	0.430E-04(0.73%)	0.270E-04(0.7%)	0.364E-05(1.46%)
3.750	0.542E-04(0.52%)	0.225E-04(0.6%)	0.380E-04(0.75%)	0.240E-04(0.7%)	0.113E-05(2.43%)
4.000	0.500E-04(0.53%)	0.191E-04(0.7%)	0.336E-04(0.81%)	0.210E-04(0.7%)	0.836E-08(25.79%)
4.250	0.465E-04(0.56%)	0.166E-04(0.7%)	0.294E-04(0.83%)	0.186E-04(0.8%)	
4.500	0.430E-04(0.57%)	0.138E-04(0.8%)	0.261E-04(0.90%)	0.164E-04(0.8%)	
4.750	0.396E-04(0.59%)	0.114E-04(0.8%)	0.228E-04(0.94%)	0.142E-04(0.9%)	
5.000	0.364E-04(0.61%)	0.904E-05(0.9%)	0.199E-04(0.97%)	0.121E-04(0.9%)	
5.250	0.342E-04(0.62%)	0.655E-05(1.0%)	0.171E-04(1.04%)	0.101E-04(1.0%)	
5.500	0.318E-04(0.64%)	0.409E-05(1.3%)	0.146E-04(1.13%)	0.817E-05(1.1%)	
5.750	0.289E-04(0.66%)	0.140E-05(2.2%)	0.120E-04(1.21%)	0.645E-05(1.2%)	
6.000	0.274E-04(0.68%)	0.434E-07(11.4%)	0.965E-05(1.33%)	0.455E-05(1.4%)	
6.250	0.254E-04(0.70%)		0.709E-05(1.52%)	0.300E-05(1.8%)	
6.500	0.236E-04(0.73%)		0.471E-05(1.92%)	0.156E-05(2.4%)	
6.750	0.216E-04(0.74%)		0.266E-05(2.39%)	0.734E-06(3.4%)	
7.000	0.200E-04(0.77%)		0.130E-05(3.39%)	0.294E-06(5.0%)	
7.250	0.185E-04(0.80%)		0.533E-06(5.01%)	0.882E-07(9.0%)	
7.500	0.171E-04(0.83%)		0.143E-06(9.70%)	0.188E-07(19.8%)	
7.750	0.156E-04(0.87%)		0.292E-07(21.39%)	0.277E-08(50.0%)	
8.000	0.143E-04(0.90%)		0.426E-08(57.76%)	0.159E-08(70.8%)	
8.250	0.132E-04(0.92%)				
8.500	0.119E-04(0.99%)				
8.750	0.106E-04(1.03%)				
9.000	0.917E-05(1.08%)				
9.250	0.803E-05(1.17%)				
9.500	0.668E-05(1.28%)				
9.750	0.553E-05(1.39%)				
10.000	0.408E-05(1.64%)				
10.250	0.253E-05(2.03%)				
10.500	0.998E-06(3.21%)				
10.750	0.120E-06(9.21%)				
11.000	0.307E-08(57.74%)				

Figura 19: Tabla de composición de los haces multienergéticos realistas para varios aceleradores lineales comerciales [10].

multiplicadas por la inversa del área considerada en cada caso, $S(f_i)$, ya que el número de partículas empleado en todas las simulaciones es el mismo y, con ello, es de esperar que la dosis quede repartida de manera proporcional al área, quedando la ecuación (2.1) como

$$OF(f_{\text{clin}}) = \frac{D(f_{\text{clin}})}{D(10 \times 10)} \cdot \frac{S(10 \times 10)}{S(f_{\text{clin}})}. \quad (4.2)$$

Esta parte se realiza con ayuda de un programa en Fortran, para leer los datos de la dosis y su incertidumbre, calculando la suma de la dosis acumulada en los vértices situados dentro del área mencionada y la incertidumbre como la raíz de la suma de las varianzas asociadas a cada vértice. Por último, en una hoja de cálculo se recopilan los resultados y se calculan los factores de salida mediante la expresión (4.2), así como la respectiva incertidumbre mediante la ecuación (2.3).

