

GRADO EN FÍSICA

TRABAJO DE FIN DE GRADO

Dosimetría de haces clínicos y comisionado de un sistema de planificación de tratamientos de radioterapia externa

Marina Orts Sanz

DIRECTORES:

Juan José Ferrero Pedra
Francisco Javier Jiménez Albericio

PONENTE:

Eduardo García Abancéns

JUNIO 2020

Índice

1. Introducción	1
1.1. ¿Qué es la radioterapia?	1
1.2. LINAC	1
1.3. Objetivo del trabajo	3
2. Fundamentos teóricos y experimentales	4
2.1. Magnitudes y parámetros dosimétricos	4
2.2. Instrumentación en dosimetría	6
3. Protocolo de medidas del acelerador para el comisionado	9
3.1. El problema de los campos pequeños	10
3.2. Análisis del protocolo de medidas	12
3.3. Procedimiento óptimo	20
4. Medidas del comisionado y verificaciones	21
5. Resumen y conclusiones	24

1. Introducción

1.1. ¿Qué es la radioterapia?

La radioterapia es un tipo de tratamiento clínico que utiliza radiaciones ionizantes que actúan dañando el ADN de las células, y por tanto frenando su crecimiento y división, provocando la muerte celular. Se utiliza mayoritariamente como tratamiento contra el cáncer.

El uso de radiaciones ionizantes en el cuerpo humano no solo conlleva el daño a los tejidos cancerosos, también afecta a las células sanas. Por ello se lleva un cuidadoso uso de este tipo de radiación desde el comienzo del proceso radioterápico, con la decisión terapéutica de utilizarlo, hasta la aplicación del tratamiento. [1]

Existen distintas modalidades de radioterapia, como la interna, externa e intraoperatoria. Este trabajo se centra únicamente en la radioterapia externa con haces de fotones producidos en un acelerador lineal de electrones.

1.2. LINAC

La unidad que genera el haz de radiación ionizante es el LINAC (Linear Accelerator), que como indica su acrónimo, se trata de un acelerador lineal de electrones que permite acelerar electrones hasta alcanzar una energía deseada y, a partir de estos, obtener un haz de rayos X colimado para su uso clínico.



Figura 1: Acelerador Elekta Versa HD empleado en el trabajo. Imagen obtenida de: <https://www.elekta.com/dam/jcr:87df2a31-552e-4117-ab12-5ca4130be849/Versa-HD-Brochure.pdf>

Desde el cañón de electrones (figura 2), por efecto termoiónico, se inyectan electrones en la guía aceleradora. Éstos se ven acelerados por la energía de microondas de alta potencia generadas en un magnetrón. La aceleración de electrones se realiza de forma pulsada hasta alcanzar energías cinéticas del orden del megaelectrón-voltio (MeV).

Debido a que la guía aceleradora y el cabezal por donde sale el haz se disponen en orientaciones distintas, es necesario un sistema de desviación del haz de electrones. Éste está formado por un conjunto de bobinas que generan los campos magnéticos que focalizan y curvan el haz de electrones.

Para generar el haz extenso de rayos X se sitúa un blanco de tungsteno en el punto donde se focaliza el haz (foco del haz de radiación), de forma que los electrones interactúan con el material y se generan los rayos X. Este haz presenta un espectro continuo típico de radiación de frenado, con una energía máxima igual a la máxima energía cinética alcanzada por los electrones en su aceleración, y con una energía promedio aproximadamente igual a la tercera parte de la energía máxima.[2]

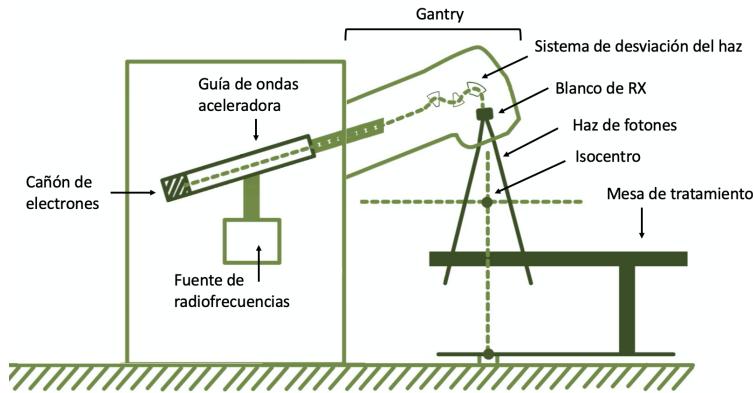


Figura 2: *Esquema de los componentes del acelerador. Adaptada de [2], págs. 46 y 47.*

La intensidad del haz generado hasta este punto presenta una marcada anisotropía como se puede ver en la figura 3. Es posible conseguir un haz con un perfil de intensidad homogéneo con un filtro aplanador. Tradicionalmente los haces utilizados en radioterapia externa han utilizado filtro aplanador, sin embargo, desde hace una década se emplean también haces generados sin filtro. Esta característica del haz se denota como WFF (With Flattening Filter) si dispone de filtro aplanador, o bien como FFF (Flattening Filter Free) si carece de él. Esta segunda se utiliza en técnicas de radioterapia en las que el tamaño del haz es tan pequeño que no importa la uniformidad del haz (figura 3). Mediante este modo FFF se alcanzan tasas de dosis¹ más elevadas, pudiendo reducir el tiempo en el que se administra el tratamiento. El LINAC del que nos ocupamos en este trabajo dispone de dos modalidades de energía: con filtro aplanador y sin filtro aplanador.

Otro filtro del que dispone el acelerador, y que permite modificar el haz, son las cuñas. En este caso, el acelerador dispone de cuñas motorizadas formadas por una pieza que produce un ángulo de inclinación de la isodosis¹ en agua de 60°, que según su desplazamiento y el tiempo de permanencia en cierta posición, permiten cambiar la forma del haz, y por tanto la distribución de la dosis¹. [2]

¹El término dosis hace referencia a dosis absorbida; Su definición aparecerá en un apartado posterior.

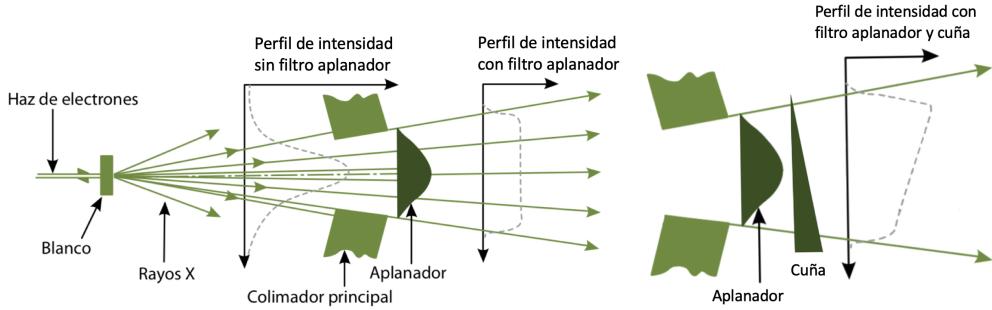


Figura 3: Izquierda: Efecto del filtro aplanador. En líneas discontinuas se puede ver la diferencia en la forma del perfil de la intensidad del haz con filtro aplanador (WFF) y sin filtro aplanador (FFF). Derecha: Efecto de la cuña. Adaptada de [2], pág. 51.

Para ajustar el tamaño y la forma del haz a las dimensiones del volumen de tratamiento, el acelerador cuenta con un sistema de colimación formado por mordazas y por el colimador multilámina. Éste está formado por una serie de láminas encajadas de forma contigua que permiten generar los campos de radiación con la forma deseada. Tanto el sistema de desviación del haz, como el blanco de rayos X, y los distintos filtros y colimadores se encuentran físicamente contenidos en lo que se denomina el *gantry* del acelerador. Se trata de un brazo motorizado que puede girar 360° en torno a un eje horizontal (ver figura 2).

Los tratamientos de radioterapia externa consisten en aplicar una dosis de radiación a uno o varios volúmenes objetivo definidos por un médico especialista en Oncología Radioterápica cumpliendo restricciones dosimétricas específicas para los tejidos sanos. Los tratamientos son planificados por un especialista en Radiofísica, previamente a su administración y de forma personalizada, en un sistema de planificación de tratamientos (en adelante planificador), sobre imágenes tomográficas del paciente [1]. Esta planificación incluye el cálculo de la dosis de radiación absorbida en el paciente, lo que se conoce como dosimetría clínica. Es necesario caracterizar el LINAC empleado en el planificador a partir de medidas experimentales (comisionado del planificador). La medida experimental de dosis absorbida, necesaria para la caracterización, así como para el control de calidad del LINAC se denomina dosimetría física.

1.3. Objetivo del trabajo

Durante el año 2019 se llevó a cabo la instalación del acelerador Elekta Versa HD para uso clínico en el Hospital de día Quironsalud de Zaragoza. La puesta en marcha del LINAC ha requerido el comisionado del planificador. En este trabajo se ha realizado un estudio del protocolo de medidas con el objetivo de realizar de la forma más adecuada la dosimetría física del LINAC requerida en el comisionado del planificador.

