



ESCUELA DE DOCTORADO
INTERNACIONAL DE LA USC

Miguel
López Sánchez

Tesis doctoral

Desarrollo de un modelo de haces de radioterapia mediante simulación Monte Carlo y estudio de la respuesta de varias microcámaras de ionización en un campo pequeño

Santiago de Compostela, 2025

TESIS DOCTORAL

**DESARROLLO DE UN MODELO DE HACES DE
RADIOTERAPIA MEDIANTE SIMULACIÓN MONTE CARLO Y
ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE VARIAS MICROCÁMARAS
DE IONIZACIÓN EN UN CAMPO PEQUEÑO**

Autor

Miguel López Sánchez

Directores: Faustino Gómez Rodríguez

Diego Miguel González Castaño

Tutor: Faustino Gómez Rodríguez

PROGRAMA DE DOCTORADO EN FÍSICA NUCLEAR Y DE PARTÍCULAS

SANTIAGO DE COMPOSTELA

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría agradecer a los directores, los Dres. Diego González y Faustino Gómez su inestimable ayuda a lo largo de todo el recorrido que ha supuesto la realización de esta tesis doctoral y que, debido a mis obligaciones y dedicación al ámbito sanitario, ha resultado ser más largo de lo esperado. Sin duda el esfuerzo realizado ha valido la pena y espero que tenga continuidad en el futuro.

Este trabajo no habría sido posible tampoco sin la ayuda de los coautores de los artículos y profesionales que han colaborado en la elaboración de los trabajos. No quiero dejar de dar las gracias al Hospital Lucus Augusti, Hospital do Meixoeiro, Hospital Clínico de Santiago, Centro Oncológico de A Coruña, Hospital Quirón Madrid y Hospital San Joan de Reus que nos han permitido usar sus instalaciones y prestado parte del equipamiento necesario para llevar a cabo este estudio.

En el ámbito personal, agradezco a mis padres la educación que me han dado y el haber sembrado en mí los valores del trabajo y el esfuerzo, y al resto de mi familia y amigos y personas que han influido positivamente en mí a lo largo de mi vida.

Por último, agradezco profundamente a mi mujer Maruxa y a mis hijos Maruxa, Irene y Juan por apoyarme inquebrantablemente y por haberme regalado ese tiempo que les pertenece y que me toca devolver.

RESUMEN

En este trabajo se ha abordado el estudio de la respuesta de varias cámaras de ionización de pequeño volumen activo en el seno de un campo pequeño generado por un acelerador de la casa Varian Medical Systems, modelo TrueBeam. Se han obtenido los factores de corrección correspondientes al campo generado por un dispositivo de colimación cónico, para cada una de las cámaras.

Esta tarea ha sido llevada a cabo por medio de la realización de medidas experimentales en haces producidos por aceleradores reales y, paralelamente, mediante la obtención de valores de dosis en haces simulados usando código Monte Carlo.

Para poder llevar a cabo la simulación de las dosis depositadas en las microcámaras, se ha desarrollado, con código de simulación EGS, un modelo geométrico de acelerador destinado a simular los haces de radiación producidos por las unidades reales. El comisionado del modelo de haces se ha llevado a cabo por medio del ajuste de los parámetros del haz primario de electrones. La validación del modelo se ha realizado a través de la comparación de curvas de dosis simuladas y medidas experimentalmente. Para incrementar el acuerdo entre la simulación y las medidas experimentales, los valores de dosis han sido simulados en la cavidad de aire de modelos de cámaras de ionización iguales a las usadas en las medidas, creadas por medio de Monte Carlo.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	ii
RESUMEN	iii
SÍMBOLOS Y DEFINICIONES	xi
RELACIÓN DE PUBLICACIONES QUE APORTAN CONTENIDO	xiii
INDICACIÓN DE LA CONTRIBUCIÓN DEL DOCTORANDO EN LOS ARTÍCULOS ASOCIADOS A LA TESIS QUE APORTA	xv
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 CONTEXTO	2
1.1.1 Evolución de los tratamientos en radioterapia	2
1.1.2 Nuevas necesidades de control de calidad y seguridad	3
1.1.3 Determinación de la dosis de radiación	3
1.2 PRODUCCIÓN DE UN HAZ DE RADIACIÓN	5
1.2.1 Generación del haz	5
1.2.2 Funcionamiento de un acelerador lineal clínico	5
1.2.2.1 Generación de un haz de fotones.....	5
1.2.2.2 Adaptación del haz.....	6
1.3 DISPOSITIVOS DE MEDIDA DE LA DOSIS DE RADIACIÓN	8
1.3.1 Características de un dosímetro	9
1.3.1.1 Precisión, fidelidad, exactitud. Estabilidad.....	9
1.3.1.2 Rango de medida de dosis y linealidad.....	10

1.3.1.3	Dependencia con la energía.....	11
1.3.1.4	Resolución espacial.....	11
1.3.2	Tipos de dosímetros.....	11
1.3.2.1	Detectores de estado sólido.....	12
1.3.2.2	Cámaras de ionización.....	13
1.3.3	Teoría de la cavidad de Bragg – Gray.....	14
1.3.4	Teoría de Spencer-Attix.....	15
1.3.5	Aplicación de la teoría de la cavidad a la cámara de ionización real.....	15
1.3.6	Saturación y recombinación en una cámara de ionización.....	16
1.3.7	Polaridad.....	20
1.3.8	Cámaras cilíndricas en Radioterapia.....	20
1.3.8.1	Cámaras cilíndricas convencionales.....	21
1.3.8.2	Cámaras destinadas a la medida de campos pequeños.....	22
1.4	CAMPOS PEQUEÑOS EN RADIOTERAPIA.....	24
1.4.1	Importancia y contexto histórico.....	24
1.4.2	Caracterización de campos pequeños de fotones en radioterapia.....	27
1.4.3	Aspectos dosimétricos en campos pequeños.....	29
1.4.3.1	Equilibrio lateral de partículas cargadas.....	29
1.4.3.2	Rango de equilibrio lateral de partículas cargadas.....	29
1.4.3.3	Definición de campo pequeño.....	30
1.4.3.4	Efectos producidos en los campos pequeños.....	30
1.4.3.4.1	<i>Endurecimiento del haz.....</i>	<i>30</i>
1.4.3.4.2	<i>Variación del índice de calidad de haz con el tamaño de campo.....</i>	<i>31</i>
1.4.3.5	Método de Daisy Chaining.....	31
1.4.4	Protocolos.....	32
1.4.4.1	TRS-398.....	33
1.4.4.2	TRS-483.....	34
1.4.4.2.1	<i>Campo f_{msr}.....</i>	<i>35</i>

1.4.4.2.2 <i>Determinación de output factors en campos pequeños</i>	36
1.5 MÉTODO DE MONTECARLO	38
1.5.1 Concepto de historia	39
1.5.2 Construcción de una historia	39
1.5.3 Objetivo de la simulación	39
1.5.4 Creación de un modelo de acelerador y haz de radiación	40
1.5.5 Proceso de simulación	41
1.5.6 Incertidumbre en simulación Monte Carlo	41
1.5.7 Técnicas de reducción de la varianza y métodos de aumento de la eficiencia	42
2. OBJETIVOS	45
2.1 PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA. PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN	46
2.2 OBJETIVOS PRINCIPALES	47
2.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	47
2.3.1 Medición del tamaño de foco de radiación	47
2.3.2 Creación de un modelo material de acelerador clínico	48
2.3.3 Comisionado y validación del modelo de acelerador desarrollado ...48	
2.3.4 Construcción de un modelo de acelerador con colimador cónico48	
2.3.5 Modelado de microcámaras para su simulación	48
2.3.6 Determinación de factores de corrección	49
2.3.7 Estudio de incertidumbres	49

3. METODOLOGÍA.....	50
3.1. MEDIDA DEL FOCO DE UN ACELERADOR VARIAN TRUEBEAM.....	51
3.1.1. Dispositivo dedicado a la medida del foco de emisión.....	52
3.1.2. Medidas experimentales del foco de emisión.....	54
3.1.3. Desarrollo de una herramienta informática y simulación de perfiles de intensidad.....	55
3.1.4. Determinación del tamaño foco de emisión.....	55
3.2. CREACIÓN DE UN MODELO DE ACELERADOR CLÍNICO.....	56
3.2.1. Códigos Monte Carlo usados en las simulaciones.....	57
3.2.2. Diseño de un modelo de acelerador con EGS.....	58
3.2.2.1. Diseño de cabezal del acelerador.....	58
3.2.2.2. Definición de haz primario.....	58
3.2.2.3. Obtención de espacios de fases.....	59
3.2.2.4. Medio de interacción.....	60
3.2.3. Modelo de acelerador Varian TrueBeam realizado.....	60
3.2.4. Modelo de colimador cónico para campos pequeños	62
3.3. MODELADO DE LAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN.....	65
3.3.1. Relación de cámaras de ionización simuladas.....	66
3.3.2. Determinación del punto efectivo de las cámaras.....	67
3.3.2.1. Definición.....	68
3.3.2.2. Obtención del punto efectivo.....	68
3.4. SIMULACIÓN DE ESPACIOS DE FASES Y DISTRIBUCIONES DE DOSIS.....	69
3.4.1. Creación de espacios de fases.....	69
3.4.1.1. Modelo de acelerador básico.....	69
3.4.1.2. Modelo de acelerador básico + colimador cónico.....	70
3.4.2. Simulación de distribuciones de dosis.....	72


3.4.3. Técnicas de reducción de varianza usadas en la simulación de espacios de fases y distribuciones de dosis.....	73
3.5. COMISIONADO Y VALIDACIÓN EXPERIMENTAL DE LAS SIMULACIONES.....	73
3.5.1. Comisionado del modelo de acelerador.....	74
3.5.1.1. Selección inicial de la energía del haz primario.....	74
3.5.1.2. Selección de la anchura del haz de electrones primario.....	75
3.5.1.3. Ajuste fino de la energía del haz de electrones primario.....	78
3.5.2. Validación experimental del modelo de acelerador.....	79
3.5.3. Validación del modelo de acelerador incluyendo un colimador cónico.....	79
3.6. ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN DOSIMETRÍA DE CAMPOS PEQUEÑOS.....	81
3.6.1. Simulación de dosis absorbidas en campos pequeños.....	83
3.6.2. Obtención de factores de corrección.....	84
3.6.3. Validación a partir de medidas experimentales de los output factors simulados.....	85
3.7. MEDIDA DEL FACTOR DE RECOMBINACIÓN.....	86
3.8. CÁLCULO DE INCERTIDUMBRES.....	87
3.8.1. Tratamiento de incertidumbres en el comisionado de los haces.....	87
3.8.1.1. Incertidumbre tipo A. FWHM.....	87
3.8.1.2. Incertidumbre tipo A. Energía.....	88
3.8.1.3. Incertidumbre tipo B.....	88
3.8.2. Tratamiento de incertidumbres en la simulación de factores de corrección.....	89
3.8.3. Incertidumbre experimental.....	92

4. RESULTADOS	94
4.1. RESULTADOS DE LA MEDIDA DEL FOCO DE EMISIÓN.....	95
4.2. COMISIONADO DEL MODELO DE ACELERADOR.....	97
4.2.1. Selección inicial de la energía del haz primario.....	97
4.2.2. Selección de la anchura del haz de electrones primario.....	97
4.2.3. Ajuste fino de la energía del haz de electrones primario.....	102
4.3. VALIDACIÓN EXPERIMENTAL DEL MODELO DE ACELERADOR.....	105
4.4. VALIDACIÓN DEL MODELO DE ACELERADOR CON COLIMADOR CÓNICO.....	108
4.5. MODELADO DE LAS CÁMARAS ESTUDIADAS.....	112
4.6. ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN DOSIMETRÍA DE CAMPOS PEQUEÑOS.....	113
4.6.1. Valores de dosis obtenidos en la simulación.....	113
4.6.2. Valores de dosis obtenidos en las medidas experimentales.....	114
4.6.3. Factores de corrección.....	116
4.6.4. Factores de corrección para OARs y PDDs.....	117
4.6.5. Obtención del punto efectivo de medida de las cámaras.....	118
4.7. DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE RECOMBINACIÓN.....	119
5. CONCLUSIONES	121
5.1. COMISIONADO DE UN MODELO DE ACELERADOR VARIAN TRUE BEAM.....	122
5.2. MODELADO DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN.....	124
5.3. COMISIONADO DE UNA ACELERADOR CON COLIMADOR CÓNICO AÑADIDO...	125
5.4. MEDIDA DEL TAMAÑO DE FOCO.....	125



5.5. OBTENCIÓN DE FACTORES S DE CORRECCIÓN PARA CAMPO PEQUEÑO.....	126
5.6. DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE RECOMBINACIÓN.....	129
5.7. IMPORTANCIA DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS.....	130
APÉNDICE A	131
APÉNDICE B	143
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	146

SÍMBOLOS Y DEFINICIONES

3DCRT	radioterapia conformada 3D (3D Conformal Radiotherapy)
CPE	equilibrio electrónico de partículas cargadas
Fantoma	bloque de dimensiones macroscópicas fabricado con un material de características similares a los del organismo
FWHM	anchura a media altura de una función (Full Width at Half Maximum)
IGRT	radioterapia guiada por la imagen (Image Guided Radiation Therapy)
IMRT	radioterapia de intensidad modulada (Intensity Modulated Radiation Therapy)
K_{col}	kerma debido a colisión
k_{Q_0}	factor de corrección por la calidad de calidad del haz.
k_s	factor de corrección por recombinación
LCPE	equilibrio lateral de partículas cargadas (Lateral Charged Particle Equilibrium)
MC	Monte Carlo
MLC	colimador de multiláminas (Multi Leaf Collimator)
OAR	acrónimo usado para denominar al perfil lateral de dosis (Off Axis Ratio)
OF	factor de campo (Output Factor)
PDD	porcentaje de dosis en profundidad (Percentage Depth Dose)
p_{wall}	factor de corrección de la respuesta de una clamara de ionización debido a la no equivalencia del material de la pared de la cavidad y el medio.
p_{dis}	factor de corrección de la respuesta de una clamara de ionización debido a la sustitución de un volumen de agua con la cavidad de aire del detector
p_{cav}	factor de corrección de la respuesta de una clamara de ionización por efectos debidos a la cavidad de aire
 p_{cel}	factor de corrección de la respuesta de una clamara de ionización debido a la presencia del electrodo central

r _{LCPE}	Lateral Charged Particle Equilibrium Range
RT	Radioterapia
SBRT	Radioterapia Estereotáctica Extracraneal (Radioterapia Stereotactic Body Radiation Therapy)
S _{col}	Poder de frenado electrónico (también denominado másico) por colisión.
SGRT	radioterapia guiada por superficie (Surface Guided Radiation Therapy)
SRS	radiocirugía estereotáctica (Stereotactic Radiosurgery)
TAC	tomografía axial computarizada
TCP	probabilidad de control tumoral
TPS	Sistema de planificación de tratamientos (Treatment Planning System)
TPR	Tissue Phantom Ratio
VMAT	arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (Volumetric Modulated Arc Therapy)
Voxel	unidad cúbica que compone un objeto tridimensional (Volumetric Pixel)

INDICACIÓN DE LA CONTRIBUCIÓN DEL DOCTORANDO EN LOS ARTÍCULOS ASOCIADOS A LA TESIS QUE APORTA

Como primer autor de los artículos asociados a esta tesis, el doctorando ha asumido un papel central en el desarrollo de los trabajos, realizando de forma directa la mayor parte de las tareas técnicas y de redacción.