5 Resultados

En esta sección se presentan los resultados obtenidos al analizar los datos mediante los procedimientos previamente explicados. A menos que se especifique lo contrario, las incertidumbres en las tablas y las gráficas han sido calculadas para un intervalo de confianza del 68.3 %, esto es, el factor de cobertura es $k=1$.

5.1 Diodo y cámara de ionización

En lo que respecta al análisis de los datos relacionados con el diodo y la cámara de ionización, comenzamos con los cálculos de los tamaños de campo. En la tabla 4 se muestran los tamaños calculados para los campos de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ y $5 \times 5 \text{ cm}^2$. En ella se observa que, tanto en el caso de los perfiles *crossline* como en el de los perfiles *inline*, los valores reales del campo son ligeramente diferentes de los obtenidos, si bien los valores nominales siempre se encuentran dentro de los márgenes de error. Por ello, con vistas de reducir la incertidumbre de los cálculos siguientes, se toman los tamaños nominales como reales, sin incertidumbres.

Tamaño nominal (cm^2)	Tamaño <i>crossline</i> (cm)	Tamaño <i>inline</i> (cm)
1×1	1.041 ± 0.089	1.070 ± 0.092
2×2	2.077 ± 0.178	2.044 ± 0.175
3×3	3.077 ± 0.263	3.056 ± 0.262
4×4	4.029 ± 0.345	4.037 ± 0.345
5×5	5.051 ± 0.432	5.079 ± 0.435

Tabla 4: Comparación entre tamaños nominales y tamaños reales de campos pequeños calculados mediante perfiles de dosis.

Los resultados relacionados con los factores campo a partir de los datos tomados con diodo de electrones y cámara de ionización son los que se muestran a continuación. Por un lado, la figura 20 presenta los factores de campo, tanto sin corregir como teniendo en cuenta los efectos del factor $k_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{ref}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{ref}}}$. Se observa una diferencia relevante en los tamaños más pequeños del campo, que se suaviza conforme se aumenta el tamaño de campo.

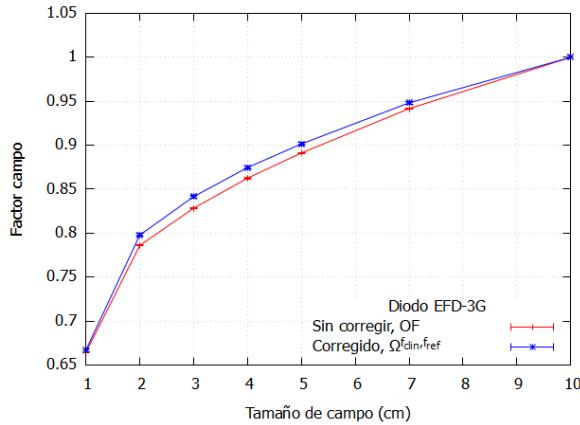


Figura 20: Variación de los factores campo, según el tamaño del campo de irradiación, calculados a partir de mediciones realizadas con el diodo EFD-3G.

Sin embargo, estas diferencias son apenas perceptibles en el caso de la cámara de ionización CC13, como se aprecia en la figura 21.

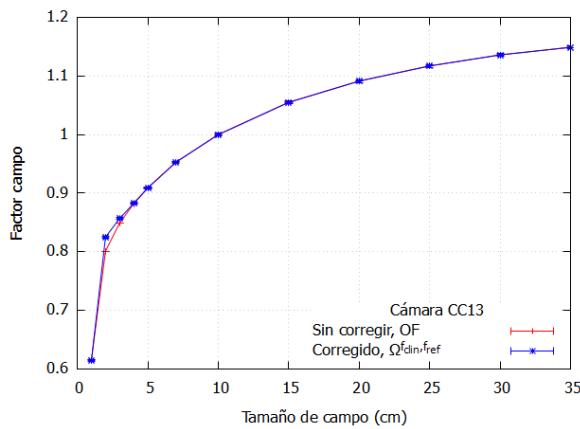


Figura 21: Variación de los factores campo, según el tamaño del campo de irradiación, calculados mediante valores medidos con una cámara de ionización CC13.