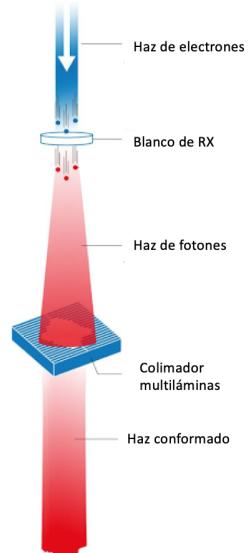


Figura 4: Conformación de un haz sin filtro aplanador (FFF) mediante el colimador multilámina. Imagen obtenida de: <https://bit.ly/2A9kW3w>

2. Fundamentos teóricos y experimentales

2.1. Magnitudes y parámetros dosimétricos

Para controlar las características del haz de radiación es relevante introducir las siguientes magnitudes y parámetros:

- **Magnitudes dosimétricas:**

- Radiación Ionizante: “*Transferencia de energía en forma de partículas u ondas electromagnéticas de una longitud de onda igual o inferior a 100 nm o una frecuencia igual o superior a $3 \cdot 10^{15}$ Hz, capaces de producir iones directa o indirectamente*” [3]. La magnitud que mide el número de iones producidos es la carga, expresada en Coulombios.
- Kerma (Kinetic Energy Released Per Unit Mass), K: “*Es el cociente entre dE_{tr} y dm , donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por las partículas ionizantes no cargadas en un material específico de masa dm* ” [4].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [J/kg] \equiv [Gy]$$

- Dosis absorbida, D: “*Es el cociente entre $d\bar{\varepsilon}$ y dm , donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a un material de masa dm* ” [4]. En adelante, en este trabajo, el término dosis hace referencia a dosis absorbida.

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad [Gy]$$

- Tasa de dosis absorbida, \dot{D} : “*Es el cociente entre dD y dt , donde dD es el incremento de dosis absorbida en el intervalo de tiempo dt* ” [4].

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad [Gy \cdot s^{-1}]$$

- **Parámetros que caracterizan el haz clínico:**

- SDD (Source Detector Distance): Es la distancia del foco del haz de radiación al punto de medida del detector. [2]
- SSD (Source Surface Distance): Es la distancia del foco del haz de radiación a la superficie del maniquí.² [2]

²En el contexto de la Radiofísica Hospitalaria, el término maniquí hace referencia a cualquier elemento o sistema sobre el que se apliquen los haces clínicos de radiación en lugar del paciente.

- PDD (Percentage Depth Dose): “*Porcentaje de dosis absorbida a una profundidad del eje central, normalizada respecto a la dosis a una profundidad de referencia de dicho eje, manteniendo constante la distancia fuente-superficie y el tamaño de campo*” [5].
- Perfiles de dosis absorbida: “*Representan la variación relativa de dosis absorbida en función de la distancia al eje del haz, normalizados al valor de dosis absorbida en dicho eje*”. [5]
- Penumbra: Dosimétricamente se define como “*la distancia lateral existente entre los puntos que reciben el 80 % y 20 % de la dosis absorbida respecto al eje del haz*” [5]. Es una región en la que el gradiente de dosis varía rápidamente con la distancia al eje, por lo que es un factor importante a tener en cuenta a la hora de planificar un tratamiento.
- Campo irradiado: Es el área situada en el plano perpendicular al eje del haz de radiación que contiene al isocentro y que delimita la isodosis del 50 % del máximo de dosis en el plano. El tamaño de campo de los campos regulares irradiados corresponde a la anchura del perfil de dosis al 50 % [6]. En el apartado 3.1 destacaremos la relevancia de los tamaños de campo pequeños.
- TPR (Tissue Phantom Ratio): La razón tejido-máqueta, es el “*cociente de la dosis absorbida en agua a una profundidad del eje central, normalizada respecto a la dosis a una profundidad de referencia en dicho eje, manteniendo constante la distancia fuente-detector y el tamaño de campo*” [5].
- $TPR_{20,10}$: Es la razón tejido-máqueta en agua a las profundidades de 200 y 100 milímetros ³ obtenidas con $SDD=1000$ mm y tamaño de campo de 100×100 mm². Por razones prácticas a la hora de hacer las medidas, se utiliza el $PDD_{20,10}$ ⁴ y posteriormente la conversión a $TPR_{20,10}$ mediante la relación: $TPR_{20,10} = 1,2661 \cdot PDD_{20,10} - 0,0595$. [7]
- Output factors: Factores obtenidos para haces colimados respecto a un haz de referencia obtenidos como el cociente de las dosis en un punto del eje central del haz medidas en las mismas condiciones de SDD y SSD. Estos factores muestran la variación de la dosis en el punto de referencia cuando cambia el tamaño de campo.

■ Otros elementos relacionados con el LINAC

- Energía nominal: Parámetro que se utiliza para la identificación de un tipo de haz. En el caso de haces de fotones la energía nominal corresponde aproximadamente a la diferencia

³ A los valores de dosis a estas profundidades se les denota con: D200 y D100. Se expresan en % ya que su valor suele estar normalizado respecto a la profundidad donde se sitúa el máximo de dosis.

⁴ El $PDD_{20,10}$ es la razón del PDD (ya definido) a las profundidades de 200 mm y 100 mm.

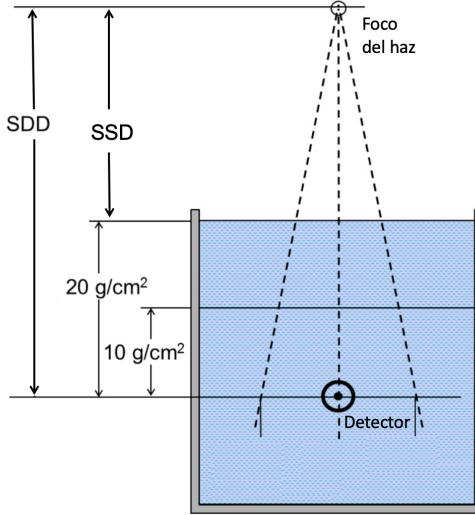


Figura 5: *Configuración experimental de la medida del TPR_{20,10}. Todas las medidas de los parámetros del haz deben llevar especificados a qué SSD se realizaron y a qué profundidad.* [6]

de potencial eléctrico con la que se aceleran los electrones que producirán la radiación de frenado en el blanco. Por eso se emplean unidades de tensión eléctrica (MV) [5].

- Unidad Monitor (UM): Es la unidad mínima de funcionamiento de un acelerador lineal. Permite establecer una relación entre la fluencia de energía del haz de radiación sin colimador y la dosis depositada en un punto bajo ciertas condiciones de medida establecidas. A estas condiciones en las que se establece la unidad de monitor de un LINAC se les conoce como condiciones de referencia. [4]
- Isocentro: Esfera de pequeño tamaño situada en un punto de la sala de tratamiento que contiene los ejes de rotación del gantry, de giro de la mesa de tratamiento y de giro de colimador. En la sala de tratamiento existe siempre un sistema de láseres que indican el isocentro. El Real Decreto 1566/1998 establece que el diámetro de esta esfera debe de ser inferior a 3 mm. [5]

2.2. Instrumentación en dosimetría

La magnitud dosimétrica que mejor se correlaciona con los efectos biológicos producidos por la radiación ionizante es la dosis absorbida [8]. Para medir la dosis absorbida que producen los haces de radiación se usa como material de referencia el agua y diferentes instrumentos, dosímetros, que cuantifican los efectos producidos por la radiación ionizante en el agua. Algunos de los instrumentos utilizados en este trabajo son:

- **Cámaras de ionización gaseosas:** Son detectores, formados por una cavidad (en este caso cilíndrica) rellena de gas, recubierta por una pared de grafito o plástico que hace de cátodo, y por un electrodo de aluminio o grafito, que hace de ánodo. Entre ambos elementos se genera

una tensión que permite recoger las cargas formadas dentro de la cavidad como consecuencia de la radiación ionizante. El ánodo y el cátodo deben estar constituidos por materiales de bajo número atómico, equivalente al aire o al tejido, para que el proceso de medida interfiera lo mínimo posible en el depósito de la energía. [5]

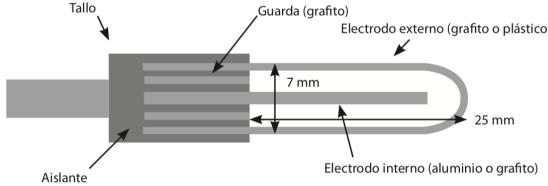


Figura 6: Esquema de una cámara de ionización y sus componentes. [4]

La dosis absorbida en agua se determina a partir de medidas de ionización en aire a las que se aplican factores de corrección para tener en cuenta la variación de las siguientes magnitudes de influencia respecto de las condiciones de calibración del detector:

- Corrección por temperatura y presión: Debido a que la mayoría de cámaras están abiertas al aire, es necesario conocer las condiciones atmosféricas en las que se realizó la medida ya que cambian la masa contenida en el volumen de ionización. Por ello se utiliza el factor de calibración $k_{T,P}$.
- Efecto de polaridad: El factor de corrección k_{pol} tiene en cuenta la diferencia de carga recogida por el detector al cambiar la polarización de la tensión eléctrica.
- Recombinación de iones: El factor de corrección por recombinación k_s tiene en cuenta la disminución en la recolección de cargas por la recombinación entre ellas en el medio ionizante.

Teniendo en cuenta todos estos factores, la dosis absorbida en agua depositada por un haz de fotones de calidad ⁵ Q, y medida por una cámara de ionización calibrada en agua (w) con un haz de calidad de referencia Q₀, vendrá dada por: [7]

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

Donde:

- M_Q es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia. Suponiendo que son independientes, se pueden expresar como producto de los factores de corrección: $M_Q = M_Q^* k_{T,P} k_s k_{pol}$, donde M_Q^* es la lectura del dosímetro sin corregir.
- N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración del conjunto cámara-electrómetro.
- k_{Q,Q_0} es un factor que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz medido Q, y la calidad del haz de referencia con el que se calibró la cámara Q₀. Normalmente la calidad de referencia es la radiación gamma del ⁶⁰Co.

⁵Para haces de fotones el índice de calidad es el TPR_{20,10} según [7].