En particular, ha llevado a cabo:

- El desarrollo y ejecución de las simulaciones Monte Carlo, incluyendo la implementación de los modelos, su validación y el análisis estadístico de los resultados.
- El trabajo experimental, encargándose de la planificación de las campañas de medida, el contacto con los centros colaboradores, la solicitud de participación, la coordinación logística y la realización in situ de las mediciones en unidades reales.
- El análisis detallado de los resultados obtenidos, incluyendo la comparación entre datos experimentales y simulaciones, y la interpretación en el contexto de los objetivos científicos.
- La redacción principal de los artículos, así como la preparación de figuras y tablas, y la discusión crítica de los resultados.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1 CONTEXTO

1.1.1 Evolución de los tratamientos en radioterapia

La radioterapia externa es una forma de tratamiento que consiste en la aplicación de campos de radiación ionizante sobre el cuerpo de un paciente con la intención de depositar una dosis absorbida de radiación predeterminada en una determinada zona del organismo, intentando que esta administración sea lo más exacta y precisa posible y minimizando la dosis de radiación en zonas del cuerpo cercanas a la que se desea irradiar pero que no son objeto del tratamiento.

Desde el comienzo del uso de la radioterapia como técnica de tratamiento hasta el momento actual, todos los avances científicos y tecnológicos que se han ido produciendo en esta disciplina han ido encaminados a la consecución de esos objetivos.

La mejora en la administración de los tratamientos a través de un enfoque más exacto, preciso y dirigido ha supuesto una reducción de los efectos secundarios (descenso de probabilidad de desarrollar complicaciones), una mayor capacidad de tratar tumores (aumento de probabilidad de control tumoral), en muchos casos difíciles de alcanzar, y un aumento de la supervivencia y la calidad de vida de los pacientes [1, 2].

Para alcanzar estas metas se han desarrollado diferentes dispositivos y técnicas que han ido dando respuesta a los problemas y dificultades inherentes a la administración de esos tratamientos. [1, 2, 3, 4, 5]

La evolución en la forma de depositar distribuciones de dosis absorbida en el organismo, desde las técnicas 2D hasta los sistemas de modulación de dosis actuales, ha sido quizá el elemento central que ha permitido los progresos alcanzados y que ha empujado el desarrollo de otras innovaciones que se han desarrollado paralelamente [6, 7, 8].

Otro aspecto crucial en el aumento de la precisión y exactitud de los tratamientos ha sido la mejora de la reproducibilidad en el posicionado del paciente en cada sesión de tratamiento con la aplicación de técnicas de Radioterapia Guiada por la imagen o IGRT [9, 10, 11, 12, 13] o de Radioterapia Guiada por Superficie o SGRT [14, 15, 16]. Esta información anatómica del paciente puede usarse además para, en caso de ser necesario, modificar los cálculos dosimétricos, técnica que se conoce como Radioterapia Adaptativa

[17, 18, 19]. En los últimos tiempos se están implantando sistemas de tratamiento en los que se realiza corrección en tiempo real de las distribuciones de dosis gracias a nuevos sistemas de Inteligencia Artificial. Es esperable que los sistemas de planificación de tratamientos y de control de calidad de los equipos hagan un uso creciente de la inteligencia artificial en el futuro próximo [20, 21, 22, 23].

En cuanto a la evolución de los equipos, además de las máquinas clásicas de tratamiento que son los aceleradores clínicos convencionales, aún a día de hoy son los equipos más empleados, se han ido incorporando otros dispositivos con diferentes diseños que tratan de optimizar la ejecución de los tratamientos, como tomoterapia, cyberknife o gammanife [24, 25, 26, 27].

Además del perfeccionamiento de los dispositivos de producción y administración de la radiación, la precisión en el diseño de los tratamientos y el cálculo de la dosis de radiación depositada se han visto incrementados por el aumento de la potencia de cálculo y el uso de algoritmos de cálculo más sofisticados [28, 29, 30, 31, 32]. Esto ha sido posible gracias a la evolución del hardware y software informático y a la obtención de imágenes más fieles y precisas del cuerpo del paciente.

1.1.2 Nuevas necesidades de control de calidad y seguridad.

En este contexto de evolución de todos los aspectos relacionados con el proceso radioterápico en el que la complejidad de los tratamientos ha aumentado de forma notable, es indispensable disponer de sistemas que permitan la comprobación de que las irradiaciones se realizan con total seguridad desde un punto de vista dosimétrico. Por tanto, es necesario que existan dentro de los programas de garantía de calidad de las unidades de radioterapia procedimientos de comprobación tanto del estado de los equipos, mediante la medida de sus parámetros dosimétricos, como de las distribuciones de dosis calculadas por los sistemas de planificación y que van a constituir el tratamiento de los pacientes [33, 34, 35, 36, 37].

1.1.3 Determinación de la dosis de radiación.

En relación con el control de calidad de los parámetros de los equipos de irradiación, uno de los aspectos de mayor importancia es la determinación de la dosis de radiación liberada en un punto determinado del haz de radiación y a una cierta profundidad. Su conocimiento es la base para el diseño de tratamientos con una distribución dosimétrica

exacta. En general, la dosis en un cierto punto P de un material irradiado es el valor medio de la energía absorbida en el mismo por unidad de masa ($E_c X$). Aunque en la práctica la definición macroscópica de dosis necesita definirse sobre un soporte físico de un cierto tamaño, a escala milimétrica o submilimétrica el comportamiento estocástico de la magnitud microscópica (energía específica) es despreciable. Por lo tanto, en la mayoría de las aplicaciones supondremos que la dosis es una función de punto que puede aproximarse mediante expresiones analíticas:

$$D(P) = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

A lo largo de la historia de la radioterapia se han desarrollado sistemas de medida que permiten conocer con precisión y exactitud esta magnitud. Su determinación es una tarea compleja ya que requiere la introducción de un detector en el punto del campo de radiación en el cual se desea conocer la dosis absorbida. La sola presencia del detector necesariamente afectará a la misma por ser de un material distinto al de la región que rodea al punto de medida [38]. Por otro lado, los puntos de interés en los que es necesario realizar las medidas de dosis pueden estar situados en regiones con una elevada variación espacial de la dosis en las que se puedan llevar a cabo las medidas siguiendo los procedimientos convencionales, sino que se encuentran en zonas cercanas a gradientes acusados o en zonas de la distribución de la dosis cuyo tamaño no es lo suficientemente grande como para usar detectores de un tamaño medio [39]. Además, para realizar el comisionado de determinadas técnicas, es preciso la caracterización de campos de radiación de un tamaño muy pequeño en los que tampoco se dan esas condiciones de equilibrio [40,41] por lo que la determinación de la dosis se complica aún más.

Debido a esto, se han desarrollado detectores de dimensiones reducidas que permiten abordar la medida de dosis en condiciones de campos pequeños de radiación o en regiones con elevado gradiente de dosis.

En este trabajo se estudia la respuesta de varios de estos detectores de dimensiones reducidas tanto experimentalmente como mediante la simulación de su comportamiento en el seno de campos de radiación generados por aceleradores clínicos de electrones mediante un código de simulación Monte Carlo.

1.2 PRODUCCIÓN DE UN HAZ DE RADIACIÓN

1.2.1 Generación del haz

En radioterapia externa, los tratamientos con campos de radiación de fotones pueden ser producidos usando una fuente radiactiva (típicamente Cobalto-60) o mediante la utilización de un haz de radiación X de alta energía producido por un acelerador lineal de electrones mediante su frenado en un blanco metálico de alto número atómico. En la actualidad, en los países más desarrollados, la primera opción (Co-60) ha caído casi totalmente en desuso siendo los aceleradores lineales el equipo utilizado prácticamente de forma exclusiva. Debido a su menor coste y requerimientos técnicos y de infraestructura, las máquinas de Co-60 siguen siendo usadas ampliamente en países en desarrollo. [42]

1.2.2 Funcionamiento de un acelerador lineal clínico

El dispositivo más extendido en la actualidad para la realización de tratamientos de radioterapia externa es el acelerador lineal de electrones. Permite producir haces de tratamiento tanto de fotones como de electrones. La generación de estos haces comienza con la producción de un haz primario de electrones con energía del orden de los keV. La aceleración de los electrones del haz primario hasta energías de MeV se lleva a cabo mediante un campo de radiofrecuencia en el interior de una guía aceleradora [43].

El proceso de generación de un haz de tratamiento puede dividirse en dos fases: generación del haz y adaptación de ese haz para el tratamiento de pacientes.

1.2.2.1 Generación de un haz de fotones

El proceso de creación de un haz de fotones comienza con la generación, en una guía aceleradora y mediante la utilización de radiofrecuencia proveniente de un dispositivo Klystron o Magnetron, de un haz estrecho y pulsado de electrones casi monoenergético y con energías del orden de MeV (Ver Figura 1.1). El haz primario de electrones, que presenta una anchura del orden de milímetros, se orienta mediante electroimanes y se hace impactar sobre un trozo de material metálico. Este bloque, denominado blanco o target, posee unas dimensiones de unos varios milímetros de espesor y está fabricado de uno o varios materiales de alto Z. Al impactar el haz primario

de electrones con el blanco, se genera un espectro continuo de rayos X de frenado de alta energía, del orden de los MeV.

Al ser la producción de electrones debida a radiación de frenado, el target está fabricado en un material de alto Z (i.e. W+Cu).

1.2.2.2 Adaptación del haz

Mediante el frenado de los electrones del haz primario en el blanco metálico, se emiten fotones de bremsstrahlung con cierta distribución angular [44]. Para que el haz de radiación generado sea útil en el tratamiento de pacientes es necesario reducir su amplitud angular y, en ocasiones, modificar su forma. Con este objetivo, se interponen en el camino del haz diversos elementos que lo modifican y lo coliman. A continuación, se describen los principales (Figura 1.1).

- Colimador primario: es una pieza cónica de un material altamente atenuante que limita la producción de radiación con intensidad suficiente para realizar tratamientos en un ángulo máximo. Está colocado después del blanco.
- Filtro aplanador: pieza cónica que se interpone en el haz y compensa la distribución angular de los fotones para que para que la fluencia de energía sea casi constante en sentido transversal dentro del tamaño de campo de radiación útil. El disponer de un haz “plano” puede facilitar el diseño de distribuciones de dosis homogéneas destinadas al tratamiento de pacientes. Este elemento produce atenuación y endurecimiento del haz por lo que en técnicas de intensidad modulada se puede prescindir de él [45]. Esta atenuación debe ser compensada incrementando adicionalmente la corriente de electrones que se inyectan en la cavidad aceleradora.
- Colimadores secundarios o mandíbulas: bloques de metal destinados a conformar campos rectangulares definidos por el usuario. Normalmente se colocan en parejas de dos de forma que, mediante su apertura o cierre, se puedan construir haces rectangulares del tamaño deseado.
- Colimador multiláminas o MLC: sistema de colimación que permite una mayor y más precisa conformación del campo de tratamiento. Consta de un número determinado de láminas metálicas estrechas (i.e. anchura de mm) que se deslizan unas frente a otras permitiendo la generación de haces de radiación con áreas transversales de formas complejas.

Otro uso del sistema de multiláminas es la generación de campos dinámicos. En esta modalidad, se modifica la forma del campo de radiación durante el suministro de la irradiación, lo que permite modular la intensidad de las distribuciones dosis de una forma más eficiente.

- Otro tipo de colimadores: para poder conformar campos con mayor detalle o menor tamaño, existen sistemas de colimación que se añaden al cabezal del acelerador. Se describe a continuación el sistema que se ha usado en este estudio.
- Colimador Cónico [46]: dispositivo de colimación que se usa en tratamientos de radiocirugía craneal estereotáctica (SRS) y otro tipo de técnicas que requieren la liberación de una alta dosis de radiación en pequeños volúmenes con una precisión submilimétrica y manteniendo una baja penumbra lateral, mucho menor que en otro tipo de sistemas de colimación. Desde el punto de vista geométrico, un dispositivo cónico de colimación consiste en un cilindro de un material de alto número atómico, como plomo o tungsteno, que presenta un orificio longitudinal troncocónico que proyecta un campo de radiación circular.

El conducto cónico del colimador posee una angulación coincidente con la divergencia del haz de radiación, esto es, con la trayectoria de los fotones que vienen directamente del foco de radiación. Esta geometría permite maximizar la diferencia de dosis entre la zona interna del campo y la zona externa, disminuyendo la penumbra del haz colimado.

El tamaño de campo proyectado varía con del diámetro del orificio cónico, existiendo varios diámetros que se usan en función del tamaño del volumen a irradiar.