No obstante, esto no significa que ambos instrumentos arrojen resultados adecuados para todos los tamaños de campo. Así, se puede realizar una comparación de los resultados para los factores de campo, tanto sin corregir (figura 22) como corregidos (figura 23). En ambas figuras se observan claramente discrepancias en los campos más pequeños, que son más suaves si se aplican los factores de corrección, pero que ponen de manifiesto el efecto del tamaño del detector frente al tamaño del campo, responsable de la peor calidad de los resultados obtenidos mediante la cámara CC13 en los campos de menor tamaño, tal y

como se esperaba [1].

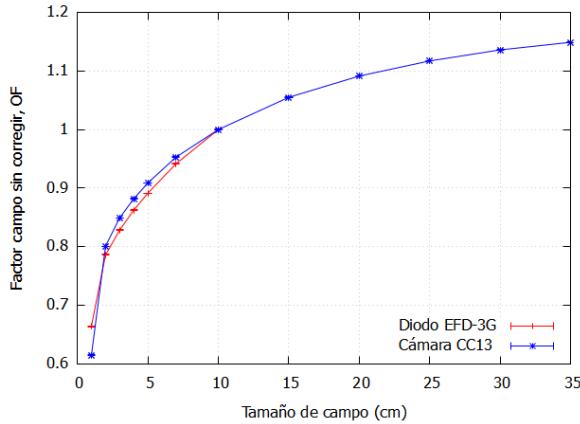


Figura 22: Variación de los factores campo sin corregir, $OF(f_{\text{clin}})$, según el tamaño del campo de irradiación, calculados mediante medidas de dosis central empleando un diodo EFD-3G y una cámara CC13.

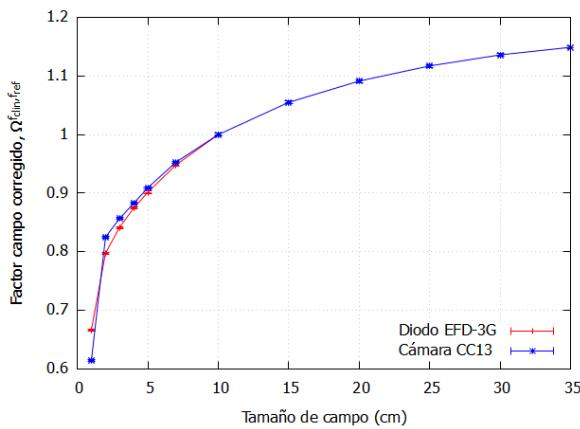


Figura 23: Variación de los factores campo corregidos, $\Omega_{Q_{\text{clín}}, Q_{\text{ref}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{ref}}}$, según el campo clínico, calculados mediante medidas de dosis central con un diodo EFD-3G y una cámara CC13.

En vistas de lo anterior, es mejor caracterizar los campos pequeños mediante el diodo de electrones y los campos grandes mediante la cámara de ionización, unificando ambas curvas en un campo mediano. Esto se puede realizar tanto para factores campo sin corregir (figura 24) como corregidos (figura 25), y empleando como campo puente el de tamaño $4 \times 4 \text{ cm}^2$, el de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ o el de $7 \times 7 \text{ cm}^2$. Si bien los dos primeros ofrecen una curva muy similar, que se diferencia un poco de la del último, al ser corregidos se llega a la conclusión de que el tamaño óptimo a emplear sería el de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, ya que es un campo

todavía pequeño, pero que al ser corregido aporta una curva muy monótona, al contrario que la del campo puente $4 \times 4 \text{ cm}^2$.