- **Detectores de estado sólido:** Su funcionamiento es similar al de las cámaras de ionización, pero en ellos el medio ionizable es un semiconductor de silicio. Polarizando la zona P negativamente respecto de la N, se genera una barrera de potencial natural en la unión. Al llegar la radiación, se generan pares electrón–hueco que circulan rápidamente en direcciones opuestas hasta los cables colectores, produciéndose así la detección. [4]

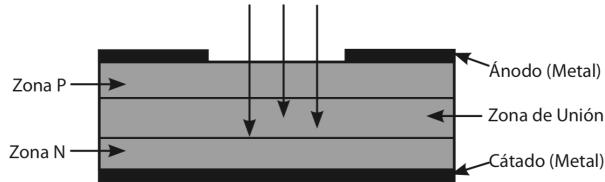


Figura 7: Esquema de un detector de diodo de silicio. [4]

En estos detectores no se producen tantas recombinaciones y hay más interacciones por unidad de volumen debido a la alta densidad del medio, por lo que su sensibilidad es mayor en comparación a las cámaras de ionización. Sin embargo, su respuesta presenta gran dependencia con la energía del haz.

- **Electrómetros:** Son un complemento necesario para las cámaras de ionización y los detectores de estado sólido. Están formados por una fuente de alimentación que proporciona el voltaje necesario para generar el campo eléctrico que colecta las cargas, y por un amplificador operacional de alta ganancia que permite aumentar la amplitud de la señal que se genera en los dosímetros. Además permite realizar el cambio de polaridad y medir su efecto. [4]



Figura 8: Izquierda: Cámara de ionización con caperuza. Derecha: Imágenes de los distintos detectores utilizados en la realización de las medidas: Cámara de ionización Semiflex, Pinpoint y diodo P.

- **Maniquí o cuba de agua:** El agua es el medio en el que se realizan las medidas por su gran disponibilidad y porque es el principal componente del cuerpo humano. La cuba de agua es el maniquí más usado, se trata de un recipiente lleno de agua destilada de grandes dimensiones con guías que permiten mover los detectores de forma remota en las tres direcciones del espacio. Además, dispone de un software [9] que permite automatizar la adquisición de datos de forma indexada en el espacio.



Figura 9: *Cuba de agua Blue Phantom 2 de IBA dosimetry empleada en el trabajo. Imagen obtenida de: <https://www.iba-dosimetry.com/product/blue-phantom-2/>*

3. Protocolo de medidas del acelerador para el comisionado

Las medidas requeridas para la caracterización del LINAC vienen dadas por el planificador Mónaco [10], que utiliza el algoritmo de Monte Carlo Gold Standard XVMC para fotones, con el que es capaz de realizar los cálculos dosimétricos de cualquier configuración de tratamiento realizado con el acelerador. Estos cálculos se basan en medidas de dosimetría absoluta y relativa. La dosimetría absoluta es la determinación de la dosis absorbida por unidad de monitor en condiciones de referencia. Para ello se realiza una medida de la dosis en el isocentro con una cámara de ionización lo suficientemente grande para que el volumen representado sea lo más correcto posible. La dosimetría relativa mide la variación de dosis en función de la posición respecto de la medida del punto de referencia obtenida mediante dosimetría absoluta. [5].

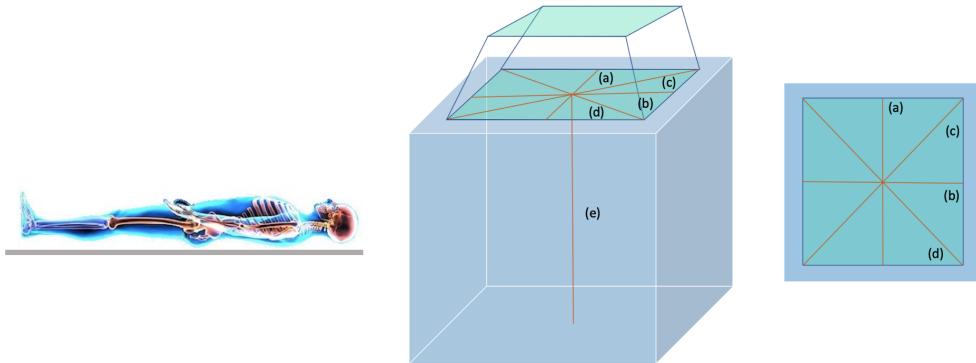


Figura 10: Representación de la dirección en la que se situaría el paciente junto con las medidas de perfiles de dosis y PDDs (dosimetría relativa) en la cuba de agua: (a) crossline, (b) inline, (c) diagonal +45°, (d) diagonal -45°, (e) PDD. Imagen obtenida de: <https://bit.ly/3hA8xGY>

El acelerador Elekta Versa HD aplicará técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT), radioterapia volumétrica (VMAT), radioterapia guiada por imagen (IGRT) y radioterapia esterotáctica intracranal (SRS) y extracranal (SBRT). Por ello son necesarias medidas de PDDs, perfiles de dosis y output factors para tamaños de campo estándar (desde 400x400 hasta 30x30 mm²), cu-

ya caracterización dosimétrica está contemplada por distintos códigos de práctica [7], [11]. Debido a que el acelerador realizará tratamientos con las dos últimas técnicas mencionadas, es necesario verificar tambien tamaños de campo pequeños (20×20 y 10×10 mm 2).

3.1. El problema de los campos pequeños

A pesar del aumento del uso de tratamientos que requieren irradiar volúmenes de poco tamaño, actualmente no hay una definición establecida y consensuada de campo pequeño. Se consideran pequeños aquellos campos que cumplen al menos uno de los siguientes puntos: [6]

- Pérdida del equilibrio lateral electrónico en el eje del haz
- Oclusión parcial del foco producida por los colimadores
- Tamaño del detector igual o superior a las dimensiones del haz

Para comprender el primer punto y el funcionamiento de las cámaras de ionización es imprescindible hablar del principio de Bragg-Gray y su teoría de la cavidad. En ella se supone que hay un gas encerrado en un volumen delimitado por unas paredes y que es irradiado por fotones. Estos fotones pierden energía y producen electrones secundarios en el interior y exterior de la cavidad. La energía depositada en el gas es proporcional a la ionización que se produce en el gas si existe un equilibrio de partículas cargadas entre la pared y el gas. Es decir, entran aproximadamente la misma cantidad de electrones en la cavidad que los que salen. Esta situación se conoce como equilibrio electrónico, y de forma más general, equilibrio de partículas cargadas. [12]

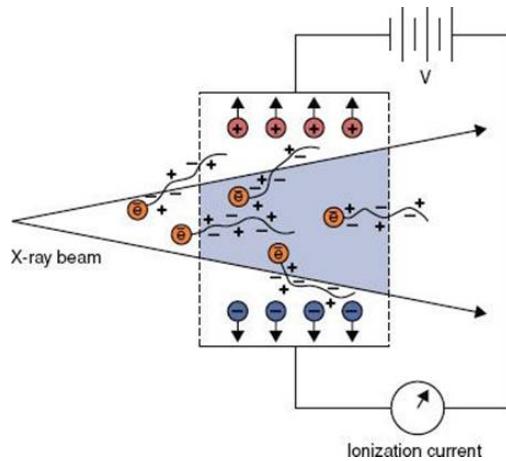


Figura 11: Esquema del equilibrio electrónico en el volumen de la cámara de ionización. [12]

En la práctica, se considera que ocurre esta pérdida del equilibrio lateral de electrones cuando el semiancho del haz es menor que el rango máximo de electrones secundarios que contribuyen a la medida de la dosis absorbida. Para fotones de 6 MV, este rango es aproximadamente 1,1 cm. [6]

El segundo punto se ilustra perfectamente en las figuras 12 y 13. Este efecto influye en el espectro de partículas del haz, produciendo cambios notables en la penumbra de los perfiles de dosis. Esto

produce que el tamaño de campo definido por la FWHM⁶ se sobreestime en comparación al que determinan los colimadores.

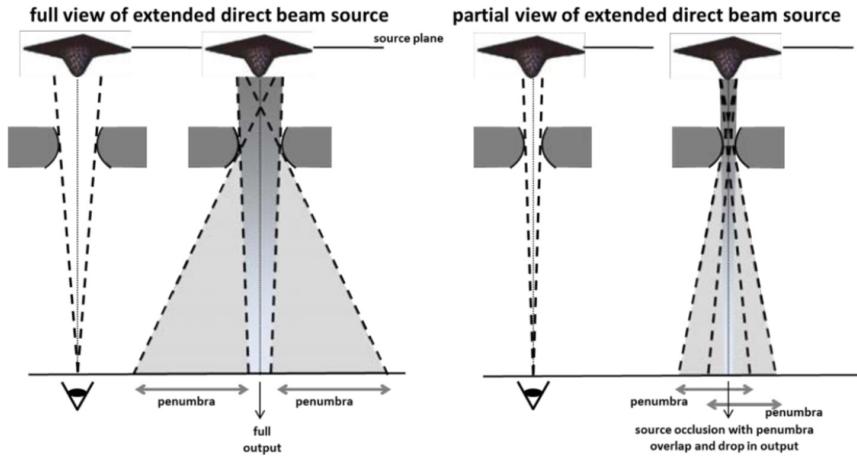


Figura 12: *Esquema del efecto de oclusión parcial de la fuente.* [6]

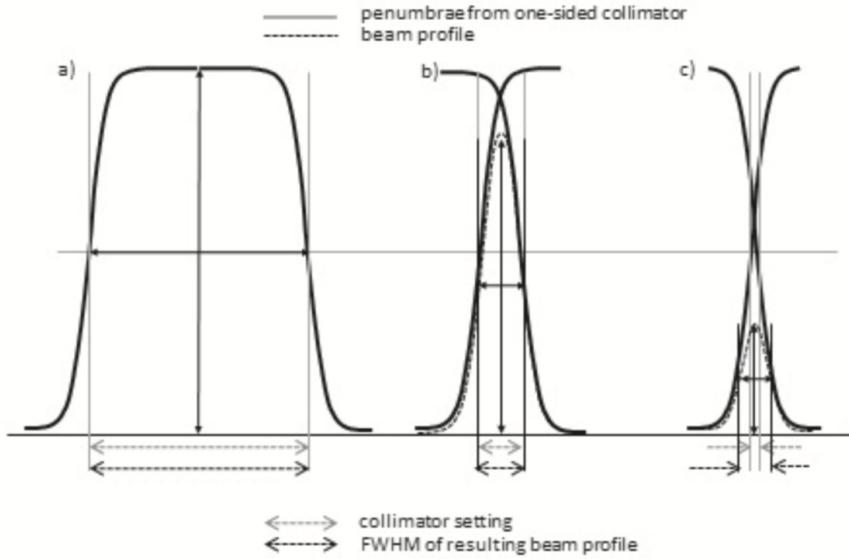


Figura 13: *Efecto en el tamaño de campo por la superposición de penumbras.* [6]

El tercer punto esta relacionado con el efecto volumen. Debido a que la detección es proporcional a la dosis media absorbida en el volumen sensible, al utilizar un detector cuyo volumen es parcialmente irradiado por un campo, se produce un defecto en la medida ilustrado en la figura 14.