Además de los elementos modificadores del haz, es necesario interponer en el haz elementos de control que monitorizan las características dosimétricas de este, corrigiéndolas en caso necesario. El dispositivo que se usa habitualmente para este propósito es una cámara de ionización de transmisión, denominada cámara monitora, que en los aceleradores médicos está duplicada por motivos de seguridad y que normalmente se coloca antes de los colimadores o mandíbulas.

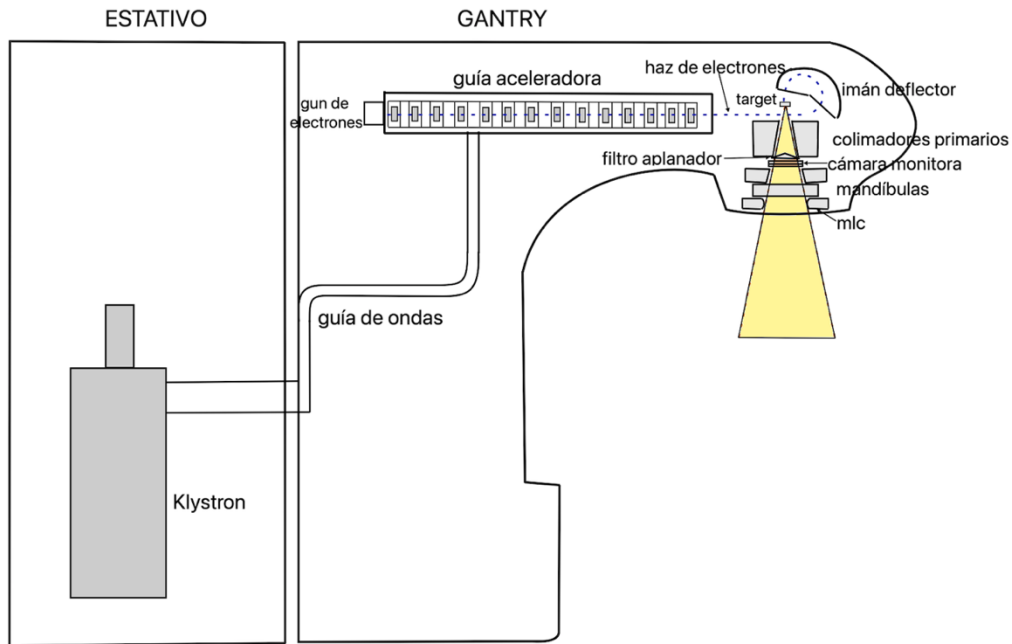


Figura 1.1. Componentes principales de un acelerador lineal dedicado a tratamientos de radioterapia de tipo estándar.

1.3 DISPOSITIVOS DE MEDIDA DE LA DOSIS DE RADIACIÓN.

Uno de los aspectos fundamentales del proceso radioterápico es conocer de forma exacta y precisa la dosis liberada por el dispositivo de tratamiento de manera que pueda garantizarse que los parámetros dosimétricos de los haces cumplen las tolerancias establecidas y que las distribuciones de dosis diseñadas para satisfacer las prescripciones médicas puedan reproducirse fielmente en el cuerpo del paciente. Para ello es imprescindible disponer de un dosímetro o dispositivo capaz de proporcionar una lectura de una magnitud que se relacione con la dosis depositada por la radiación ionizante en el volumen sensible del mismo.

Existen múltiples dispositivos diseñados para realizar esta tarea [38]. Las propiedades del dosímetro tienen una gran influencia en la calidad de la medida.

De forma general, la dosis absorbida $D(P)$ en un punto P de un medio material puede obtenerse a partir de la lectura efectuada por un dosímetro usando la siguiente expresión.

$$D(P) = M \cdot N \cdot k \quad (1.1)$$

M es la lectura de una magnitud física efectuada por el dosímetro [47].

- N es el coeficiente de calibración que relaciona el valor de la magnitud física que mide ese dispositivo y la dosis de radiación existente en un punto del medio en la región en que se ubica el dosímetro, en ausencia de este.
- k es un factor que da cuenta de la diferencia de las condiciones de la medida y las existentes durante la calibración (o en el momento de la determinación del coeficiente de calibración). Esto incluye aspectos del haz, condiciones ambientales y cualquier efecto que pueda afectar a la lectura del dosímetro. Normalmente denotamos k como un factor de corrección (o producto de factores de corrección) para la determinación fiel de la dosis absorbida en las condiciones específicas del usuario.

Existen dos aproximaciones para establecer la dosis absorbida en un punto. La primera aproximación consiste usar un detector genérico y aplicar correcciones sobre la medida que tengan en cuenta los efectos producidos por el cambio de condiciones con respecto a las cuales ha sido calibrado. La segunda aproximación se centra en desarrollar un dispositivo enfocado al tipo de medida que desea, que posea unas propiedades que conduzcan a que la medida en las condiciones varíe su respuesta lo menos posible con respecto a la calibración, de forma que el factor k sea lo menor posible.

En general deseamos que las correcciones por los diferentes efectos que atañen a la medida en el haz del usuario conduzcan a una baja incertidumbre de medida. En definitiva, siempre vamos a preferir un detector cuyo comportamiento conduce a un valor de k cercano a la unidad o bien con una baja dependencia de las condiciones de medida.

1.3.1 Características de un dosímetro

1.3.1.1 Precisión, fidelidad, exactitud. Estabilidad

La precisión de un detector se puede expresar en términos de la desviación estándar de un conjunto de medidas repetidas. Un detector es preciso si presenta una alta reproducibilidad en la medida.

La fidelidad es la aproximación del valor medio de las medidas al valor convencionalmente verdadero.

La exactitud es la capacidad de un detector de obtener valores en las medidas cercanos al valor esperado. Puede expresarse como la suma de la precisión y la fidelidad. La exactitud

es importante solo en medidas absolutas, en caso de medidas relativas la precisión es el parámetro a tener en cuenta.

En un detector, la exactitud y la precisión son características independientes. Un dosímetro puede ser muy preciso, pero poco exacto o viceversa.

La estabilidad de un detector es muy importante para poder mantener en el tiempo la precisión y exactitud de las medidas realizadas. Un detector ha de ser fiable y su respuesta ha de ser independiente de influencias externas que no estén controladas.

Aspectos importantes que favorecen que un detector sea estable en su uso son la resistencia al envejecimiento de los materiales que lo forman, la resistencia a cambios de temperatura y frente a la humedad o la robustez entendida como la capacidad de soportar el uso al que es sometido.

En detectores que midan magnitudes absolutas es imprescindible realizar controles de estabilidad periódicos para asegurarse de la exactitud de los valores obtenidos [48]. Un mantenimiento regular es deseable para garantizar el buen estado de los componentes.

1.3.1.2 Rango de medida de dosis y linealidad

Idealmente un dosímetro debe poseer una buena sensibilidad en todo su rango de medida y presentar linealidad en su respuesta, tanto en dosis como en tasa de dosis.

El límite inferior de detección es el nivel dosis, independiente del fondo de radiación o background, que el detector es capaz de detectar.

El límite superior de detección puede estar causado por limitaciones en el equipo de lectura externo al detector o por la capacidad intrínseca del propio dosímetro. Cerca del límite superior de detección el detector manifiesta una pérdida de sensibilidad que desemboca en una pérdida de linealidad, zona en la cual el detector pierde su capacidad de realizar dosimetría.

En el caso del rango de tasa de dosis, hay que diferenciar entre detectores destinados a medir dosis acumulada y detectores de medida de tasa de dosis.

En los primeros, es necesario que su lectura de dosis sea independiente de la tasa de dosis que está siendo liberada. En cámaras de ionización, esto puede no ocurrir cuando se trabaja con altas tasas de dosis, debido al efecto de recombinación, que se trata en el apartado 1.3.5.

En detectores que miden la tasa de dosis es necesario que la lectura sea proporcional a la tasa existente. En situaciones de alta tasa puede reducirse e incluso anularse la respuesta

del detector por efecto de saturación por recombinación y o de tiempo muerto del detector [49].

1.3.1.3 Dependencia con la energía

La dependencia energética de un detector es la relación entre la lectura por unidad de cantidad medida, y la energía de la radiación medida. Por ejemplo, para un dosímetro, la relación entre la carga por unidad de dosis y la energía o espectro de energía de la radiación que está depositando esa dosis.

Lo ideal en caso de los detectores empleados en dosimetría es que la respuesta del detector sea idéntica independientemente de la energía de forma que pueda medirse la dosis en un amplio espectro sin que haya que variar el factor de dependencia energética.

No obstante, esta situación ideal no se da, por lo que se busca que la dependencia energética, aun existiendo, sea lo menos acusada posible.

1.3.1.4 Resolución espacial

El dosímetro ha de permitir, en la medida de lo posible, la determinación de la dosis de radiación absorbida en volúmenes pequeños.

Cuanto menor es el volumen sensible del detector, mayor será su resolución espacial. La reducción de volumen está limitada por la disminución de la razón señal-ruido.

Cuando se pretende determinar la dosis de radiación existente en una distribución en la que existe una modulación con una alta frecuencia espacial, la utilización de un detector con unas dimensiones excesivas produce un efecto de suavizado de la distribución, falseando la dosis puntual. Este efecto se conoce como promediado de volumen.[50]

1.3.2 Tipos de dosímetro

En función de la tarea que se va a llevar a cabo es adecuado usar un tipo determinado de dosímetro que presente un buen comportamiento frente al tipo de medida que se pretende realizar. Existen varios tipos de dosímetros, cada uno con sus propias características y aplicaciones específicas. En radioterapia, la selección del tipo de dosímetro adecuado depende de varios factores, incluyendo la energía de la radiación, el tamaño de los campos y los requisitos específicos de la técnica empleada. A continuación, se describen los dos tipos de dosímetro que tienen mayor implicación en el ámbito de este estudio.

1.3.2.1 Detectores de estado sólido

Los detectores de estado sólido de tipo ionométrico, son dosímetros en los que el medio activo es un material estructurado en red cristalina. Aunque generalmente se trata de diodos semiconductores basados en silicio, esta categoría también incluye transistores MOSFET o elementos resistivos o de alto ancho de banda como el diamante [51]. Las propiedades macroscópicas de estas estructuras (como la conducción de corriente eléctrica) cambian cuando son sometidos a haces de radiación ionizante. En el caso de un diodo, el medio activo está conformado por la región de vaciado de la unión p-n, en la que el campo intrínseco es muy elevado en unos micrómetros de interfaz. La radiación ionizante genera pares electrón hueco en esta región, que derivan en el campo eléctrico intrínseco sin necesidad de polarizar externamente el diodo. Debido a la densidad del elemento sensible, muy superior a las de detectores de estado gaseoso, como las cámaras de ionización, es posible construir detectores de estado sólido semiconductor de un tamaño menor que el de las cámaras de ionización aumentando con ello la resolución espacial de las medidas. Estos dispositivos poseen una respuesta temporal muy rápida (ns). Los detectores de semiconductor contruidos con elementos de alto número atómico (como el silicio) presentan dependencia de la respuesta con la energía del haz de radiación, Por ejemplo, los diodos de silicio presentan sobre-respuesta a la radiación de espectro de baja energía con respecto a aquella correspondiente a tejido [52]. Atendiendo a su uso como detector en radioterapia, debido a que el espectro del haz varía en función del tamaño de campo de radiación, es necesario usar factores o técnicas de corrección que tengan en cuenta esta variación. En particular, es importante tener esto en cuenta en la medida de factores de campo que se ve afectada por esta dependencia energética.

Los detectores basados en diamante, además de contar con las ventajas de los detectores de estado sólido basados en semiconductores (rapidez, alta sensibilidad y resolución espacial), poseen una respuesta poco dependiente de la energía (al menos en lo que a región activa se refiere) lo que los hace aptos para la medida de dosis en zonas en las que existen variaciones espectrales del haz como zonas de alto gradiente o campos pequeños [53]. Existen detectores resistivos y detectores de semiconductor, siendo estos últimos necesariamente sintéticos. La primera generación de dosímetros de diamante sufría degradación de la señal con la dosis acumulada, debido a daños en la estructura cristalina. Las iteraciones más recientes se basan en técnicas de fabricación (crecimiento de cristales) que producen redes más estables e insensibles a estos efectos.

1.3.2.2 Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización basan su funcionamiento en la generación de portadores de carga por la radiación ionizante cuando pasa a través de una cavidad rellena de gas. Constan de una cavidad limitada por una pared de un material conductor (electrodo de pared) a través de la cual entran las partículas cargadas que ionizarán el gas y un electrodo separado del anterior en el que se mide la corriente eléctrica (electrodo de colección). Durante su operación se aplica una diferencia de potencial entre los electrodos suficientemente alta como para recolectar casi todos los portadores de carga generados por efecto de la radiación dentro de la cavidad. Esta diferencia de potencial ha de ser menor que el umbral de multiplicación de los iones. El diseño de la cámara obedece a la teoría de la cavidad de Bragg-Gray modificada por Spencer-Attix [54, 55, 56]. Por lo general son construidas con cavidad ventilada de forma que la masa de aire en su interior varía en función de las condiciones de presión y temperatura ambientales, efecto que requiere una corrección de la lectura de carga recolectada. Para ayudar a conformar mejor el campo eléctrico (reducción de efectos de borde) y para reducir la conducción de corriente a través de los materiales de la cámara (radiación de fuga) se construyen con un tercer electrodo (electrodo de guarda) entre los electrodos de pared y de colección. Además, en las cámaras planoparalelas este electrodo de guarda permite suprimir la perturbación lateral de la fluencia de electrones producida por la cámara.

Son dispositivos que se caracterizan por su estabilidad a largo plazo y facilidad de uso. Presentan un comportamiento lineal con la dosis total y una dependencia moderada con la energía del haz de radiación. Se construyen con geometrías cilíndricas o planoparalelas siendo las primeras las recomendadas en la dosimetría de referencia de campos de fotones en radioterapia [47, 57].