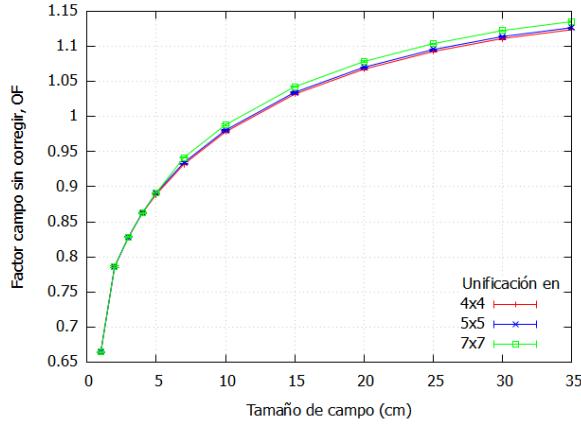


Figura 24: Variación de la unificación de las curvas de factores campo sin corregir, $OF(f_{\text{clin}})$, según el tamaño del campo de puente utilizado.

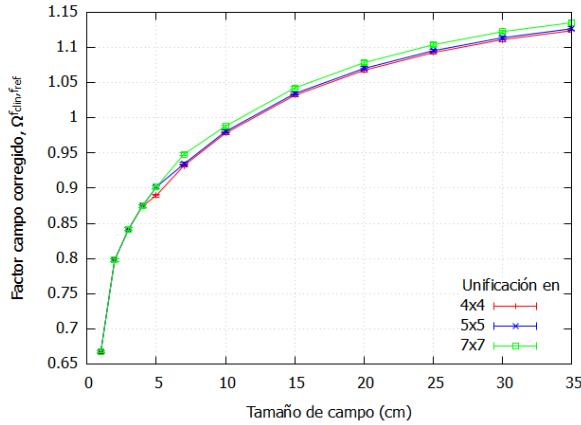


Figura 25: Variación de la unificación de las curvas de factores campo corregidos, $\Omega_{Q_{\text{clin}}, Q_{\text{ref}}}^{f_{\text{clin}}, f_{\text{ref}}}$, según el tamaño del campo de puente empleado.

Por otro lado, los factores campo calculados mediante integración del perfil de dosis (DLP) son los que aparecen en la figura 26, donde la curva representada es la media geométrica de los valores calculados a partir de los perfiles *crossline* e *inline*. La tendencia observada es la esperada: los factores campo son una función monótonamente creciente del tamaño de campo.

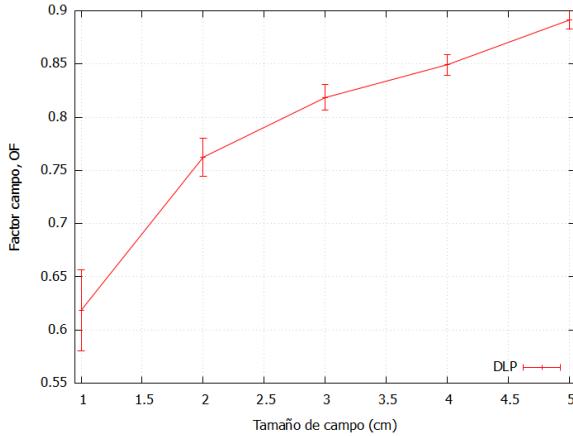


Figura 26: Variación de los factores campo, $OF(f_{\text{clin}})$, según el tamaño del campo de irradiación, calculados mediante producto de dosis por longitud (DLP).

5.2 Película radiocrómica

Los factores campo calculados usando película radiocrómica aparecen en la figura 27.

Aquí se aprecia la superposición de las barras de incertidumbre de los dos canales de color estudiados (rojo y verde), si bien los valores encontrados para el canal rojo son siempre superiores a los encontrados para el canal verde. Esto se debe a que las dosis involucradas en las mediciones, con valores alrededor de 1 Gy, pertenecen al intervalo de mayor sensibilidad para el canal rojo. De hecho, en la bibliografía consultada se recomienda trabajar con el canal rojo en el ámbito clínico debido al espectro de absorción de la PRC [6].