En las medidas requeridas, son considerados campos pequeños los de tamaño 20x20 mm² y 10x10 mm² ya que el semiancho de estos campos es menor que el rango de 1,1 cm, y las dimensiones de los

⁶Full Width at Half Maximum. El ancho del campo está determinado a la mitad de su altura (ver definición de campo irradiado).

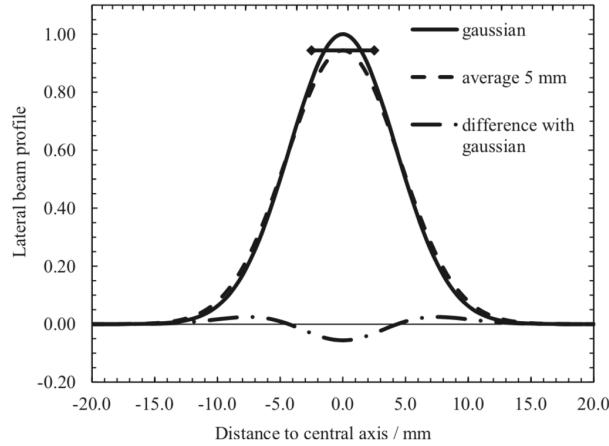


Figura 14: *Esquema del defecto producido por el efecto volumen. La línea continua corresponde a la medida esperada. La línea discontinua representa la diferencia medida por un detector de dimensiones representadas por la recta en el máximo de la distribución gaussiana.* [6]

Dosímetro:	Volumen:	Radio:	Longitud:
Semiflex 31010	0,125 cm ³	2,75 mm	6,5 mm
PinPoint 31014	0,03 cm ³	1,45 mm	5 mm
Diodo P 60016	0,03 mm ³	0,56 mm	30 μ m

Tabla 1: *Detectores empleados en el trabajo, volumen de detección y dimensiones.* [13]

detectores empleados (véase tabla 1) son similares a las dimensiones del haz. También se produce la oclusión parcial del foco.

3.2. Análisis del protocolo de medidas

A continuación vamos a hacer un estudio de los distintos factores que afectan a las medidas de los PDDs y de los perfiles de dosis de campos pequeños, con el objetivo de establecer un protocolo de medidas para el comisionado del planificador.

Para minimizar el error humano de posicionamiento del detector, la cuba de agua lleva incorporado un software [9] que permite realizar correcciones del posicionamiento de acuerdo al perfil de radiación, la normalización CAX⁷. Para ello se realizan medidas de los perfiles inline y crossline⁸ a SDD=1000 mm, SSD=900 mm, tamaño de campo 200x200 mm² a profundidades de 15 y 200 mm. A partir de estas medidas se consiguen las correcciones en la posición de las cámaras.

Debido a que los electrones son acelerados de forma pulsada, la radiación se emite de tal forma y por ello es necesario utilizar una cámara de referencia que permita “sustraer” de la medida las

⁷Eje central del haz de radiación. En inglés: Central Axis (CAX). Se puede ver su posición geométrica coincide con el eje e (PDD) de la figura 10.

⁸Ver figura 10.

fluctuaciones en la tasa instantánea de dosis para así poder medir de forma más clara los parámetros de dosimetría relativa.

Para hacer una medida con una cámara de referencia es necesario normalizar previamente la medida de esta cámara en las condiciones en las que se produce su irradiación para poder realizar la corrección de las fluctuaciones del haz.

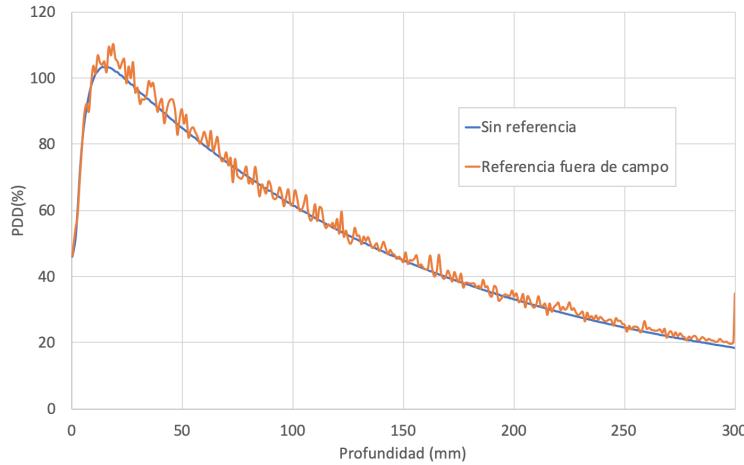


Figura 15: *Efecto de una normalización incorrecta de la cámara de referencia. Se ha amplificado la relación señal-ruido generando unas fluctuaciones no deseadas. Condiciones de medida: Semiflex+Semiflex⁹, SSD=1000 mm, SSD=900 mm, 20x20 mm², 6 MV WFF.*

Las fluctuaciones son bastante notables al comienzo de la irradiación ya que los controles internos del acelerador para mantener la tasa de dosis estable no son efectivos hasta alcanzar las 5 UM aproximadamente.

Sin embargo, en condiciones de acelerador estable, es posible hacer medidas sin referencia y que los datos obtenidos no se vean prácticamente afectados. Esto es especialmente útil en condiciones de campo pequeño, ya que la cámara de referencia al ser de un tamaño grande en relación al campo, es un elemento que genera un error sistemático en todas las medidas. En campos grandes el efecto de la cámara de referencia es prácticamente nulo ya que ésta se sitúa en puntos lo suficientemente alejados como para no interferir en las medidas.

A pesar de lograrse la estabilidad pueden aparecer fluctuaciones de forma inesperada, que afecten a la medida, como se puede apreciar en la figura 16. Si la medida se hubiese realizado con una cámara de referencia, la fluctuación no se hubiese visto reflejada en la medida.

Para ver este efecto se han realizado medidas con cámara de referencia, sin ella, con el acelerador con tasa de dosis estable y no estable, cuyos resultados se muestran en la figura 17 y tabla 2.

⁹La notación empleada hace referencia a: cámara de medición + cámara de referencia

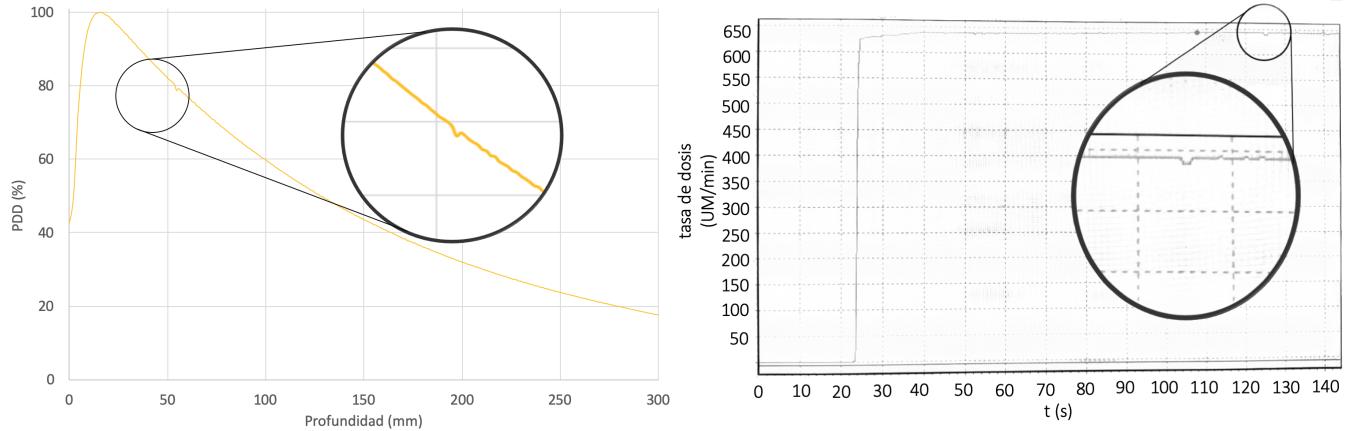


Figura 16: *Medida del PDD sin cámara de referencia (izquierda). La fluctuación que aparece en la curva coincide con la aparición de una irregularidad en la tasa de dosis aplicada por el acelerador (derecha). Condiciones de medida: Semiflex+No ref., $SDD=1000\text{ mm}$, $SSD=900\text{ mm}$, $20x20\text{ mm}^2$, 6 MV WFF.*