Gracias a sus propiedades que permiten una medida de la dosis precisa y razonablemente exacta, la cámara de ionización ha sido tradicionalmente el instrumento estándar en dosimetría de referencia. Esto se apoya en un larguísimo historial de uso (fue la primera tecnología empleada para medir la intensidad de haces de radiación ionizante) que ha permitido el desarrollo de teorías que permiten convertir la ionización en dosis absorbida en el medio que rodea a la cavidad en el punto en el que insertamos la cavidad. Para un uso clínico seguro y estandarizado, a lo largo de la historia de la radioterapia han sido desarrollados protocolos y códigos de práctica que proporcionan directrices detalladas y estandarizadas para llevar a cabo la dosimetría en radioterapia con haces externos usando cámaras de ionización.

1.3.3 Teoría de la cavidad de Bragg – Gray

Para poder determinar, mediante el uso de una cámara de ionización, la dosis absorbida en un punto de un cierto medio, es necesario establecer una relación entre la dosis absorbida en la cavidad de la cámara y la dosis absorbida en el medio que la contiene. La teoría de Bragg – Gray [38, 58, 59] establece esta relación como sigue.

Disponemos de una cavidad rellena de un medio g inmersa en un medio w . Sea una fluencia de partículas cargadas Φ con energía cinética E que pasa a través de la frontera entre los medios g y w . La dosis absorbida en cada uno de ellos es proporcional al poder de frenado másico por colisión o poder de frenado electrónico (denominación recomendada por ICRU) asociado a los electrones de energía E .

$$D_{med} = \phi \left(\frac{dE}{\rho dx} \right)_{med} = \phi \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_{med} \quad (1.2)$$

En el caso de un espectro energético de fluencia $\phi_E = d\phi/dE$ la expresión anterior puede escribirse

$$D_{med} = \int_0^{E_{max}} \phi_E(E) \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_{med}(E) dE = \phi_E \left(\frac{\bar{S}_{col}}{\rho} \right)_{med} \quad (1.3)$$

Asumiendo que la fluencia de partículas cargadas es igual en los medios g y w , tenemos que:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\left(\frac{\bar{S}_{col}}{\rho} \right)_w}{\left(\frac{\bar{S}_{col}}{\rho} \right)_g} = \frac{mS_w}{mS_g} = mS_g^w \quad (1.4)$$

Esta relación es válida si se cumplen las siguientes condiciones:

- La fluencia de partículas cargadas no se ve alterada por la presencia de la cavidad.
- La dosis absorbida en la cavidad es producida únicamente por partículas cargadas que la atraviesan, la contribución a la dosis debida a fotones (a los electrones generados por estos dentro de la propia cavidad) es despreciable.

$$D_g = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right) \quad (1.5)$$

donde $\frac{\bar{W}}{e}$ es la energía media absorbida en el gas por unidad de carga producida por ionización.

Por lo que, a partir de la expresión anterior tenemos que

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right) m S_g^w \quad (1.6)$$

Es decir, la dosis en agua es proporcional a la carga depositada en la cavidad y al cociente de poderes de frenado agua-gas.

En general las cámaras de ionización no cumplen estrictamente la expresión anterior ya que la fluencia en el aire de la cámara no es exactamente igual a la fluencia en el agua en ausencia del detector. Están compuestas de materiales distintos del agua (electrodos) que requieren correcciones adicionales, además, el conocimiento de la masa de aire es limitado ya que en el proceso de fabricación de la cámara está sujeto a tolerancias mecánicas.

1.3.4 Teoría de Spencer-Attix

Como se desprende de sus condiciones, la teoría de Bragg-Gray no contempla la creación de electrones secundarios (rayos delta) en el volumen sensible de la cavidad. La teoría de Spencer-Attix [54] conserva las condiciones de la teoría de Bragg-Gray y las aplica a los electrones secundarios. Algunos de estos electrones pueden tener suficiente energía para escapar de la cavidad llevando parte de su energía. Esto reduce la dosis absorbida en la cavidad. Se establece un umbral energético Δ por debajo del cual los electrones secundarios ceden toda su energía dentro de la cavidad. Este umbral es dependiente del tamaño de la cámara de ionización.

1.3.5 Aplicación de la teoría de la cavidad a la cámara de ionización real

A partir de la teoría de Bragg-Gray se ha obtenido la relación entre la dosis en una cavidad rellena de gas en el seno de un cierto medio y la razón de poderes de frenado másicos (expresión 1.6).

Esta expresión es válida para una cavidad con una pared infinitamente estrecha o totalmente equivalente (en composición) al medio en el que está contenida [60]. No obstante, las cámaras de ionización reales usadas en haces de radiación de fotones de megavoltaje en agua, están construidas con una pared que no cumple estos requisitos ya que, aunque estrecha, presenta un cierto espesor y está compuesta de un material que no es totalmente equivalente a agua. Además, en el caso de las cámaras cilíndricas, la cámara contiene un electrodo central que introduce una desviación adicional al caso de cavidad ideal.

Esta desviación se puede corregir, en caso de una pared estrecha, introduciendo factores de corrección que tienen en cuenta las distintas contribuciones de distintos efectos.

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right) m S_g^w p_Q \quad (1.7)$$

Donde el factor de perturbación puede ser expresado como $p_Q = p_{wall} p_{dis} p_{cav} p_{cel}$ [47]. Estos factores tienen en cuenta los efectos producidos por la pared, la presencia de la cámara, la cavidad de aire y el electrodo central. Están definidos como independientes, sin embargo, algunos de ellos no pueden ser evaluados de forma independiente. El subíndice Q denota que estos factores dependen del espectro del haz de radiación.

En el caso de que no se cumpla alguna de las condiciones de Bragg Gray, pueden añadirse factores de corrección adicionales que tengan en cuenta estos efectos.

1.3.6 Saturación y recombinación en una cámara de ionización

De acuerdo con la expresión mostrada en el apartado anterior (1.7), la dosis depositada en la cavidad de una cámara de ionización ideal es proporcional a la carga eléctrica recogida en el electrodo de colección. En una cámara real no toda la carga producida en el seno del medio activo (i.e. aire) es colectada ya que algunos de los portadores de carga producidos por la ionización del medio se recombinan con otros de signo opuesto antes de llegar a los electrodos correspondientes. Existen dos tipos de procesos de recombinación dentro de la cavidad de la cámara [58].

- **Recombinación inicial.** La recombinación se produce entre electrones e iones pertenecientes a la misma traza o interacción primaria generada por la partícula ionizante. Es independiente de la tasa de radiación y tiene mayor importancia en partículas de alto LET como iones pesados, donde las ionizaciones están más

concentradas en la trayectoria de la partícula. Es mayor cuanto menor es el campo eléctrico [61].

- Recombinación general o volumétrica. Normalmente es dominante la recombinación entre portadores (iones en aire) que se recombinan durante el proceso de deriva en el campo eléctrico del dosímetro. Normalmente estos portadores (iones) son producidos en dos trazas diferentes por lo que la recombinación aumenta con la tasa de radiación al crecer la densidad de portadores en el medio. Podemos expresar la pérdida local de portadores de carga mediante la ecuación:

$$\frac{\partial n_{+,-}(\vec{r},t)}{\partial t} = -\alpha n_{+}(\vec{r},t) n_{-}(\vec{r},t)$$

Donde $n_{+,-}(\vec{r},t)$ es la densidad de portadores de carga (positivos o negativos) en un punto del medio activo y α es el coeficiente de recombinación general.

Ambos tipos de recombinación, inicial y volumétrica son dependientes de la geometría de la cámara y del potencial de ionización.

A medida que se aumenta la diferencia de potencial aplicada a los electrodos de la cámara, la recombinación de iones disminuye y se acerca asintóticamente a la situación en que la carga recolectada es igual a la producida inicialmente por la ionización en el medio. La zona de operación de una cámara de ionización se encuentra en esta zona llamada zona de saturación, donde todos los iones son recolectados. En situaciones reales, a pesar de

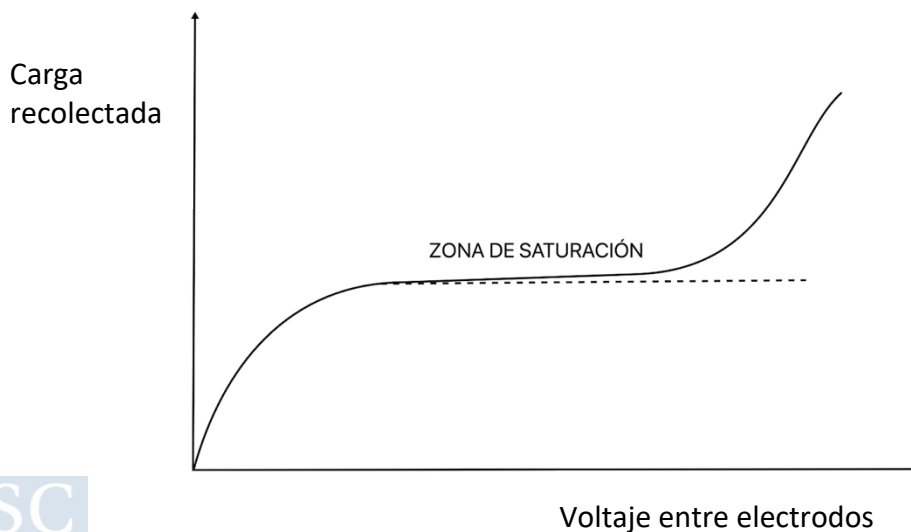


Figura 1.2. Curva típica de saturación de una cámara de ionización

trabajar en esta zona de saturación, siempre existe un pequeño porcentaje de iones que se recombinan por lo que la carga recolectada es ligeramente menor que la producida, figura 1.2. Por otro lado, no es posible el aumento indefinido de la diferencia de potencial ya que comienzan a producirse otros efectos como la producción de ionizaciones por parte los electrones libres procedentes de ionizaciones previas que dan lugar a una multiplicación de las cargas producidas (primer coeficiente de Townsend [62]).

Los efectos de recombinación dependientes del campo eléctrico pueden estar enmascarados a veces por otros efectos electrostáticos como la modificación del campo eléctrico local en ciertas regiones de la cámara (cerca de los materiales dieléctricos que separan los electrodos y/o en la vecindad del electrodo de guarda).

Por tanto, como se ha visto, es necesario tener en cuenta el efecto de recombinación producido para obtener la carga producida en la cavidad y poder calcular la dosis de radiación depositada.

Para poder medir el factor k_s , que da cuenta de la recombinación producida, existen varios métodos. Vamos a describir alguno de ellos.

De acuerdo con la teoría de recombinación de Boag, el factor de saturación para un haz pulsado viene dado por la siguiente expresión [63]

$$k_s \approx \frac{u}{\log(1+u)} \quad (1.8)$$

Donde $u \propto \frac{1}{v}$

Las hipótesis de Boag en esta expresión son:

i) la deriva de iones es mucho más lenta que la duración del pulso de la radiación ionizante

ii) la colección de carga se completa antes de la llegada del siguiente pulso.

Asumiendo que $k_s = \frac{Q_{liberada}}{Q_{recolectada}} = \frac{M_s}{M}$, y teniendo en cuenta que $\frac{u_1}{u_2} = \frac{V_2}{V_1}$ tenemos

que,

$$\frac{M_1}{M_2} = \frac{\frac{M_1}{M_s}}{\frac{M_2}{M_s}} = \frac{\frac{\ln(1+u_1)}{u_1}}{\frac{\ln(1+u_2)}{u_2}} = \frac{V_1}{V_2} \frac{\ln(1+u_1)}{\ln(1+\frac{V_1}{V_2}u_1)}$$

Insertando los datos obtenidos en las cargas recolectadas efectuadas para cada uno de los dos voltajes y resolviendo esta ecuación, se obtiene el valor de u_1 , a partir del cual se obtiene k_s . El resultado de esta ecuación trascendente ha sido calculado numéricamente y expresado a partir de la siguiente función, donde los coeficientes a_0 , a_1 , a_2 están tabulados.

$$k_s|_{\text{pulsado}} = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (1.9)$$

Este método, denominado método de las dos tensiones es el recomendado por el código TRS 398.

Para valores de k_s menores de 1.05, puede realizarse la siguiente aproximación [64, 65].

$$k_s \approx 1 + \frac{u}{2} \quad (1.10)$$

Esta expresión establece una relación lineal entre los inversos de la carga recolectada y del voltaje aplicado ($1/M$ y $1/V$). Se denomina diagrama de Jaffé a la representación gráfica de esta relación lineal a partir de las medidas realizadas con varios voltajes (Figura 1.3). El valor de $1/M_s$ puede ser obtenido por extrapolación lineal al hipotético punto de voltaje infinito ($1/V=0$) en el que teóricamente toda la carga sería recolectada. Conociendo el valor de M_s podemos calcular el factor k_s para el voltaje de operación aplicado.

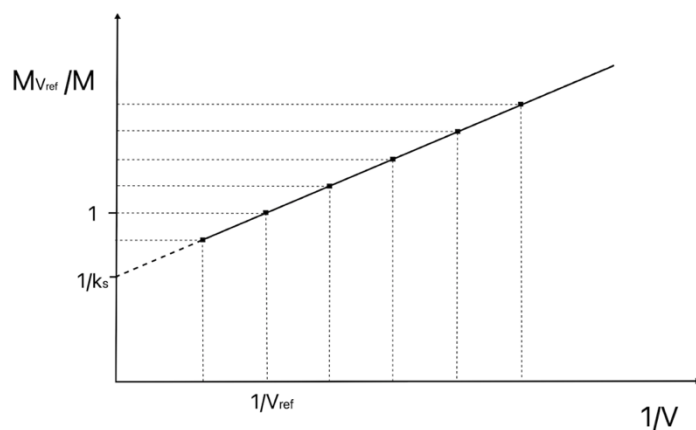


Figura 1.3. Diagrama de Jaffé

1.3.7 Polaridad

Efecto que consiste en que el valor de la carga recolectada varía en función de la polaridad que se aplica a los electrodos de la cámara de ionización. Este efecto puede tener varias causas [59].