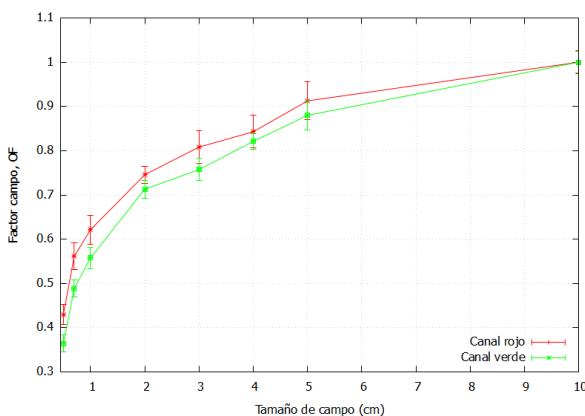


Figura 27: Variación de los factores campo, $OF(f_{\text{clin}})$, según el tamaño del campo de irradiación, calculados mediante película radiocrómica y empleando los canales rojo y verde.

5.3 Matriz de diodos

La variación de los factores campo con respecto al tamaño de campo, para la integración a partir de datos recabados mediante la matriz de diodos, se presenta en la figura 28. Aquí se aprecia la tendencia monótonamente creciente de los factores campo y la disminución de su incertidumbre al aumentar el tamaño de campo.

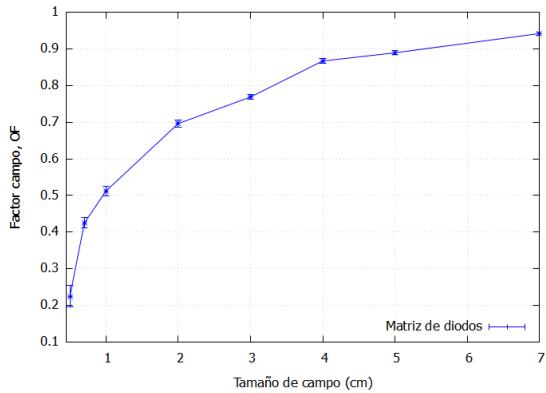


Figura 28: Variación de los factores campo sin corregir, $OF(f_{\text{clin}})$, según el campo de irradiación, calculados mediante medidas con la matriz de diodos.

5.4 Simulaciones Monte Carlo

Los resultados encontrados a partir de los valores obtenidos en la simulación Monte Carlo con PENELOPE se muestran en la figura 29. La tendencia seguida por los valores encontrados es bastante similar a la observada en los análisis anteriores.

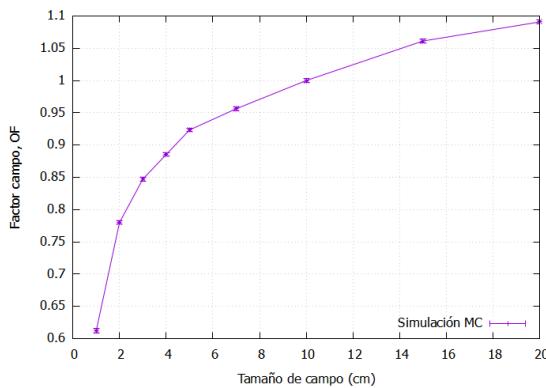


Figura 29: Variación de los factores campo, OF, según el tamaño del campo de irradiación, calculados mediante simulación Monte Carlo empleando el código PENELOPE.