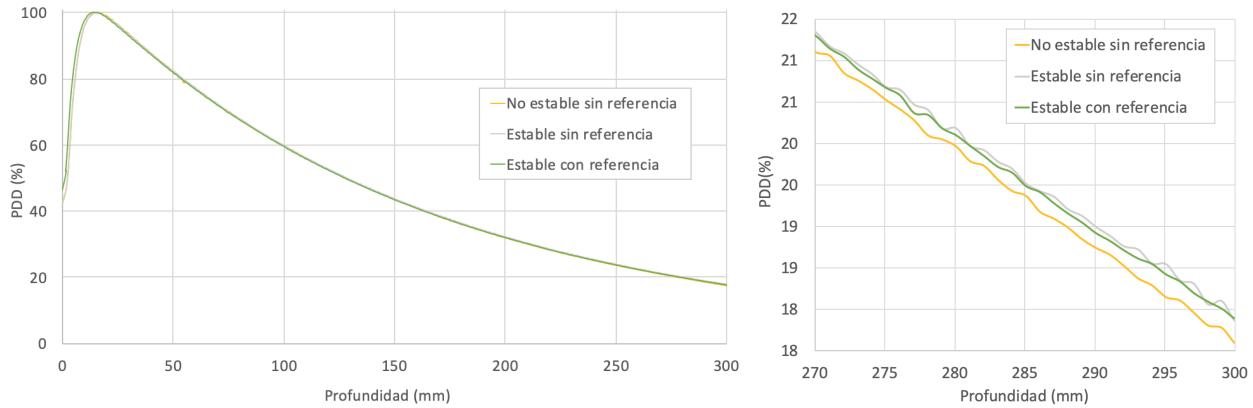


Figura 17: *Efectos en el PDD de medir con y sin referencia y en condiciones de estabilidad y no estabilidad.*

Medida:	D200(%)	D100(%)	PDD _{20,10}	TPR _{20,10}
No estable sin referencia	32,05	59,86	0,535	0,618
Estable sin referencia	32,28	59,83	0,540	0,624
Estable con referencia	32,32	59,75	0,541	0,625

Tabla 2: *Parámetros de la figura 17. Condiciones de medida: Semiflex+No ref., Semiflex+Semiflex, $SDD=1000\text{ mm}$, $SSD=900\text{ mm}$, $20x20\text{ mm}^2$, 6 MV WFF.*

El error relativo del índice de calidad del haz entre la medida del campo cuando el acelerador no es estable y no tiene referencia, y cuando el acelerador es estable y tiene cámara de referencia es de un 1,11 %. Por otra parte, el error relativo si el acelerador es estable y se mide con una cámara de referencia o sin una cámara de referencia es de un 0,18 %. De estas medidas se deduce que realizar la medida con cámara de referencia o sin ella no afecta especialmente a la medida, a menos que el acelerador sea inestable. De forma que, en campos pequeños, lo más adecuado sería hacer las

medidas sin cámara de referencia, cuando el acelerador alcance la estabilidad.

Otro factor que influye en las medidas realizadas con la cuba de agua, es el modo de toma de datos. Se puede elegir entre continuo y paso a paso (step by step). El modo continuo mantiene la toma de datos sin parar desde el principio hasta el fin, con una velocidad estándar de 3 mm/s. Por otro lado, el modo paso a paso toma datos cada 1-10 mm, dependiendo de la densidad establecida para la toma de datos, durante el tiempo deseado.

Medida	Longitud	Tiempo medida continuo	Tiempo medida paso a paso
PDD	300 mm	1,5 min	12 min
Perfil	100 mm	0,5 min	4 min

Tabla 3: Ejemplo de tiempos de medida en la toma de datos para un tamaño de campo estándar de 100x100 mm².

Debido al gran número de medidas que hay que realizar en el comisionado del planificador, el modo paso a paso es inviable en cuanto al tiempo necesario para realizar todas las medidas requeridas. Los campos grandes se suelen realizar en modo continuo, ya que el tamaño de la cámara de ionización es lo suficientemente grande para recoger las suficientes cargas para realizar una medida correcta. Sin embargo para los campos pequeños, para los que se emplean detectores de pequeño tamaño, se puede compensar la ausencia de la cámara de referencia con el modo paso a paso, ya que recoge más carga en cada punto. La relación señal ruido, y por tanto la medida, mejora.

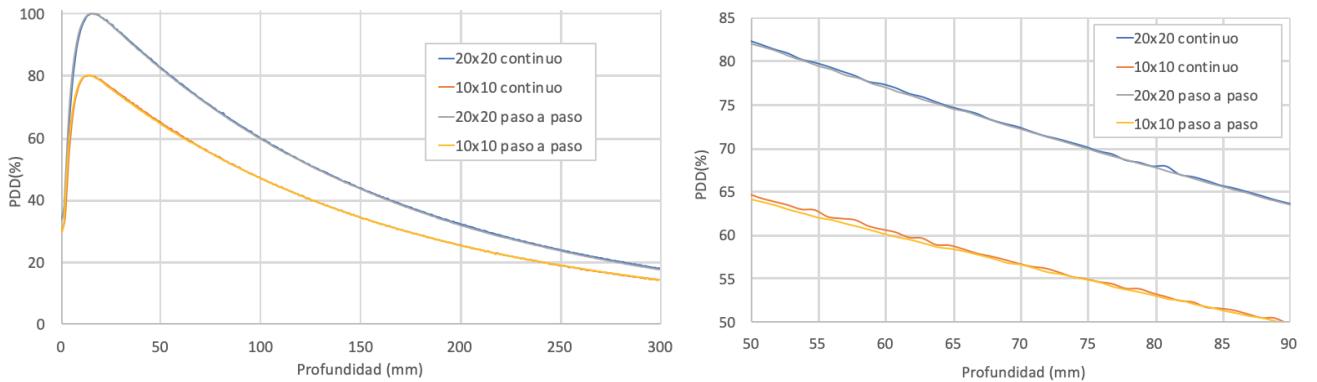


Figura 18: Comparación del modo paso a paso y modo continuo con distintos tamaños de campo. Como puede observarse en el zoom de la derecha, en el campo más pequeño los efectos de medir en modo continuo son más notables. La medida en modo continuo presenta más fluctuaciones que el modo paso a paso.

El error relativo cometido en la determinación del PDD_{20,10} en el modo continuo respecto al paso a paso en un tamaño de campo 20x20 mm² supone un 0,37 %. Para un campo de 10x10 mm² el error es un 0,93 %. Es esperable que con tamaños de campo más pequeños aumente el error, ya que

Medida	D200(%)	D100(%)	PDD _{20,10}	TPR _{20,10}
Paso a paso 20x20mm ²	31,99	59,64	0,536	0,619
Continuo 20x20mm ²	32,04	59,54	0,538	0,622
Paso a paso 10x10mm ²	31,34	58,36	0,537	0,620
Continuo 10x10mm ²	31,66	58,44	0,542	0,627

Tabla 4: *Parámetros de la figura 18. Condiciones de medida: Paso a paso: Pinpoint+No ref., Continuo: Pinpoint+Semiflex, SSD=1000 mm, SSD=900 mm, 6 MV WFF.*

la diferencia en la recogida de cargas, y por tanto el error cometido en la medida es mayor. Por ello, en campos grandes se puede realizar la toma de datos en modo continuo sin presentar variaciones relevantes respecto al paso a paso. En cambio, para campos más pequeños el modo paso a paso es más correcto.

Los dosímetros de estado sólido, como el diodo P, son muy útiles para la medida de campos pequeños, ya que el volumen de detección es mucho menor. Para campos grandes no es recomendable ya que sobreresponden y generan demasiado ruido en la medida. Tampoco se puede utilizar el diodo P para medir PDDs ni perfiles de dosis con cuña, ya que al estar formados por un material no equivalente al medio, su respuesta es linealmente dependiente con la energía [14].

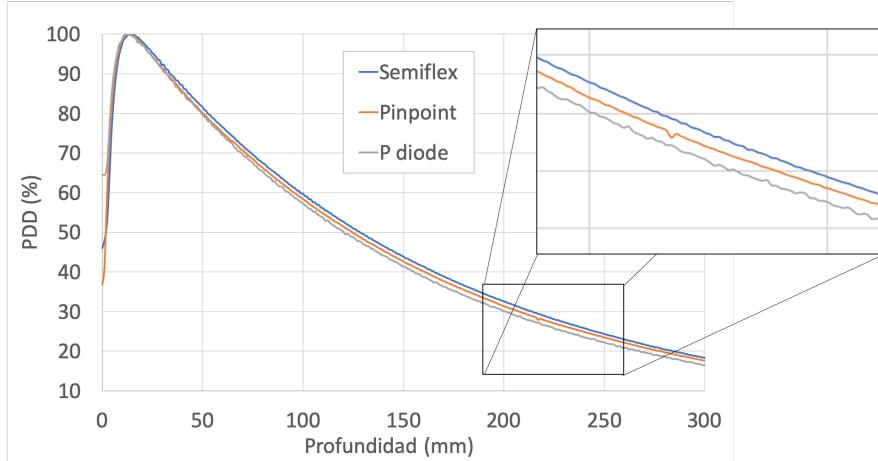


Figura 19: *Comparación de PDD con tres dosímetros; Se puede ver claramente la diferencia de la medida entre las tres, sobre todo en la zona más profunda.*

La diferencia entre los valores del TPR_{20,10} de la tabla 5 entre las medidas con cámara Semiflex y Pinpoint supone un 0,92 %. La diferencia entre la cámara Pinpoint y el diodo P es de un 2,95 %. Este resultado ya se podía prever por la teoría en el efecto volumen: La cámara Semiflex es demasiado grande y el diodo P no es adecuado por su dependencia con la energía. Por ello, el diodo P solo se puede utilizar para medir perfiles de dosis.

Según lo explicado en el apartado del problema de los campos pequeños, el efecto volumen también provoca efectos distintos en la medida de la penumbra según qué detector se utilice.