- Pequeñas diferencias de potencial entre la guarda y el electrodo colector, que son dependientes del voltaje aplicado [66]
 - Electrones secundarios producidos cerca del electrodo colector que afectan a la corriente recolectada.
 - No-balance de contaminación de electrones proveniente del cabezal detenidos y eyectados en el electrodo colector [67].
- Corrientes producidas en zonas de la cámara distintas a la cavidad.

1.3.8 Cámaras cilíndricas en Radioterapia

Las cámaras cilíndricas son dispositivos esenciales en la dosimetría de radioterapia, desempeñando un papel crucial en la medición exacta y precisa de la dosis de radiación emitida por los dispositivos de tratamiento. Se utilizan en una variedad de aplicaciones dentro de la radioterapia, desde la calibración y control de calidad de equipos hasta la verificación de dosis en tratamientos clínicos y en investigaciones para el desarrollo de nuevas técnicas. Como ya ha sido mencionado, las cámaras cilíndricas son el instrumento recomendado en la dosimetría de referencia de campos de fotones en radioterapia. Cuentan con las siguientes características.:

- i) Su volumen varía típicamente entre 0.01 cm^3 y 1 cm^3 , adaptándose a diferentes necesidades de medición en las que hay que elegir entre baja sensibilidad y alta resolución espacial o alta sensibilidad y baja resolución espacial.
- ii) El campo eléctrico es producido por una diferencia de potencial de entre 100 V y 400 V establecida entre un electrodo central que actúa como colector y la pared de la cámara.
- iii) La pared externa de la cavidad está construida de un material equivalente a agua. El material de la pared ha de ser conductor si esta va a ser usada como electrodo. Lo habitual es usar grafito o algún plástico con contenido en grafito (i.e. plástico C552). En cuanto al electrodo central, puede estar hecho de grafito o de algún metal como aluminio o acero.

- iv) Al ser cámaras abiertas, es indispensable corregir su lectura por el efecto de la presión y la temperatura.

Dependiendo de la tasa de dosis recibida puede ser necesario corregir la lectura de la cámara por el efecto de la recombinación de las cargas producidas dentro de su volumen de aire.

1.3.8.1 Cámaras cilíndricas convencionales

Las cámaras de ionización convencionales son construidas con volúmenes lo suficientemente grandes para compensar la baja sensibilidad del aire y mejorar la relación señal ruido lo que las hace un buen instrumento para ser usadas como dosímetro. Su volumen, no obstante, es lo suficientemente pequeño para no introducir efectos de volumen que alteren la medición, cuando esta se lleva a cabo en campos de referencia convencionales de 10 cm x 10 cm.

El modelo de cámara de ionización usado de forma clásica en radioterapia, conocida como cámara tipo Farmer (Figura 1.4) (denominada así por el trabajo original del profesor Frank Farmer [68]), posee geometría cilíndrica con la parte distal de la cavidad esférica y con un volumen de aproximadamente 0.6 cm^3 . Desde hace varias décadas y hasta hoy en día, este modelo de cámara ha sido el instrumento de referencia de medida de la dosis en radioterapia.



Figura 1.4. Fotografía de cámara de ionización tipo Farmer

1.3.8.2 Cámaras destinadas a la medida de campos pequeños

El diseño de las cámaras de ionización de referencia se mantuvo prácticamente sin cambios durante muchos años. Desde su aparición en la década de 1950 hasta los años 1990, las cámaras cilíndricas tipo Farmer fueron prácticamente la única herramienta para la determinación de la dosis de radiación en campos de fotones en radioterapia. El diseño de estas cámaras era una respuesta a las necesidades dosimétricas correspondientes a tratamientos en los que los campos usados raramente eran menores al tamaño de referencia de 10 cm x 10 cm, por lo que, en ese contexto, no era necesario el disponer de detectores de menor tamaño.

No obstante, este tipo de dispositivos no son adecuados para la medida de campos cuyas dimensiones son menores de unos cuantos centímetros o distribuciones de dosis con gradientes acusados. Su utilización como cámara de referencia en campos de tamaño reducido o en verificaciones de tratamientos que hacen uso de este tipo de campos pequeños puede llevar a cometer errores dosimétricos. Como se verá en un apartado posterior, el problema fundamental del uso de cámaras convencionales en la medida de campos pequeños es el efecto de promediado de volumen que puede provocar una infravaloración de la dosis medida.

El incremento en el uso de modalidades de tratamiento que hacen uso de campos menores a los de referencia como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT o VMAT) o la radiocirugía (SRS) hizo necesario el desarrollo de un nuevo tipo de cámaras de ionización que fuesen aptas para la determinación de la dosis en estas condiciones [40, 69]. Este tipo de cámaras se caracterizan por poseer un volumen activo de detección mucho menor que el de las cámaras convencionales (Figura 1.5). Esta disminución de volumen permite una mayor resolución espacial, lo que posibilita la evaluación de la dosis de radiación en campos pequeños, así como la evaluación de distribuciones de dosis heterogéneas y con gradientes pronunciados [32].



Figura 1.5. Cámara de ionización destinada a la medida de campos pequeños (parte inferior) y cámara tipo Farmer (parte superior).

A pesar de haber una diferencia ostensible en su volumen, los principios de funcionamiento de las microcámaras son similares a los de las cámaras de tamaño convencional, a excepción de los diseños que buscan aumentar la relación señal ruido usando un líquido dieléctrico en lugar de aire en el interior de la cavidad [70].

Una de las ventajas que tiene la utilización de microcámaras es su idoneidad para la realización de modelos en simulación de Monte Carlo. Debido a la dificultad de realizar medidas en campos pequeños, es habitual el uso de herramientas informáticas que permitan simular los haces en esas situaciones [40]. Las simulaciones son sensibles a la geometría exacta del detector. Pequeñas diferencias en el modelado pueden conducir a diferencias significativas en los resultados de la simulación [71]. En comparación con otro tipo de detectores, las cámaras de ionización poseen un diseño más simple, existiendo planos detallados en los que se reflejan con precisión la geometría y materiales usados en su fabricación, circunstancia que frecuentemente no ocurre con otro tipo de detectores. Esto facilita su modelado y la obtención de resultados en la simulación más cercanos a la realidad.

No obstante, a pesar de las ventajas que aporta el uso de las microcámaras en la medida de dosis en campos pequeños, existen inconvenientes asociados a este tipo de detectores, que deben ser tenidos en cuenta.

Debido a su pequeño volumen, los electrodos de una microcámara recolectan una menor cantidad de carga por lo que generan señales menores que las cámaras de ionización más

grandes. Esto hace que estos dispositivos posean una relación señal-ruido inferior a sus análogos de mayor tamaño.

Las microcámaras suelen tener componentes más pequeños y delicados en comparación con las cámaras convencionales. Esto puede hacer que sea más difícil mantener un buen aislamiento, lo que aumenta la corriente de fuga de este tipo de cámaras.

Debido al material usado en el electrodo central, que suele ser de metal para aumentar su robustez, las microcámaras pueden presentar una sobrerrespuesta a radiación de baja energía, situación que se da principalmente en campos grandes [40].

Las microcámaras de ionización son más frágiles y pueden ser más susceptibles a daños mecánicos durante la manipulación y el uso rutinario.

Atendiendo al volumen sensible de una cámara de ionización, cuanto mayor es el volumen de la cavidad de la cámara, mayor es la corriente detectada por lo que la medida tendrá menos ruido. Por otro lado, cuanto mayor es el tamaño de la cavidad de la cámara de ionización, mayor es la perturbación de la fluencia de electrones al desalojar el correspondiente volumen de agua, por lo que se produce un mayor alejamiento de las condiciones ideales de la teoría de Bragg-Gray.

En cuanto al tamaño de campo, para medir un campo de dimensiones reducidas, es necesario usar una cámara con un volumen sensible pequeño para evitar los efectos de promediado en volumen descritos más adelante.

1.4 CAMPOS PEQUEÑOS EN RADIOTERAPIA

1.4.1 Importancia y contexto histórico

En las dos últimas décadas, el uso de técnicas avanzadas de radioterapia ha provocado una reducción en el tamaño de los campos usados en la administración de los tratamientos [41, 69].

Con anterioridad al uso de estas técnicas, los tratamientos evolucionaron a medida que fueron surgiendo nuevos requerimientos clínicos y los avances tecnológicos permitieron su implementación.

Inicialmente, los tratamientos estándar eran realizados a partir de imágenes de rayos X bidimensionales o siguiendo patrones anatómicos, sin la delimitación de volúmenes de prescripción. Estos tratamientos consistían, por lo general, en la aplicación de campos

con un tamaño suficiente para englobar toda la zona anatómica a tratar, normalmente del orden de 10 cm o mayores [72]. Posteriormente aparecieron las técnicas de radioterapia conformada o 3DCRT que, aunque estando su uso en declive en la actualidad, todavía siguen utilizándose en cierto tipo de tratamientos. Su desarrollo pudo producirse gracias a la introducción en el proceso radioterápico de los equipos de tomografía axial computarizada, en adelante TAC, que hacen posible la utilización de imágenes tridimensionales del cuerpo del paciente, así como al uso de herramientas informáticas que permiten a los profesionales trabajar con esas imágenes y a nuevos dispositivos de colimación del haz que mejoran la conformación de estos en la zona de tratamiento. En estas técnicas, los volúmenes a irradiar son delimitados en la imagen tridimensional y los haces de tratamiento se conforman a estos. Con respecto al cálculo de la dosis de radiación, en las técnicas 3DCRT se usan sistemas de planificación de tratamiento para efectuar los cálculos dosimétricos a partir de los cuales se conoce la distribución tridimensional de dosis de radiación en el cuerpo del paciente [72].

Un tratamiento típico realizado con 3DCRT consta de varios haces que penetran en el cuerpo del paciente con diferentes orientaciones de forma que todos estos haces confluyen en la zona de tratamiento, en la que se maximiza la dosis de radiación administrada, permitiendo una disminución de dosis las zonas adyacentes. Cada uno de estos haces o campos se conforma individualmente con respecto a la proyección del volumen a irradiar que se ve desde esa posición. Cuanto mejor sea el método de colimación/conformación, menor será la superficie irradiada. Por tanto, con la técnica 3DCRT, una mayor conformación dio como resultado una disminución del tamaño de los campos con respecto a las técnicas bidimensionales. No obstante, en 3DCRT, cada campo sigue englobando a todo el volumen a irradiar por lo que esa disminución no es muy acusada en todos los casos.

Una de las innovaciones que impulsó la implantación de las técnicas 3D como el estándar en los tratamientos de radioterapia fue el desarrollo de nuevos sistemas de colimación que posibilitaban la conformación de forma rápida, exacta y precisa de los volúmenes a irradiar. De entre estos dispositivos, el que más importancia ha tenido tanto por su difusión como por su papel en el desarrollo de técnicas más avanzadas es el colimador de multilaminas, Multi Leaf Colimator (MLC) [73].

El MLC no se ha restringido únicamente a las técnicas de 3D si no que ha posibilitado en gran medida el desarrollo y el establecimiento de las técnicas de intensidad modulada como el estándar actual en radioterapia [74].

Además del desarrollo del MLC, la mejora de la precisión y exactitud mecánicas en movimientos y colimación, incorporación de técnicas de verificación de posicionado y mejora en los algoritmos de cálculo y en los de segmentación han impulsado el incremento de uso de alta modulación [7].

Hace aproximadamente 30 años (20 en España), los centros de radioterapia comenzaron a adoptar las técnicas de intensidad modulada como una técnica especial y una alternativa a los tratamientos de 3DCRT. Gradualmente, este tipo de técnicas como la Radioterapia de Intensidad Modulada, IMRT, o la Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada, VMAT, han ido suponiendo un porcentaje mayor de todos los tratamientos hasta convertirse en la técnica estándar en la actualidad [2].

Mientras que en la técnica de 3DCRT la dosis de radiación que libera un campo a una cierta profundidad es aproximadamente constante en la dirección perpendicular al avance del haz, en un campo de un tratamiento de intensidad modulada de IMRT la intensidad del haz de radiación en esa dirección puede presentar una variación importante de un punto a otro. Esta variación o modulación se logra mediante el uso de un dispositivo que permita la aplicación de varios campos que irradian parcialmente del volumen objetivo. La irradiación total correspondiente a una determinada orientación del haz se forma a partir de la suma de estos campos parciales. Modificando el tamaño o la tasa de radiación de cada uno de los campos parciales se consigue un campo total en donde la distribución de la dosis a una profundidad determinada es variable en la dirección perpendicular al haz. Esa variación o homogeneidad puede usarse para optimizar la distribución de dosis en la zona requerida [7]. En el caso de la técnica de VMAT la modulación se realiza mientras el gantry del equipo gira a lo largo de un arco en lugar de usar campos fijos [8]. Estos procesos de modulación de la distribución de dosis permiten una mejor conformación de esta con un mejor ajuste a los volúmenes de prescripción y por tanto una reducción de la dosis en los órganos adyacentes.

Debido al uso del colimador, tal como se ha descrito, con el fin modular la intensidad del haz, los campos de este tipo de tratamientos son, por lo general, de un tamaño considerablemente menor a los que se usan en técnicas 3DCRT, llegando en algunos casos tener menos de 1 cm en alguna de sus dimensiones.

En relación con el incremento de uso de los campos pequeños, además de la evolución de los tratamientos hacia la intensidad modulada, existen otras técnicas en las que, por las dimensiones reducidas de las zonas a tratar, el tamaño de los haces de tratamiento ha de ser también pequeño [25, 26].

Las técnicas en la que se hace un uso más intensivo de campos pequeños es la radiocirugía craneal, SRS y la radiocirugía extracraneal o SBRT, teniendo un gran auge esta última en los últimos años [75].

Este tipo de tratamientos pueden realizarse mediante el uso de un sistema de multiláminas o, en el caso de que el volumen a irradiar tenga unas dimensiones muy reducidas, con un sistema de colimadores cónicos que permiten la irradiación de campos de hasta 5 mm o incluso menos, aunque el sistema de multiláminas ha desplazado en la mayor parte de técnicas a los otros sistemas ya que permite modular la dosis e incluso realizar tratamientos de varios volúmenes de forma simultánea.