6 Discusión

En la tabla 5 se presentan los valores de los factores campo para diferentes campos clínicos (pequeños y grandes), obtenidos mediante los procedimientos e instrumentos de medida más relevantes tras el análisis de cada método por separado. Su representación gráfica, incluyendo sus incertidumbres, se muestra en la figura 30. Estos se pueden comparar porque las medidas o simulaciones fueron realizadas en las mismas condiciones (haz de fotones de 6 MV, detector situado a 10 cm de profundidad en agua).

f_{clin} (cm^2)	Factores campo según distintos métodos				
	Dosis central	DLP	PRC	Matriz	PENELOPE
0.5×0.5	-	-	0.4297 ± 0.0226	0.225 ± 0.030	-
0.7×0.7	-	-	0.5614 ± 0.0306	0.425 ± 0.014	-
1×1	0.6670 ± 0.0015	0.6185 ± 0.0383	0.6213 ± 0.0324	0.512 ± 0.013	0.6121 ± 0.0033
2×2	0.7978 ± 0.0018	0.7624 ± 0.0182	0.7457 ± 0.0190	0.6961 ± 0.0089	0.7801 ± 0.0030
3×3	0.8416 ± 0.0018	0.8184 ± 0.0120	0.8081 ± 0.0365	0.7685 ± 0.0069	0.8473 ± 0.0030
4×4	0.8746 ± 0.0019	0.8493 ± 0.0096	0.8427 ± 0.0369	0.8668 ± 0.0061	0.8855 ± 0.0029
5×5	0.9015 ± 0.0019	0.8912 ± 0.0084	0.9125 ± 0.0430	0.8892 ± 0.0054	0.9234 ± 0.0029
7×7	0.9345 ± 0.0020	-	-	0.9417 ± 0.0045	0.9563 ± 0.0028
10×10	0.9806 ± 0.0021	-	1.0000 ± 0.0258	-	1.0000 ± 0.0028
15×15	1.0346 ± 0.0023	-	-	-	1.0613 ± 0.0028
20×20	1.0703 ± 0.0023	-	-	-	1.0908 ± 0.0027

Tabla 5: Comparación de los valores de los factores campo obtenidos mediante diversos métodos, para diferentes tamaños de campo.

Tanto en la tabla como en la gráfica se observan los siguientes hechos. Por un lado, los valores encontrados son bastante similares en prácticamente todos los casos, salvo para la matriz de diodos, en donde se subestiman muchos de ellos, y en la simulación con PENELOPE, en donde se sobreestiman. La subestimación observada en los resultados a partir de las medidas con la matriz de diodos se justifica por el hecho de que a la hora de tomar los tamaños de integración, estos solamente coincidían con el tamaño nominal en el campo $0.7 \times 0.7 \text{ cm}^2$ y en el de $7 \times 7 \text{ cm}^2$, lo que implica un error en la estimación de las dosis que influye en el cálculo de los factores campo. En cuanto a la sobreestimación presente en los resultados arrojados por PENELOPE, esta era esperable, ya que al realizar

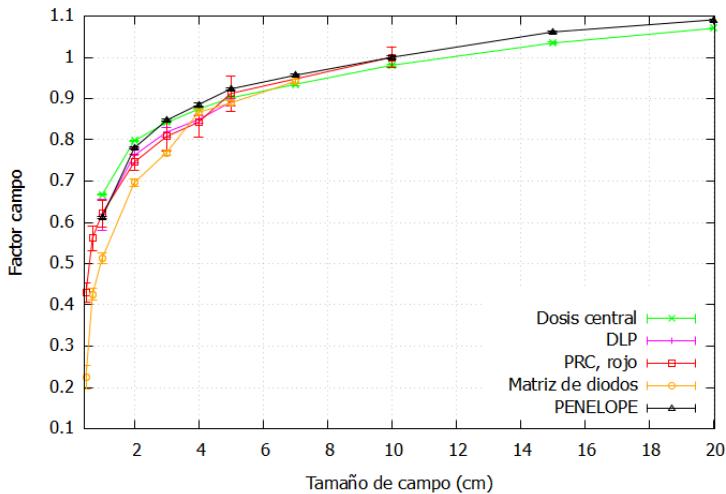


Figura 30: Compación de los factores campo calculados mediante varios métodos, para distintos tamaños de campo clínico.

las simulaciones Monte Carlo, no estamos teniendo en cuenta la geometría exacta de un detector comercial, sino que estamos simulando un modelo ideal, por lo que pueden existir variables no contempladas, como por ejemplo la influencia de los materiales de contención del volumen de ionización real.