Medida	D200 (%)	D100 (%)	PDD _{20,10}	TPR _{20,10}
Semiflex	32,78	59,90	0,547	0,633
Pinpoint	31,66	58,44	0,542	0,627
Diodo P	30,10	57,19	0,526	0,606

Tabla 5: Parámetros de la figura 19. Condiciones de medida: Semiflex+Semiflex, Pinpoint+No ref., Diodo P+No ref., $SDD=1000$ mm, $SSD=900$ mm, $10x10$ mm 2 , 6 MV WFF.

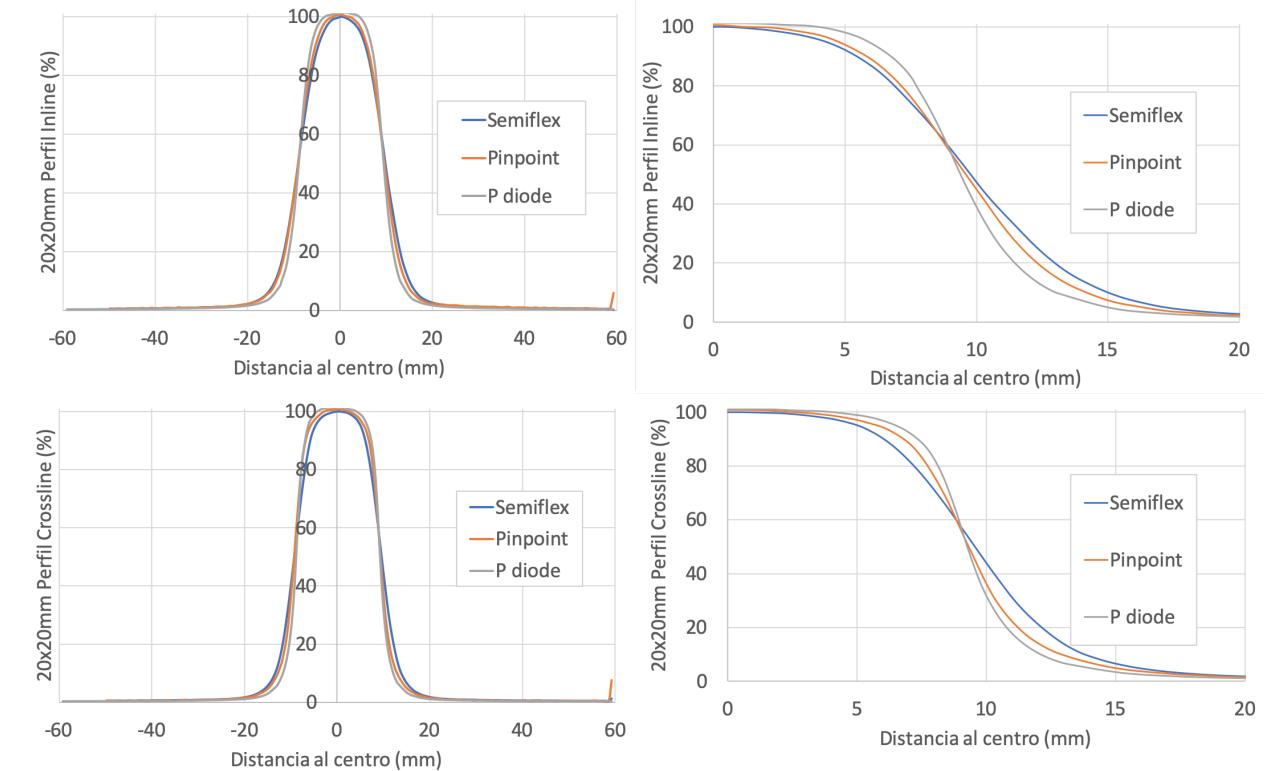


Figura 20: Comparación perfiles inline y crossline con tres detectores. En el zoom de la derecha puede verse claramente la diferencia en la penumbra.

De la tabla 6 se obtiene que la diferencia en el tamaño de la penumbra del perfil inline entre la cámara semiflex y el diodo P es de un 85 %. Entre la cámara pinpoint y el diodo P es de 33 %. De la misma forma, en el perfil crossline, entre semiflex y diodo P es 56 %. Entre la cámara pinpoint y diodo, un 36 %.

A la hora de escoger entre el diodo P y la cámara pinpoint, ambos válidos para realizar la medida, es necesario la consulta bibliográfica ya que la elección no es evidente. Según recomendaciones de [6], la más adecuada sería el diodo P.

En la figura 21 se puede ver que los perfiles de dosis varían sutilmente según la dirección de medida (inline y crossline). Esto es debido a la posición a la que se encuentran los colimadores de

Medida	Tamaño campo (mm)	Promedio penumbra (mm)
Semiflex crossline	18,9	4,9
Pinpoint crossline	18,7	3,6
Diodo P crossline	18,0	2,7
Semiflex inline	18,9	6,1
Pinpoint inline	18,8	5,3
Diodo P inline	18,4	3,9

Tabla 6: *Parámetros de la figura 20. Condiciones de medida: Semiflex+Semiflex, Pinpoint+Semiflex, Diodo P+No ref., SSD=1000 mm, SSD=900 mm, profundidad 160 mm, 20x20 mm², 6 MV WFF.*

estas direcciones. En la dirección inline el haz se colima con mordazas que se sitúan más lejos de la superficie del maniquí (y del detector) que el colimador multilámina, que colima el haz en la dirección crossline, por tanto, la penumbra geométrica del primero es mayor que la del segundo.

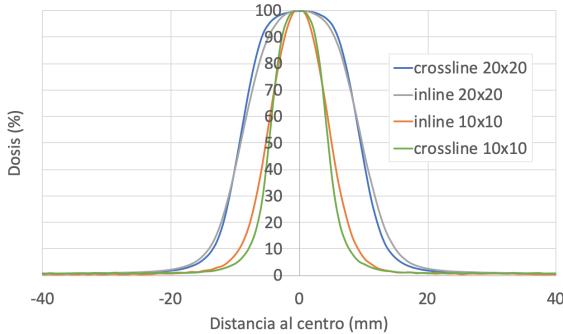


Figura 21: *Comparación de perfiles inline y crossline en tamaños de campo pequeño (20x20 y 10x10 mm²); Condiciones de medida: Diodo P+No ref., SSD=1000 mm, SSD=900 mm, 6 MV WFF.*

Medida	Promedio penumbra (mm)	Tamaño campo (mm)
Inline 20x20 mm ²	3,9	18,4
Crossline 20x20 mm ²	2,7	18,0
Inline 10x10 mm ²	4,1	10,5
Crossline 10x10 mm ²	2,8	10,3

Tabla 7: Parámetros de la figura 21; En las medidas de la penumbra se puede comprobar que efectivamente en los perfiles inline la penumbra geométrica es mayor que en los crossline. También se puede comprobar el aumento en el tamaño de campo real previsto teóricamente en la figura 13.

Este estudio de las medidas relativas de factores geométricos permite establecer la mejor forma de realizar la toma de datos del comisionado, que se analizará en el apartado de procedimiento óptimo. Además de estas medidas de dosimetría relativa, también se requiere la medida de los output factors.

A pesar de que son medidas de dosis absoluta, al depender del tamaño de campo, también es necesario realizar un análisis.

El output factor (Ω) relaciona la dosis absorbida en agua del haz clínico (f_{clin} , de calidad Q_{clin}) con un haz de referencia (f_{ref} , de calidad Q_{ref}) a partir de las lecturas (M) de un detector y un factor de corrección ($k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$) que relaciona las lecturas del detector y los valores de dosis absorbidos en agua. Este factor de corrección tiene en cuenta el efecto volumen producido en cada cámara. [6]

La expresión para el output factor, $\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$, será:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}} k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}}$$

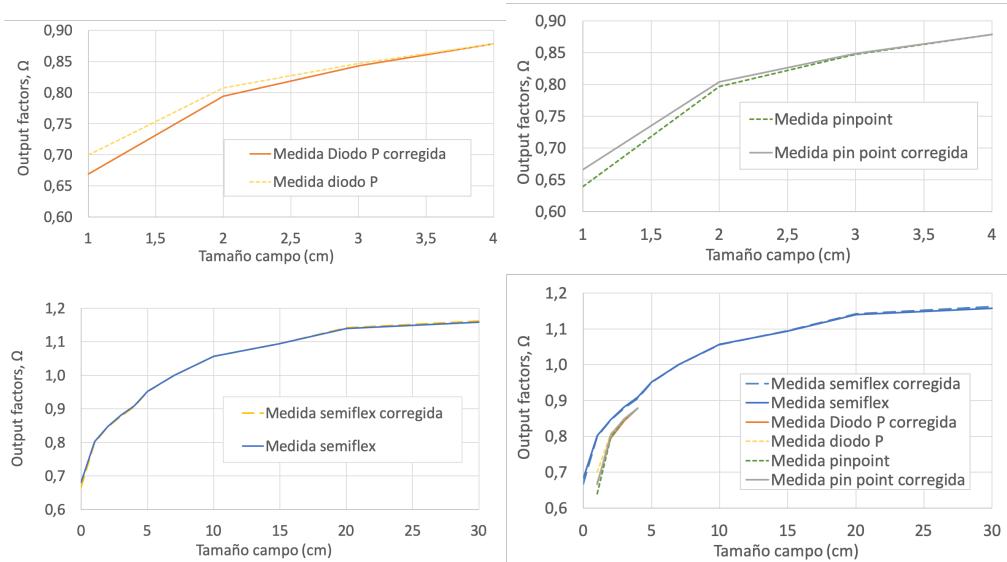


Figura 22: *Medida de los output factors con filtro aplanador; El factor de corrección de cada cámara se ha obtenido de [6].*