La incorporación de este tipo de tratamientos con campos pequeños y su incremento gradual a lo largo de los años ha supuesto la necesidad de una mejora en la localización espacial de la dosis administrada en los volúmenes irradiados. Esto supone un desafío a la hora de llevar a cabo la determinación de la dosis de radiación liberada por estos campos o de la distribución espacial de esa dosis debido a la desviación extrema de las condiciones de Bragg-Gray presentes en la irradiación en un campo homogéneo por lo que se han desarrollado por un lado protocolos que describen como realizar la medida de la dosis en estas situaciones y en paralelo detectores específicos para la dosimetría de estos campos pequeños.

1.4.2 Caracterización de campos pequeños de fotones en radioterapia

La puesta en marcha de técnicas de tratamiento como Radiocirugía Estereotáctica (SRS), Radioterapia Estereotáctica Extracraneal (SBRT), Radioterapia Volumétrica (VMAT) o Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), en las que hace uso de campos de radiación con tamaños en muchos casos subcentimétricos, requiere de medidas exactas y precisas de la dosis de radiación depositada en esos campos [40]. Estas medidas son necesarias para poder llevar a cabo el modelado del Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS) que se utilizará en el procedimiento de cálculo de los tratamientos administrados a los pacientes. La exactitud de estas medidas está directamente relacionada con una mejor reproducción de este tipo de campos por parte de los TPS [76, 77].

Los datos necesarios para este modelado consisten en información de los haces de radiación: porcentajes de dosis en profundidad (PDD), perfiles de radiación u off-axis ratio (OAR) y factores de campo u output factors (OF).

La medida de la dosis en campos de pequeño tamaño es en general un desafío desde el punto de vista dosimétrico. La falta de equilibrio de partículas cargadas, los efectos de volumen en regiones de alto gradiente [78, 79], la modificación de las propiedades energéticas del haz o la oclusión parcial de la fuente de radiación [80, 81], son aspectos que en la dosimetría de campos pequeños pasan a tener una importancia crucial y es necesario seguir métodos y protocolos específicos para que las medidas realizadas en estas condiciones sean trazables a la dosimetría de referencia con la que se calibran los equipos de irradiación de pacientes [40, 41].

Uno de los aspectos de más importancia en la dosimetría de campos pequeños es el tipo de detector que va a usarse en la medida. En general, los detectores enfocados a esta tarea se caracterizan por sus pequeñas dimensiones, que suplen las carencias de los detectores usados en campos de referencia convencionales. Como ha sido descrito, dos de los dispositivos de detección que puede ser empleados en la medida de campos pequeños son las microcámaras de ionización y los detectores de estado sólido.

En sus primeras versiones, las cámaras con pequeño volumen activo mostraban limitaciones en cuanto a exactitud en la medida de campos pequeños [82]. Por su parte, los primeros detectores de estado sólido presentaban problemas como tener una falta de equivalencia con el tejido, aparición de daños causados por la radiación recibida y mostraban inconsistencias entre dosímetros fabricados por el mismo proceso [83]. Con la adopción creciente de campos altamente modulados y campos reducidos, los detectores de estado sólido, como los de diamante sintético, han reemplazado en gran medida a las cámaras de ionización tradicionales [84, 85]. Se ha realizado un amplio estudio sobre la dosimetría en campos pequeños con estos detectores, destacando especialmente el diamante sintético por su superior equivalencia con el tejido [84]. Según TRS-483, se recomienda utilizar detectores que no requieran correcciones para la dosimetría de campos pequeños. Sin embargo, diversos estudios han propuesto factores de corrección para estos detectores [71, 86, 87, 88], indicando que las simulaciones pueden ser sensibles a la geometría específica del detector, lo cual puede ser difícil de determinar con precisión, lo que a veces conlleva resultados inexactos que requieren corrección posterior [88, 89]. Además, las diferencias de fabricación entre unidades de detectores crean variaciones que limitan la aplicabilidad universal de los datos obtenidos [86, 89]. No obstante, a pesar de estos desafíos, los detectores de diamante sintético han demostrado ser eficaces para la dosimetría en campos pequeños [90]. En paralelo, los diseños de cámaras de ionización con volúmenes activos pequeños han sido mejorados recientemente, y ahora están disponibles detectores con volúmenes tan reducidos como

0.003 cm³, lo que podría devolver a las cámaras de ionización su relevancia en la dosimetría de campos pequeños [77, 91].

1.4.3 Aspectos dosimétricos en campos pequeños

1.4.3.1 Equilibrio lateral de partículas cargadas

En un campo de radiación, la condición de Equilibrio Lateral de Partículas Cargadas (LCPE) implica que el Kerma de colisión (K_{col}) es aproximadamente igual a la dosis absorbida, D , condición [59].

La condición de LCPE deja de satisfacerse si la cantidad de electrones dispersos que abandonan el campo no se compensa totalmente con electrones dispersos provenientes del interior del campo. Esta situación se produce cuando el tamaño del campo es más pequeño o comparable al recorrido libre medio de los electrones en el medio. La falta de equilibrio lateral también sucede en las zonas de penumbra de los campos grandes.

El recorrido libre medio de los electrones aumenta con la energía por lo que la pérdida de LCPE es más pronunciada para calidades de haz más altas [40]

1.4.3.2 Rango de equilibrio lateral de partículas cargadas

Para establecer el mínimo tamaño de detector que puede usarse en la medida de la dosis en un campo determinado en condiciones de LCPE se usa la magnitud rango de equilibrio lateral de partículas cargadas, r_{LCPE} .

Existe una expresión para el r_{LCPE} , derivada de simulaciones Monte Carlo que la relaciona con el índice de calidad del haz de fotones [40]

$$r_{LCPE} = 8.369 \times TPR_{20,10}(10) - 4.382. \quad (1.11)$$

Para un detector con una dimensión transversal máxima d , la condición que debe satisfacer el tamaño mínimo de campo en términos de su FWHM es

$$FWHM \geq 2r_{LCPE} + d \quad (1.12)$$

1.4.3.3 Definición de campo pequeño

Se define un campo pequeño en radioterapia externa como aquel que satisface al menos una de las siguientes condiciones [41, 50]:

- Existe pérdida de equilibrio lateral de partículas cargadas

Ocurre cuando el radio del campo es menor que el rango máximo de los electrones secundarios que contribuyen a la dosis absorbida. Usando la expresión 1.12, la condición de campo pequeño es dependiente del *FWHM* del campo

$$FWHM < 2r_{LCPE} + d \quad (1.13)$$

- En todo punto del campo hay una oclusión parcial de la fuente primaria producida por los elementos de colimación.

La oclusión parcial de la fuente primaria es debida al tamaño finito de esta. Esta condición implica que todos los puntos del campo están en zona de penumbra. En los aceleradores actuales, teniendo en cuenta el tamaño típico de la fuente primaria, es más restrictiva la condición de pérdida de equilibrio lateral.

- El tamaño del detector es similar o mayor que el tamaño del campo.

Esta condición es dependiente del tamaño del detector usado en la medida, no del tamaño de campo. Es decir, un campo puede tener o no la condición de pequeño dependiendo del detector que se use en su medida. Usando la expresión 1.12, en este caso la condición de campo pequeño es dependiente de la dimensión máxima del detector, *d*

$$d > FWHM - 2r_{LCPE} \quad (1.14)$$

1.4.3.4 Efectos producidos en los campos pequeños

1.4.3.4.1 Endurecimiento del haz

En un campo pequeño centrado en el eje del haz, la proporción de fotones dispersados en los elementos del cabezal es menor que en un campo de tamaño estándar,

debido a la presencia de los elementos de colimación. Estos fotones dispersos poseen una energía menor que los que llegan directamente del foco ya que han perdido parte de su energía inicial. Además de ello, al tener una menor superficie, al centro de un campo pequeño llegan menos fotones provenientes de dispersiones ocurridas en el maniquí. Estos dos efectos producen un endurecimiento del espectro energético del haz de radiación de fotones en este tipo de campos lo que afecta a la relación de coeficientes másicos de absorción agua-detector. Además, al no poder alcanzarse equilibrio lateral de partículas cargadas, LCPE, en estos tamaños de campo, hay una falta de electrones de bajas energías en el punto central del campo lo que contribuye al cambio de la razón de poderes de frenado agua-detector.

El endurecimiento del espectro energético de la fluencia de fotones no afecta de manera significativa al espectro de partículas cargadas en agua y con ello a la razón de poderes de frenado agua aire.

Sin embargo, en el caso de detectores de estado sólido, y debido a la variación de la razón de poderes de frenado agua-silicio a bajas energías, la utilización de detectores de este tipo de materiales puede estar contraindicada si no se toman las debidas medidas de corrección [40].

1.4.3.4.2 Variación del índice de calidad de haz con el tamaño de campo.

Se puede considerar el índice de calidad de haz $TPR_{20,10}$ medido con el campo de referencia de 10 cm x 10 cm es aplicable en la dosimetría de campos pequeños medidos con cámaras de ionización dada la poca variación de la razón de poderes de frenado aire-agua con el tamaño de campo. Estas pequeñas variaciones pueden incorporarse dentro de un factor de corrección dependiente del tamaño de campo.

En caso de que en un determinado modelo de máquina no sea posible configurar un campo de 10 cm x 10 cm para hacer la medida el índice de calidad de haz de referencia puede medirse índice de calidad de un campo cuyas dimensiones sean lo más cercanas posible al campo de referencia convencional. La relación del índice de calidad de referencia con el del campo menor puede establecerse en una máquina que permita la configuración de los dos campos.

1.4.3.5 Método de Daisy Chaining



En la medida de output factors en campos pequeños, el objetivo es establecer una relación entre el valor de dosis medido en el campo pequeño con el obtenido en un

campo de referencia. Normalmente, la medida del campo referencia se realiza con un detector de un volumen intermedio, típicamente una cámara de ionización tipo Farmer. Por su tamaño, estos detectores no son adecuados para la medida de campos pequeños. En su lugar, para la medida del campo de dimensiones reducidas se usa un detector que, por su tamaño, está especialmente diseñado para esa tarea. Este tipo de detectores pequeños no siempre son adecuados para la medida en campos grandes por su dependencia de respuesta con la energía. Esto es debido a que para los campos grandes existe un aumento en la componente de radiación dispersa que afecta al espectro energético del haz que llega al detector. Es decir, no es posible medir el campo pequeño con el detector que se usa en el campo de referencia y no es posible medir el campo de referencia con el detector adecuado para campos pequeños, por lo que no es posible establecer directamente el output factor.

Para solucionar este problema se usa la técnica Daisy Channing que consiste en medir un campo de tamaño intermedio con ambos detectores. Este campo debe tener un tamaño adecuado para poder usar tanto el detector de referencia como el de campos pequeños, tanto desde el punto de vista del volumen del detector como desde el punto de vista de su dependencia energética. Una vez medido este campo intermedio con los dos detectores pueden calcularse los output factors de este campo intermedio con respecto al campo grande de referencia y al campo pequeño. Conectando estos dos output factors puede establecerse el output factor campo pequeño-campo grande de ref.

1.4.4 Protocolos

Existen diversos protocolos o documentos técnicos que describen cómo determinar la dosis de radiación absorbida en campos de radioterapia.

Los más usados internacionalmente son TRS (Technical Report Series) No. 398, Determinación de la dosis absorbida en radioterapia de haz externo de la OIEA [47] y el documento TG (Task Group) No 51, Dosimetría de referencia clínica de fotones de alta energía y haces de electrones de la AAPM (American Association of Physicists in Medicine) [57].

Estos dos documentos establecen los procedimientos para determinar la dosis absoluta en condiciones de referencia, así como recomendaciones para la dosimetría relativa en haces clínicos.

La opción preferente de los protocolos es la calibración directa con un calorímetro en el haz de radiación del usuario. No obstante, durante décadas, este tipo de dispositivos no estaban disponibles y tradicionalmente se ha recurrido a la determinación de la dosis mediante cámaras de ionización [38, 59].

Tanto TRS 398 como TG 51 usan formalismos que están basados en un coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua. En los países europeos es usado ampliamente el TRS-398. En estos formalismos se concreta como aplicar la ecuación 1.1 a la situación real de una medida con cámara de ionización en un haz de radiación clínico

1.4.4.1 TRS-398

Describiremos a continuación el formalismo y procedimientos correspondientes al protocolo TRS 398 de la OIEA [47].

La trazabilidad de la dosimetría se obtiene a través de un laboratorio de calibración donde se puede determinar con considerable exactitud la dosis absorbida en agua en ciertas condiciones geométricas de referencia en un haz de radiación preestablecido (habitualmente ^{60}Co).

Así, la dosis absorbida en agua a una profundidad z_{ref} para una calidad de haz Q_0 viene dada por

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0}$$

M_{Q_0} es la lectura realizada por el dosímetro

N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración para el detector usado en la calidad de haz correspondiente, determinado por el laboratorio de calibración contra un patrón primario o secundario.

Para determinar la dosis en una calidad de haz Q diferente a la calidad de calibración del dosímetro Q_0 (normalmente la radiación del Co^{60}), es necesario introducir un factor adicional, k_{Q,Q_0} , que corrige los efectos de la diferencia de las dos calidades de haz (es decir el espectro de energía diferente de los haces) para una cámara de ionización determinada.

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (1.15)$$

El factor k_{Q,Q_0} se denomina factor de corrección por calidad de haz y se define como el cociente de los factores de calibración de la cámara de ionización en las calidades Q y Q_0

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_0}/M_{Q_0}} \quad (1.16)$$

k_{Q,Q_0} se puede obtener a partir de medidas realizadas con la cámara de interés en las dos calidades en un laboratorio de calibración.