Además, para los campos pequeños, el método de producto de dosis por longitud (tanto en dirección *crossline* como en dirección *inline*) y el del canal rojo de la película radiocrómica arrojan resultados muy similares, o cuyas barras de error se solapan. Esto muestra que dichos métodos son bastante útiles para obtener resultados, teniendo cada uno de ellos sus propios atributos: el método de película radiocrómica ofrece una excelente resolución espacial, mientras que la integración del perfil de dosis presenta una resolución espacial alta pero con un proceso más rápido.

Por último, destacar que en el caso de campos muy pequeños (de tamaño inferior a $1 \times 1 \text{ cm}^2$) los métodos empleados arrojan resultados que siguen la tendencia esperada, pero que discrepan entre sí. No obstante, si hubiera que confiar en uno de los dos, sería en el canal rojo de la película radiocrómica, puesto que este método presenta una gran resolución espacial, mucho mejor que la aportada por la matriz de diodos, que depende directamente de la densidad de diodos empleada. Sin embargo, si no se dispone del tiempo de espera requerido por la película radiocrómica para ser escaneada, la matriz de diodos puede ser útil, al aportar una perspectiva aproximada con la que trabajar.

7 Conclusiones

El estudio de los campos pequeños es de especial relevancia a día de hoy para la correcta caracterización de las dosis implicadas en aplicaciones tan diferentes como la radiocirugía estereotáctica y las unidades de tratamiento basadas en la radioterapia de intensidad modulada, como la arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT).

Existen diversos métodos para realizar este análisis, tanto experimentales como empleando simulación Monte Carlo. Sin embargo, hay que prestar especial atención a todos los factores que influyen en el proceso de medida, en el modelado de la geometría de simulación o en el tratamiento de los datos, puesto que las circunstancias pueden modificar los resultados y las variaciones deben poder ser justificadas.

Así, se ha comprobado que la influencia del tamaño del detector es clave a la hora de medir dosis centrales para haces con tamaños de campo pequeños, razón por la que las medidas realizadas mediante la cámara de ionización CC13 tuvieron que ser descartadas para ese rango de tamaños, siendo sustituidas por aquellas realizadas con un diodo de electrones, y mejoradas mediante un factor de corrección.

La película radiocrómica también ofrece mediciones de gran calidad, pero implica un largo y delicado proceso, tanto por el tiempo de espera para escanear tras la irradiación como por la minuciosidad requerida al tratar los fragmentos empleados.

Por su parte, la matriz de diodos aporta medidas un poco menos precisas, pero que con los factores de corrección adecuados podrían ser perfectamente utilizadas. Su método de análisis es similar al empleado en la integración de los perfiles de dosis medidos para los campos pequeños mediante el diodo de electrones, y al usado en la simulación Monte Carlo, más creativos e innovadores.

A pesar de la variedad de métodos empleados, salvo algunas discrepancias, los resultados encontrados son bastante similares entre sí, poniendo de manifiesto los esfuerzos que se han realizado y se continúan realizando para conocer mejor la dosimetría de campos pequeños.

De cara a ampliar este estudio en futuros trabajos, se podría incluir en el análisis el uso de microcámaras de ionización, como la PTW PinPoint 3D, y de los diodos de fotones blindados en los cálculos de factores campo a partir de dosis centrales, que no se

incluyeron aquí por falta de tiempo en las sesiones. También podría realizarse una mejora de las simulaciones Monte Carlo, ya sea para la obtención de los factores campo a partir de dosis central, tomando un volumen de ionización semejante al de una microcámara y empleando un formalismo de normalización de dosis adecuado, o para el estudio de la posible influencia del código de simulación en los resultados obtenidos.