Al realizar mediciones de tamaños de campo grandes y pequeños, utilizamos distintas cámaras, por ello se utiliza el método del campo intermedio. La primera cámara (IC), se utiliza para medir tamaños de campo grandes y uno intermedio (f_{int}), sin llegar a las condiciones de campo pequeño. La segunda cámara es una adecuada para la medida de campos pequeños (det), y con ella también se mide el campo intermedio mencionado anteriormente. Este campo intermedio permite combinar las medidas de varios detectores. [6]

De forma que el output factor se obtiene de la expresión:

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}} k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}} k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \right]_{IC}$$

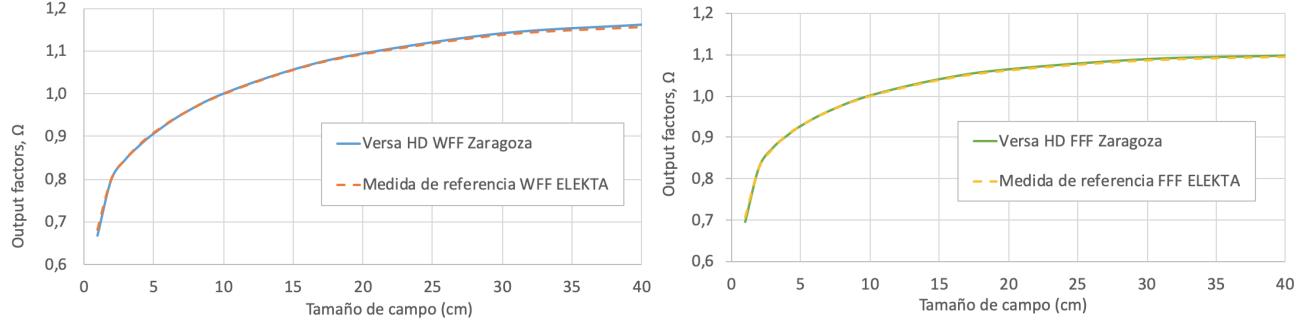


Figura 23: *Medida de los output factors con filtro aplanador y sin filtro aplanador. Combinada mediante el método de campo intermedio y comparada con otros aceleradores medidos por Elekta.*

3.3. Procedimiento óptimo

Tras todo el análisis de cómo afecta la forma de medir se ha concluido que, para las medidas de dosimetría relativa, el procedimiento óptimo sería:

Energía nominal:		6FFF & 6WFF	
Parámetro (con y sin cuña)	Tamaño de campo (mm x mm)	Profundidad (mm)	
PDD	10x10 20x20 30x30 40x40 50x50 70x70 100x100 150x150 200x200 300x300 400x400	Pin-Point sin referencia. Step by step Semiflex con referencia. Continuo	0 - 350/400
Inline	10x10 20x20 30x30 40x40 50x50 70x70 100x100 150x150 200x200 300x300 400x400	Diodo P sin referencia. Step by step Diodo P con referencia. Step by step Diodo P con referencia. Continuo	16 50 100 200
Crossline	400x400	16 50 100 200	
+45°			
-45°			
	Diagonales	400x400 Semiflex con referencia. Continuo	

Tabla 8: *Dosimetría relativa requerida [15] para el comisionado del planificador. En rojo se muestran los parámetros de medida propuestos, basados en el análisis del protocolo de medidas realizado en la sección anterior. Según lo comentado en 3.2, en los perfiles de dosis y las diagonales con cuña para tamaños de campo pequeños se empleará como cámara principal la Pinpoint, y para tamaños de campo estándar la cámara Semiflex.*

4. Medidas del comisionado y verificaciones

Las medidas se realizaron utilizando los parámetros establecidos en la tabla 8. El análisis de los resultados tendrá en cuenta las tolerancias del fabricante, ya que debido a la precisión de los tratamientos necesarios, son más restrictivas respecto a la normativa actual en España [1].

La primera medida necesaria para el comisionado del planificador es el valor de dosis absoluta. Para realizar esta medida se sitúa una cámara de ionización a una profundidad determinada y se mide la dosis en ese punto. El fabricante establece los siguientes parámetros de medida [16]: Tamaño de campo 100x100 mm², Semiflex + Semiflex, SSD=1000 mm, profundidad 100 mm, 100 UM.

Energía (MV)	Dosis absoluta (Gy)
6 WFF	0,676
6 FFF	0,674

Tabla 9: *Medida de la dosis absoluta; El fabricante establece que la dosis de referencia debería ser $0,675 \pm 0,010$ Gy. Los resultados obtenidos entran en tolerancia. [16]*

A continuación se va a realizar un pequeño estudio de los parámetros de dosimetría relativa obtenidos de las medidas del comisionado para campos sin cuña y con filtro aplanador (véase figura 25). Para el análisis de los perfiles se tiene en cuenta la homogeneidad, la simetría y la penumbra. La penumbra ya ha sido definida anteriormente. En cuanto a la homogeneidad y simetría, se obtienen de las relaciones:

$$\begin{aligned} \text{■ Homogeneidad} &= 100 \cdot \frac{D_{max}}{D_{min}} & \text{■ Simetría} &= 100 \cdot \frac{D_{(+x)}}{D_{(-x)}} \end{aligned}$$

donde D_{max} , D_{min} , $D_{(+x)}$ y $D_{(-x)}$ son dosis, obtenidas tal como se muestra en la figura 24.

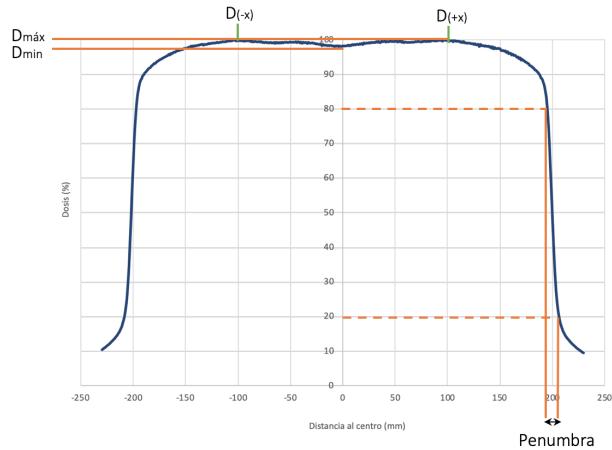


Figura 24: *Esquema de la correspondencia gráfica de los parámetros necesarios para determinar la homogeneidad y simetría de un perfil de dosis.*

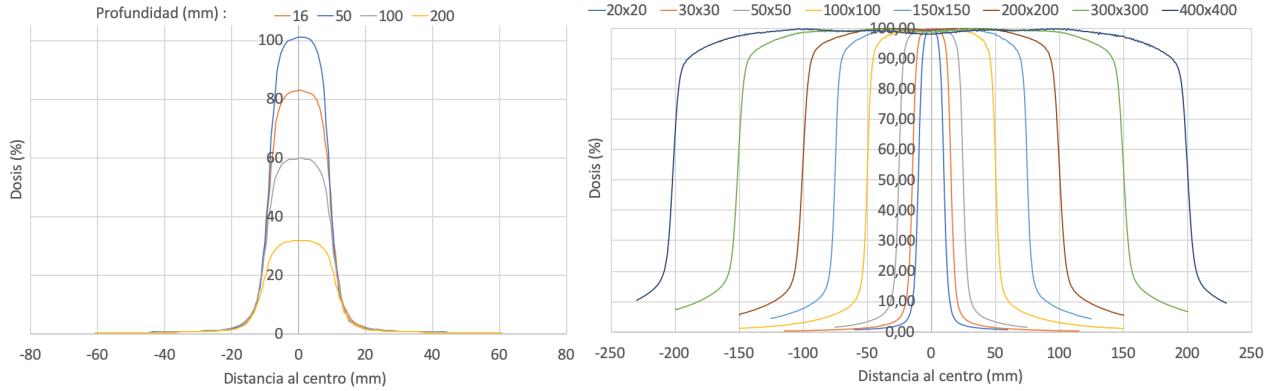


Figura 25: Izquierda: Perfiles con filtro aplanador sin cuña de tamaño de campo de $20 \times 20 \text{ mm}^2$ a distintas profundidades. Derecha: Perfiles con filtro aplanador sin cuña a profundidad de 100 mm de distintos tamaños de campo.

Campo (mm^2)	Homogeneidad (%)	Simetría (%)	Penumbra _{izda} (mm)	Penumbra _{dcha} (mm)
400x400	101,89	100,17	11,3	11,0
300x300	101,20	100,17	10,7	10,5
200x200	100,81	100,23	9,6	9,4
150x150	100,78	100,27	6,8	6,5
100x100	100,57	100,14	6,0	5,8
50x50	-	-	5,2	5,1
30x30	-	-	4,7	4,9
20x20	-	-	4,0	3,8
10x10	-	-	3,1	2,5

Tabla 10: Valores de los distintos parámetros que caracterizan los perfiles de dosis de la figura 25 derecha. Para campos menores de $50 \times 50 \text{ mm}^2$ no se puede obtener la homogeneidad ni la simetría ya que como se puede ver en la primera imagen de la figura 25, no hay región plana.

Según el fabricante [16] el valor de homogeneidad no debería superar el 106 % para campos de tamaño de 100x100 a 300x300 mm^2 . Para tamaños de campo superiores a 300x300 mm^2 la homogeneidad no debe superar el 110 %. El valor de la simetría no debería ser mayor de un 103 %. De los resultados obtenidos en la tabla 10 se puede ver que todas las medidas están dentro de las tolerancias deseadas.

El fabricante no da ningun valor de tolerancia para la penumbra, ya que es un factor que no se puede corregir. A pesar de ello, es necesario conocer su valor para que el planificador lo tenga en cuenta a la hora de realizar los cálculos dosimétricos.