Cuando no es posible medir k_{Q,Q_0} pueden calcularse sus valores a partir de la relación entre dosis absorbida y poderes de frenado agua aire derivada de dosis de la teoría de Spencer-Attix

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q p_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} p_{Q_0}} \approx \frac{(s_{w,air})_Q p_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} p_{Q_0}} \quad (1.17)$$

Donde:

$(s_{w,air})_Q$ es la razón de poderes de frenado agua-aire en la calidad Q

$(W_{air})_Q$ es la energía media necesaria para producir un par electrón- ion en aire, que se considera que es constante para el rango de energías empleado en RT

p_Q es el producto de los factores de perturbación que incluyen las desviaciones de la teoría ideal de Bragg-Gray, a los que se ha hecho mención en el apartado 1.3.5.

La forma más habitual de conocer el factor k_{Q,Q_0} para una cámara de ionización determinada es usar los valores calculados que se especifican en los códigos de práctica en función de un índice de calidad de haz de radiación. En el caso del protocolo TRS 398 este índice de calidad es el $TPR_{20,10}(10)$ que se define como la razón de dosis absorbidas en agua a profundidades de 10 cm y 20 cm, a una distancia fuente detector de 100 cm y para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm. De este modo, la dosimetría de referencia que se realiza en un hospital es una medida relativa, no absoluta, a la medida absoluta trazada al laboratorio de calibración que disponga de un patrón primario.

1.4.4.2 TRS-483



Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis de radiación que establece el código TRS-398 (condiciones de Bragg-Gray) no se satisfacen en el caso de

campos de pequeño tamaño como los usados en ciertos equipos y técnicas de tratamiento. Por esta razón, la IAEA ha publicado un código específico para este tipo de campos, *TRS 483 Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy*

1.4.4.2.1 Campo f_{msr}

Existen equipos de tratamiento en los que, por motivos de diseño, no es posible establecer un campo de referencia de 10 cm x 10 cm, pudiéndose únicamente configurar tamaños de campo menores. En esos casos es posible establecer un campo f_{msr} (machine specific reference field), que sustituye al campo convencional de referencia. Este campo debe tener un tamaño lo más cercano a 10 cm x 10 cm.

De manera análoga a la dosimetría de campos de referencia convencionales, la dosis en el centro de este campo f_{msr} viene dada por la siguiente expresión

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \quad (1.18)$$

$M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es la lectura del dosímetro en el campo f_{msr} en la calidad de haz Q_{msr} a la profundidad de referencia z_{ref} , corregida por las magnitudes de influencia.

$N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ es el coeficiente de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración para el campo f_{msr} en la calidad de haz Q_{msr}

En caso de que el laboratorio realice la calibración en un campo de referencia f_{ref} , 10 cm x 10 cm, y en la calidad de haz Q_0 , es necesario aplicar un factor de corrección $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$. La dosis en el campo f_{msr} y calidad Q_{msr} viene dada por

$$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} \quad (1.19)$$

El factor $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$ se define como el cociente de los factores de calibración de la cámara de ionización en las condiciones del campo f_{msr} y las del campo de referencia f_{ref}

$$k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} = \frac{N_{D,w,Q_{msr}}^{f_{msr}}}{N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}}} = \frac{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}{D_{w,Q_0}^{f_{ref}} / M_{Q_0}^{f_{ref}}} \quad (1.20)$$

Por tanto, el factor $k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}}$ se puede obtener directamente mediante la calibración de la cámara de ionización en el campo de referencia y en el campo f_{msr} . No obstante, la mayor parte de los laboratorios no tiene la capacidad de realizar estas calibraciones. Los factores de corrección pueden ser determinados para una cámara de ionización y una cierta máquina mediante simulación de Monte Carlo usando la expresión:

$$k_{Q_{msr},Q_0}^{f_{msr},f_{ref}} = \frac{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} / \bar{D}_{air,Q_{msr}}^{f_{msr}}}{D_{w,Q_0}^{f_{ref}} / \bar{D}_{air,Q_0}^{f_{ref}}} \quad (1.21)$$

Donde las magnitudes en el término derecho son calculadas en la simulación de Monte Carlo

$D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ y $D_{w,Q_0}^{f_{ref}}$ son las dosis depositadas en un voxel de agua ubicado en el punto de medida, dentro del maniquí de agua.

$\bar{D}_{air,Q_{msr}}^{f_{msr}}$ y $\bar{D}_{air,Q_0}^{f_{ref}}$ son las dosis medias depositadas en el aire de la cavidad de la cámara de ionización.

1.4.4.2.2 Determinación de output factors en campos pequeños

Se define output factor o factor de campo como la relación entre la dosis en agua en un campo determinado y la dosis en agua en el campo de referencia a esa misma profundidad [40, 92].

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} = \frac{D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w,Q_{ref}}^{f_{ref}}} \quad (1.22)$$

En campos lo suficientemente grandes en los que se satisfacen las condiciones de equilibrio que se han descrito en el apartado 1.4.3, las magnitudes dosimétricas son prácticamente independientes del tamaño de campo por lo que el cociente de las cargas recolectadas en las cámaras en el campo de interés y de referencia es equivalente al cociente de las dosis depositadas por lo que puede obtenerse el output factor mediante el cálculo del cociente de las lecturas de los detectores efectuadas en ambos campos.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \quad (1.23)$$

Sin embargo, la expresión anterior no es válida en caso de que el campo de interés tenga un tamaño en el que no se alcance el equilibrio. En este caso, no es posible establecer una igualdad entre cociente de cargas recolectadas y cocientes de dosis depositadas por lo que es necesario aplicar un factor de corrección al cálculo del output factor.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} \quad (1.24)$$

Este factor de corrección $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$ puede ser determinado mediante simulación Monte Carlo a partir de la expresión.

$$k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}} / \bar{D}_{det, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{ref}}^{f_{ref}} / \bar{D}_{det, Q_{ref}}^{f_{ref}}} \quad (1.25)$$

Debido al efecto de volumen introducido en la medida de campos pequeños, el factor de corrección $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$ aumenta con el tamaño del detector y a medida que disminuye el tamaño campo.

Por otro lado, en campos grandes se produce un aumento de los fotones de baja energía que llegan al detector por lo que debe evitarse el uso de detectores que sean sensibles a ese cambio de energía en ese tipo de campos. En caso de que exista esa dependencia en el detector usado para la medida del campo pequeño, puede usarse el método de Daisy Chaining, descrito en el apartado 1.4.3.6, realizando la medida del campo grande con un detector que presente poca dependencia energética y una medida intermedia con los dos detectores.

Como se ha visto, en caso de no ser posible establecer un haz de referencia f_{ref} ha de usarse un campo f_{msr} lo más cercano posible a aquel. De forma análoga a la definición de factor de campo para campos de referencia, se define le mismo factor para el campo f_{msr}

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (1.26)$$

$$k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}} / \bar{D}_{det, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{msr}}^{f_{msr}} / \bar{D}_{det, Q_{msr}}^{f_{msr}}} \quad (1.27)$$

Por simplicidad y asumiendo que las calidades del haz del campo clínico y de referencia puedan considerarse equivalentes, la expresión del factor de corrección se simplifica pudiendo expresarse como sigue:

$$k_{Q_{clin}, Q}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{\frac{D_{w, clin}}{D_{w, ref}}}{\frac{D_{det, clin}}{D_{det, ref}}} \quad (1.28)$$

1.5 MÉTODO DE MONTE CARLO

Monte Carlo es una herramienta muy útil que se basa en muestrear distribuciones de probabilidad microscópicas para determinar por repetición propiedades macroscópicas. Es ampliamente utilizada en el ámbito de la física y en particular en la física médica para simular el transporte de fotones y electrones a través de la materia de un cierto medio. Una simulación de Monte Carlo consiste en la recreación de multitud de trayectorias aleatorias de partículas que tienen lugar en un cierto entorno material. Estas partículas interaccionan con ese medio material, dispersándose, perdiendo parte de su energía y creando o dispersando otras partículas secundarias que participan a su vez en la simulación.

A nivel informático un determinado código de Monte Carlo consta de un paquete de subrutinas que realizan diferentes tareas. Existen múltiples códigos, algunos enfocados a la simulación en entornos concretos y otros de propósito más general.

1.5.1 Concepto de historia

Dentro de una simulación de Monte Carlo, se denomina historia de una partícula a la trayectoria de esta a lo largo de un medio material y al conjunto de interacciones que sufre ésta en determinados puntos de esta trayectoria desde su nacimiento o emisión hasta su absorción.

1.5.2 Construcción de una historia

Cada historia se construye a partir de la información inicial de la partícula y de la obtenida en cada interacción de la partícula con un determinado átomo/núcleo del medio. Cada una de estas interacciones se produce en un determinado punto del espacio y en ella se obtiene el momento (velocidad y dirección) que tiene la partícula antes y después cada una de estas interacciones. Estos puntos espaciales de interacción se encuentran distribuidos de acuerdo con las propiedades del medio material en el que tiene lugar la simulación. Entre cada uno de estos eventos la partícula sigue una trayectoria libre. Por tanto, puede considerarse que la partícula sigue una trayectoria en zigzag en todo su recorrido.

Tanto la posición y el tipo de proceso como la transferencia de energía/momento que tiene lugar en cada interacción, se deciden aleatoriamente. Las distribuciones de probabilidad que se usan en ese proceso de decisión aleatorio son las correspondientes a las secciones eficaces de interacción de esa partícula y tipo de interacción con cada tipo de átomo del medio.

En cada punto de interacción de una partícula se produce una transferencia de energía /momento y procesos de dispersión, ionización y/o creación de otras partículas. Estas nuevas partículas generarán sus propias historias que han de ser incorporadas a su vez a la simulación.

1.5.3 Objetivo de la simulación

El objetivo de una simulación Monte Carlo es conocer los valores que toma una determinada magnitud física en una cierta región del espacio como por ejemplo la energía transferida por las partículas cargadas en un cierto volumen. Estas magnitudes se obtienen como el promedio de los valores correspondientes a cada una de las partículas que interaccionen en esa región. Cada valor esperado tiene una incertidumbre asociada.

1.5.4 Creación de un modelo de acelerador y haz de radiación

Entre las múltiples aplicaciones que tiene el método de Monte Carlo está su uso en el ámbito de la física médica. Se ha utilizado para precálculo de los núcleos de deposición de dosis empleados en los algoritmos de cálculo de dosis. Además, ha sido usado para generar tablas de datos utilizadas en dosimetría [47, 93] o los factores de corrección [40]. Su uso ha sido ampliamente extendido en la investigación clínica y física de dosimetría, sobre todo en casos donde los formalismos clásicos de dosimetría no son aplicables, como en regiones de acumulación, interfaces de medios y especialmente en haces estrechos. Recientemente, se ha empleado para obtener factores de corrección en el protocolo de dosimetría de la IAEA en relación con la dosimetría de campos pequeños.

En este trabajo se ha abordado la creación de un modelo que permita simular el comportamiento de un haz de radiación generado por un acelerador clínico usado en radioterapia externa, como el que se ha descrito en el apartado 1.2.2. Posteriormente, una vez construido un modelo del haz que se adapte a la realidad, este puede ser empleado en la simulación de la deposición de dosis producida por ese haz en un medio material determinado.

La simulación de un haz de radiación generado por un acelerador requiere una correcta implementación de tres modelos: de la fuente, del transporte y de la geometría y composición del medio material.

La fuente contiene las partículas iniciadoras del proceso de creación del haz. En un acelerador clínico esta fuente es un haz primario de electrones que se proyecta contra un target, donde se producirán los haces de fotones.

El modelo de transporte contiene la información física de como las partículas interaccionan en el medio por el que se mueven.

El modelo del medio material describe la geometría y la composición de los materiales que componen el medio por los que transcurren las trayectorias de las partículas.

Esa información es usada en el cálculo de las interacciones que sufre cada partícula.

En el caso de una simulación de un haz de radiación producido por un acelerador clínico destinado a la realización de tratamientos en radioterapia, el cabezal de acelerador es el medio material en el cual va a tener lugar la simulación. El cabezal es la estructura que contiene todos los elementos desde que el haz primario de electrones golpea el target hasta que el haz de fotones sale colimado hacia el paciente. Por tanto, es necesario definir un modelo de este en el que estén presentes todos sus componentes.

1.5.5 Proceso de simulación

La simulación de la dosis depositada en un haz de radiación producido por un acelerador clínico se ejecuta en dos partes. En primer lugar, se simulan las historias desde su generación hasta que las partículas alcanzan una cierta región geométrica, un plano, por ejemplo, que habitualmente se encuentra más allá del último elemento del cabezal del acelerador en donde el haz ya ha sido conformado. Allí se obtiene la información de posición y momento de cada partícula resultante de las historias iniciales. La información del espacio de fases de todas las partículas en esa región es almacenada en un fichero informático.

Usando la información almacenada en el espacio de fases generado en una cierta posición, se lleva a cabo la segunda parte de la simulación que consiste en usar estos datos como condiciones iniciales de las trayectorias de partículas que interaccionarán en un fantoma de agua o material que se encuentra más allá del cabezal.

La razón de realizar la simulación en dos etapas, almacenando primero el espacio de fases y realizando luego la simulación de las dosis depositadas en el maniquí es que de esta forma es posible reutilizar el mismo espacio de fases para varias simulaciones, evitando tener que repetir la simulación del transporte en el cabezal del acelerador para cada una de ellas.

1.5.6 Incertidumbre en simulación Monte Carlo

Incertidumbre tipo A

Ha sido mencionado que la estimación del valor esperado de una magnitud física en una simulación Monte Carlo se realiza obteniendo la media muestral de los valores obtenidos en cada una de las muestras (en nuestro caso, historias de partículas). Esta media converge al valor esperado de esa magnitud a medida que el tamaño de la muestra N (número de historias) se aproxima a infinito. Como el tamaño muestral es finito, el valor obtenido posee una incertidumbre. En virtud del teorema del límite central, la media muestral sigue una distribución normal por lo que la incertidumbre es inversamente proporcional a la raíz cuadrada del tamaño de la muestra, $1/\sqrt{N}$.