Referencias

- [1] Andreo P. The physics of small megavoltage photon beam dosimetry. *Radiother Oncol.* 2018; 126(2):205-213.
- [2] Alfonso R, Andreo P, Capote R, Saiful Huq M, Kilby W, Kjäll P, Mackie TR, Palmans H, Rosser K, Seuntjens J, Ullrich W, Vatnitsky S. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys.* 2008; 35(11):5179-5186.
- [3] Aspradakis MM, Byrne JP, Palmans H, Conway J, Rosser K, Warrington AP, Duane S. Small field MV photon dosimetry. York, UK: Institute of Physics and Engineering in Medicine; 2010.
- [4] International Atomic Energy Agency. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna; 2000.
- [5] International Atomic Energy Agency. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an IAEA-AAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination. Vienna; 2017.
- [6] Arráns R, Miras H, Ortiz-Seidel M, Terrón JA, Macías J, Ortiz-Lora A. Dosimetría con películas radiocrómicas. *Rev Fis Med.* 2009; 10(2):83-104.
- [7] Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. *Phys Med.* 2016; 32(4):541-556.

- [8] Underwood TSA, Winter HC, Hill MA, Fenwick JD. Detector density and small field dosimetry: Integral versus point dose measurement schemes. *Med Phys.* 2013; 40(8):1-16.
- [9] Sun Nuclear Corporation. SRS MapCHECKTM User Guide. SRS Patient QA, No Film. Model 1179. Melbourne, Florida, USA; 2018-2020.
- [10] Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Med Phys.* 2002; 29(3):391-402.
- [11] Salvat F. PENELOPE-2018: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport [Internet]. Workshop Proceedings. Barcelona, Spain; 2019 28 Jan - 1 Feb. Facultat de Física, Universitat de Barcelona; 2019.



MASTER 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 pequeños para un acelerador Elekta Infinity”

INTRODUCCIÓN

En la radioterapia moderna se han impuesto las técnicas de intensidad modulada (IMRT) y arcoterapia dinámica conformada (VMAT), con un grado de complejidad alto que exige una dosimetría muy precisa, particularmente para las condiciones de campos pequeños. Los campos pequeños se definen como aquellos para los que no se produce el equilibrio lateral de partículas cargadas; para caracterizarlos deben seguirse procedimientos específicos que emplean diferentes sistemas de detección.

OBJETIVOS

En este trabajo se determinarán los factores campo de los haces de fotones de 6 MV de un acelerador Elekta Infinity instalado en el Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada.

METODOLOGÍA

Se emplearán y compararán varios sistemas dosimétricos como diodos (con y sin blindaje metálico), cámaras de ionización (tipo PinPoint de PTW) y películas radiocrómicas. Se efectuarán medidas de dosis absorbida en profundidad y perfiles de dosis absorbida mediante los maniquíes adecuados para ello.

BIBLIOGRAFÍA

1. R Alfonso, P Andreo, R Capote, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys* 2008;35:5179-86.
2. P Andreo. The physics of small megavoltage photon beam dosimetry. *Radiother Oncol* 2018;126:205-213.

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

Alumno/a propuesto/a: Ana María Zamora Vinaroz

Fdo (Tutor/a): Damián Guirado

Firmado por GUIRADO LLORENTE
DAMIAN ***0925** el día
22/12/2021 con un certificado
emitido por AC FNMT Usuarios

Fdo(Cotutor/a):

Fdo (Alumno/a): Ana María Zamora Vinaroz

Firmado por ZAMORA VINAROZ, ANA
MARIA (FIRMA) el dia 22/12/2021
con un certificado emitido por AC
DNIE 001

Granada, 13 de diciembre de 2021

Comisión Académica del Máster en Física

Facultad de Ciencias, Campus Fuentenueva s/n; 18071 Granada

Web: <http://masteres.ugr.es/fisica>