Como se ha mencionado anteriormente, se debería realizar el mismo análisis para la otra energía nominal (6 MV FFF) con cuñas, sin cuñas, y para las distintas profundidades. En la figura 26 se puede observar como serían los distintos perfiles de campo a analizar.

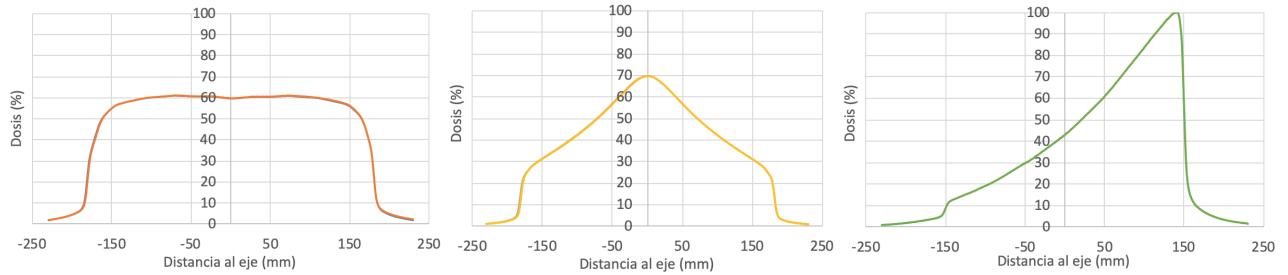


Figura 26: Gráficas de perfiles de campo. En orden: Con filtro aplanador y sin cuña. Sin filtro aplanador y sin cuña. Con filtro aplanador y con cuña.

Para el análisis de los PDDs, el parámetro estándar que se utiliza para analizar las gráficas es el $TPR_{20,10}$ ya visto en el análisis del protocolo de medidas. Los resultados se recogen en la figura 27.

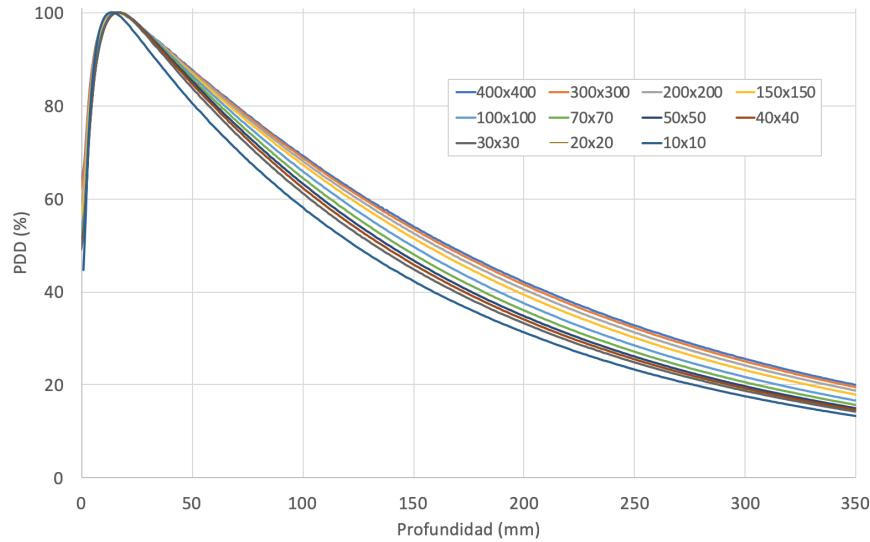


Figura 27: Análisis de los PDDs del comisionado con filtro aplanador y sin cuña para los diversos campos.

Al igual que sucede con la penumbra, en los perfiles de dosis, el fabricante no da ningún valor de tolerancia para los PDDs al ser un parámetro que no se puede corregir.

La forma de determinar los output factors y sus gráficas ya se ha determinado anteriormente, en el análisis del protocolo de medidas. De los valores de las tablas 12 y 13 se puede ver que en casi todas las medidas, la diferencia entre los output factors medidos y los de referencia del fabricante es menor del 1 % (máximo permitido por el fabricante). Se puede ver que el resultado obtenido para el campo de $10 \times 10 \text{ mm}^2$ sin filtro aplanador, no está dentro de los valores aceptables de tolerancia. Esto puede ser debido a la dificultad de la medida, y a que el código de práctica seguido [6] no contempla factores de corrección para este tamaño de campo. Es un valor que se va a considerar para las medidas del comisionado, ya que es mejor tener un valor real aunque no esté en el rango

Campo (mm ²)	D200 (%)	D100 (%)	PDD _{20,10}	TPR _{20,10}
400x400	44,93	70,92	0,634	0,743
300x300	43,61	69,99	0,623	0,729
200x200	41,78	68,79	0,607	0,709
150x150	40,15	67,77	0,593	0,691
100x100	37,93	66,05	0,574	0,667
70x70	36,06	64,36	0,560	0,650
50x50	34,39	62,76	0,550	0,637
40x40	33,69	61,72	0,546	0,632
30x30	32,84	60,57	0,542	0,627
20x20	32,04	59,54	0,538	0,622
10x10	31,99	59,64	0,536	0,619

Tabla 11: *Parámetros de la figura 27. Las condiciones de cada medida se han realizado de acuerdo a la tabla 8.*

Tamaño campo WFF (mm)	Output factor Elekta Zaragoza	Output factor referencia Elekta	Diferencia (%)
10	0,667	0,668	0,2
20	0,779	0,805	0,8
30	0,846	0,847	0,2
40	0,878	0,882	0,4
50	0,906	0,909	0,4
70	0,951	0,952	0,2
100	1,000	1,000	0
150	1,056	1,057	0,1
200	1,094	1,094	0,1
300	1,142	1,139	0,2
400	1,162	1,158	0,4

Tamaño campo FFF (mm)	Output factor Elekta Zaragoza	Output factor referencia Elekta	Diferencia (%)
10	0,694	0,708	1,2
20	0,827	0,827	0,4
30	0,874	0,873	0,1
40	0,903	0,906	0,3
50	0,926	0,928	0,2
70	0,962	0,963	0,1
100	1,000	1,000	0
150	1,040	1,039	0,1
200	1,064	1,062	0,1
300	1,088	1,086	0,2
400	1,097	1,095	0,4

Tablas 12 y 13: *Medidas de output factor con filtro aplanador y sin filtro aplanador.*

de tolerancia, que utilizar un valor "falso" que entrase en tolerancia, calculado al extrapolar los resultados.

5. Resumen y conclusiones

En este trabajo se han realizado las medidas dosimétricas de un LINAC Elekta Versa HD recién instalado en el Hospital de día Quirónsalud de Zaragoza, capaz de impartir los más modernos tratamientos de radioterapia externa, para su caracterización y comisionado del planificador Mónaco. Para ello se han analizado las principales características de los detectores y equipamiento disponibles, los modos de operación existentes, y los distintos factores que afectan a las medidas. Se ha establecido un procedimiento óptimo (instrumentación, parámetros a utilizar, modo de operación y de verificación del procedimiento) para las distintas medidas dosimétricas. Finalmente, con dicho procedimiento, se ha realizado con éxito una caracterización del acelerador y comisionado del planificador: los valores obtenidos están dentro de los márgenes de tolerancia establecidos por el fabricante y cumplen con la normativa vigente.

Referencias

- [1] «REAL DECRETO 1566/1998 de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia», *BOE* N°. 206, 20644.
- [2] A. Brosed y M. C. Lizuain, *Fundamentos de física médica vol.3: Radioterapia Externa I. Bases Físicas, equipo, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad*. ADI, 2004, ISBN: 978-84-938016-7-0.
- [3] «REAL DECRETO 783/2001 de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes», *BOE* N°. 178, 14555.
- [4] A. Brosed, *Fundamentos de física médica vol.1: Medida de la radiación*. ADI, 2012, ISBN: 978-84-938016-1-8.
- [5] C. Pinza y F. Lliso, *Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico*. ADI, 2009, ISBN: 978-84-692-3138-8.
- [6] IAEA, «Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: An international code of practice for reference and relative dose determination.», *Tecnical Report Series No. 483*, 2017.
- [7] IAEA, «Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water.», *Tecnical Report Series No. 398*, 2006.
- [8] A. Brosed y D. Guirado, *Fundamentos de física médica vol.8: Radiobiología y principios de Oncología*. ADI, 2011, ISBN: 978-84-944186-3-1.
- [9] MyQA, <https://www.iba-dosimetry.com/myqa-software/>, [Accedido: Jun-2020].
- [10] Mónaco, <https://www.elekta.com/software-solutions/treatment-management/external-beam-planning/monaco/>, [Accedido: Jun-2020].
- [11] AAPM, «Protocol for Clinical Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams.», *Report of the AAPM Radiation Therapy Committee TG No. 51 Technical Report Series No. 398*, 2000.
- [12] J. E. Turner, *Atoms, radiation and radiation protection*. Wiley-VCH, 2007, ISBN: 978-3-527-40606-7.
- [13] PTW, *Ionizing radiation detector catalog 2018/2019*, disponible en: <https://www.ptwdosimetry.com/en/>, [Accedido: Jun-2020].
- [14] ICRU, «Prescribing, recording and reporting of stereotactic treatments with small photon beams», *Journal of the ICRU Vol.14, Report 91*, 2014.
- [15] Elekta, *Monaco Beam Data Requirements 2015*, Archivo de acceso limitado. Para solicitar acceso contactar con el fabricante: <https://www.elekta.com>, [Accedido: Jun-2020].
- [16] Elekta, *Elekta medical linear accelerator customer acceptance test for Elekta Versa HD*, 2019, Archivo de acceso limitado. Para solicitar acceso contactar con el fabricante: <https://www.elekta.com>, [Accedido: Jun-2020].