Incertidumbre tipo B

En una simulación Monte Carlo, la incertidumbre tipo B corresponde a las componentes asociadas al desconocimiento de los diferentes elementos que componen el modelo (de la fuente, del transporte y de la geometría). Además, existen efectos que se presentan en el caso real y que pueden afectar a la magnitud que se calcula pero que no son simulables, como por ejemplo los aspectos eléctricos del haz. Si la importancia relativa de estos efectos es pequeña pueden ser incorporados como incertidumbre tipo B de la simulación. Si la magnitud F es dependiente de varios parámetros x_i con incertidumbres $u(x_i)$, podemos expresar la incertidumbre $u(F(x_i))$ de la forma:

$$\begin{aligned}
 u(F(x_i))^2 &= \sum_{i=1}^n u(x_i)^2 \left(\frac{\partial F(x_i)}{\partial x_i} \right)^2 \approx \\
 &\approx \sum_{i=1}^n u(x_i)^2 \left(\frac{F(x_i) - F(x_i + u(x_i))}{u(x_i)} \right)^2 = \\
 &= \sum_{i=1}^n (F(x_i) - F(x_i + u(x_i)))^2 \tag{1.29}
 \end{aligned}$$

Mediante esta expresión puede propagar la incertidumbre tipo B asociada a magnitudes derivadas de la simulación como output factors o factores de corrección.

1.5.7 Técnicas de reducción de la varianza y métodos de aumento de la eficiencia

Como ha sido descrito, la incertidumbre asociada a la simulación es inversamente proporcional a la raíz cuadrada del número de historias por lo que, para disminuir la incertidumbre en un cierto valor, el trabajo a realizar crece cuadráticamente.

Por otro lado, debido a la gran cantidad de interacciones que tiene lugar en cada historia y al hecho de que un evento de creación de nuevas partículas da lugar a nuevas historias donde se generan a su vez nuevas partículas e historias, la potencia computacional necesaria para gestionar toda esa información y realizar todos los cálculos necesarios en un tiempo razonable puede llegar a ser muy grande.

Por tanto, a pesar del aumento de la potencia de cálculo en los últimos tiempos, el objetivo de realizar la simulación en un tiempo razonable manteniendo una baja incertidumbre no

siempre es alcanzable. Se puede expresar la eficiencia de una simulación de Monte Carlo como

$$\varepsilon = \frac{1}{\sigma^2 T} \quad (1.30)$$

donde σ^2 es la varianza de la magnitud simulada y T es el tiempo de cálculo para obtener esa varianza.

Podemos aumentar la eficiencia disminuyendo la varianza para un T dado o disminuyendo el tiempo de cálculo, manteniendo constante la varianza.

Para afrontar este problema se usan métodos que permiten aumentar la eficiencia de la simulación, disminuyendo la incertidumbre sin aumentar el número de cálculos, de manera que la simulación pueda realizarse en un tiempo asumible. Estos métodos se denominan *técnicas de reducción de varianza* (efficiency enhancing techniques).

A continuación, se describen algunas de las más utilizadas en la simulación de transporte de partículas cargadas [59, 94].

- Range rejection: Consiste en terminar la historia de una partícula cargada cuando no tiene suficiente energía para alcanzar una región de interés. En lugar de seguir calculando su trayectoria, se asume que la partícula cargada deposita toda su energía localmente. Se establece un umbral de energía (electron energy cutoff) por debajo del cual se aplica la técnica.

No se tiene en cuenta los fotones de bremsstrahlung que generaría la partícula cargada que sí podrían llegar a la región de interés. Se asume que por debajo del umbral de energía aplicado la producción de fotones de frenado es despreciable. Para acortar el número de cálculos y de forma similar al caso de las partículas cargadas, es posible aplicar a los fotones la técnica de Range rejection, cortando la simulación de la partícula y depositando su energía localmente. Esto se lleva a cabo cuando el fotón tiene una energía por debajo de un umbral arbitrario (photon energy cutoff)

- Photon forcing: Mediante esta opción, puede forzarse fotones a interactuar en una zona de interés. Esto puede ser útil cuando necesitamos aumentar la estadística en alguna zona sin aumentar el número global de historias.

- Photon Cross Section Enhancement (XCSE): La sección eficaz total de interacción de los fotones en un cierta región o material es incrementada artificialmente en un factor F con el objetivo de aumentar el número de interacciones en esa zona. Para mantener una simulación no sesgada es necesario corregir el peso de las partículas secundarias generadas en esas interacciones, por un factor $1/F$.
- Bremsstrahlung Photon Splitting (BPS): Cada fotón de bremsstrahlung que se produce es dividido en un número determinado de fotones (factor de multiplicación) con peso proporcionalmente menor con el objetivo de tener una mayor estadística de fotones de frenado sin incrementar el tiempo que se necesitaría para simular todos los electrones que los generasen. Esta multiplicación o splitting puede realizarse solo en una cierta dirección, esta técnica se denomina en EGS Directional Bremsstrahlung Splitting (DBS).
- Ruleta rusa de partículas cargadas: Esta técnica se usa para reducir el consumo de tiempo de computación necesario para simular los electrones secundarios creados por los fotones de bremsstrahlung generados en el Photon Splitting, a la vez que se preservan las ventajas de la reducción de varianza introducida por esa técnica. Para evitar el aumento de tiempo que implica la simulación de las historias de electrones secundarios que se generan en cada fotón proveniente del split, parte de estos son eliminados aleatoriamente, dando mayor peso a los supervivientes.

CAPÍTULO 2

MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS

2. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS

2.1 PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA. PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN

La motivación principal de este trabajo es el estudio de la dosis de radiación depositada en campos de pequeñas dimensiones usados en radioterapia. El conocimiento exacto de esta magnitud es de vital importancia para poder diseñar tratamientos efectivos y seguros. Para acometer esta tarea se han empleado procedimientos de medida y simulación adecuados para poder determinar la dosis absorbida en este tipo de campos con la mayor exactitud posible.

Ha tenido que considerarse la respuesta a las siguientes preguntas:

- ¿Qué tipo de detectores son los más adecuados para acometer esta tarea?
- ¿Cuál es la mejor forma de corregir la respuesta de estos detectores en este tipo de campos pequeños?
- ¿Qué procedimiento puede seguirse para obtener modelos de haz de radiación en los que realizar simulaciones cuyos resultados sean lo más cercanos posible a los generados por máquinas reales?
- ¿Cuáles son las incertidumbres de los métodos de medida y simulación usados y cómo se trasladan estos a los resultados obtenidos?

Y otras cuestiones derivadas de las anteriores:

- ¿Cómo abordar la creación de un modelo de acelerador en el que sea posible realizar simulaciones de los haces de radiación puestos en juego?
- ¿Qué tipo de cámaras de ionización requieren una corrección menor?
- ¿Qué dispositivo de colimación ha de usarse para construir un campo pequeño con unas dimensiones lo más exactas y reproducibles posible?

Para poder responder a estas cuestiones se han considerado detectores de tipo cámara de ionización y se han desarrollado modelos de simulación Monte Carlo que permiten analizar y corregir la respuesta de detectores ionométricos en este tipo de haces, teniendo especial cuidado en evaluar las limitaciones de dichos modelos a la hora de reproducir

los campos de radiación, trasladándolas a componentes de incertidumbre adicionales a las de tipo A en los resultados de simulación.

2.2 OBJETIVOS PRINCIPALES

Esta tesis tiene dos objetivos principales.

El primero de ellos es el desarrollo de un modelo de acelerador mediante el uso de código Monte Carlo EGS. El acelerador modelado debe poder reproducir haces de radiación sin filtro de calidades 6FFF y 10FFF. Para ello se llevará a cabo un proceso de comisionado consistente en el ajuste de los parámetros de configuración del modelo de manera que se reproduzcan con el mayor grado de exactitud posible medidas experimentales realizadas en un acelerador real del mismo modelo que el simulado.

El segundo objetivo de la tesis es el estudio del comportamiento de varios detectores de radiación de tipo microcámara de ionización, usados en la determinación de la dosis absorbida en campos pequeños en radioterapia.

2.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para poder alcanzar los objetivos principales es necesario plantear una serie de objetivos específicos o tareas que se exponen a continuación.

2.3.1 Medición del tamaño de foco de radiación

Realizar la medida de las dimensiones del foco de emisión de radiación del acelerador para las dos calidades de haz estudiadas, mediante el uso de un dispositivo de colimación diseñado específicamente para esa tarea.

Desarrollar una herramienta informática que, a partir de las medidas realizadas, permita deducir el tamaño y distribución del foco de radiación.

La dimensión del foco de radiación medido se relaciona con el tamaño del haz primario de electrones que es uno de los parámetros que se usa en el modelado de los haces de fotones generados por aceleradores clínicos.

2.3.2 Creación de un modelo material de acelerador clínico

Crear un modelo de cabezal de acelerador clínico de tipo convencional Varian TrueBeam empleando para ello código Monte Carlo EGS. La construcción de este modelo tiene como objetivo la simulación de haces de fotones sin filtro aplanador de calidades 6FFF y 10FFF.

2.3.3 Comisionado y validación del modelo de acelerador desarrollado

Llevar a cabo un proceso de comisionado o ajuste del modelo de haces creado con el objetivo de optimizar los resultados de las simulaciones de forma que concuerden con las medidas experimentales.

Para alcanzar esta optimización es necesario definir criterios de comparación para estimar las diferencias de los valores simulados y los obtenidos experimentalmente.

2.3.4 Construcción de un modelo de acelerador con colimador cónico

Partiendo del modelo de acelerador comisionado, crear un modelo basado en él que cuente con un colimador adicional destinado a la generación de un haz de dimensiones reducidas para efectuar el estudio del comportamiento de varios detectores en el seno del mismo.

2.3.5 Modelado de microcámaras para su simulación

Crear modelos de cámaras de ionización enfocados a la simulación de la dosis de radiación absorbida en la cavidad de estas, en las mismas condiciones en las que las medidas experimentales en los mismos detectores reales son realizadas. Las cámaras modeladas han de ser guardadas con la mayor fidelidad posible con respecto a los dispositivos reales, en cuanto a materiales y geometría.

2.3.6 Determinación de factores de corrección

Determinar los factores de corrección de un campo pequeño para varias microcámaras de ionización. Abordar la determinación de factores de corrección para un campo pequeño generado con el modelo de acelerador comisionado con el colimador cónico añadido.

Medir experimentalmente los factores de campo con las mismas microcámaras que las modeladas y comparar estos resultados con los obtenidos en la simulación llevada a cabo.

2.3.7 Estudio de incertidumbres

Realizar un estudio de las incertidumbres asociadas a los valores de las magnitudes simuladas en relación con el comisionado del modelo de acelerador creado y de los resultados de los factores de corrección obtenidos, así como estimar las incertidumbres asociadas a las medidas experimentales realizadas.

CAPÍTULO 3

METODOLOGÍA

3. METODOLOGÍA

En este capítulo se describen los métodos utilizados en la creación de un modelo de acelerador clínico y en la investigación destinada a analizar la respuesta de varias cámaras de ionización en la medida de la dosis depositada en campos pequeños de radioterapia. Se detallan los procedimientos experimentales empleados, los equipos utilizados y los análisis realizados para obtener los resultados del estudio.

En primer lugar, se describe la medida del tamaño del foco de radiación de un acelerador Varian True Beam. Este dato es usado en los trabajos de simulación posteriores.

A continuación, se describe la realización, mediante el empleo de código Monte Carlo, de un modelo de simulación de un acelerador clínico Varian True Beam con haces de fotones sin filtro de dos calidades de haz, 6FFF y 10FFF.

Posteriormente se describe como se ha llevado a cabo el establecimiento de los parámetros de fuente primaria y optimización de geometría (comisionado) del modelo de acelerador creado a partir de la comparación de los datos obtenidos en las simulaciones y los datos experimentales medidos en una máquina real del mismo modelo que la simulada.

Haciendo uso de los haces comisionados, se aborda el estudio de la respuesta de varias cámaras de ionización en la medida de la dosis de un campo pequeño generado con un dispositivo cónico de colimación.

Gran parte de esta sección, así como de la sección Resultados reproducen el contenido y los métodos desarrollados en las dos publicaciones [95, 96] que han servido como base para la elaboración de esta tesis.

3.1. MEDIDA DEL FOCO DE UN ACELERADOR VARIAN TRUEBEAM

Como ha sido descrito anteriormente, la producción de fotones en un acelerador clínico se produce a partir de un haz primario de electrones que impacta en un blanco que suele ser un bloque compuesto de uno a varios metales. El haz de fotones de rayos X de alta energía se crea durante la deceleración experimentada por los electrones del haz primario, que emiten radiación de bremsstrahlung cuando interaccionan con los átomos del blanco

[38].

Esta emisión de radiación de frenado se concentra en una zona del blanco que suele tener unas dimensiones del orden de milímetros. A esta zona en la que los fotones son generados se la conoce como foco de emisión, mancha focal o focal spot.

El conocimiento de las dimensiones del foco de emisión es útil a la hora de obtener mediante simulación un modelo de haz que reproduzca fielmente los resultados experimentales. Con este objetivo se ha llevado a cabo la medida experimental del foco de emisión de un acelerador Varian True Beam.

3.1.1. Dispositivo dedicado a la medida del foco de emisión

En la validación del modelo de acelerador creado mediante código Monte Carlo que se describe en el apartado 3.4.3, se ha usado el valor de la anchura del haz primario de electrones como parámetro de input de la simulación de los espacios de fases. Este valor puede estimarse a partir de la medida experimental del tamaño del foco de emisión de un acelerador como el modelado.

Dado que a la energía de los electrones del haz primario incidentes en el target es del orden de los MeV, la radiación de frenado se produce fundamentalmente hacia delante [38]. Esto implica que los fotones que se producen en el target por radiación de frenado y que poseen una dirección casi paralela al eje del acelerador, son generados por electrones del haz primario que no se han dispersado previamente. Por tanto, es posible establecer una relación directa entre el tamaño del haz primario de electrones y las dimensiones de la región del target en la que se están emitiendo fotones en dirección casi paralela al eje del acelerador.

Para realizar la medida de estos fotones se ha usado un dispositivo diseñado para detectar únicamente los fotones que se generan en la región del foco y cuya trayectoria discurre paralela al eje, descartando los fotones dispersos que provienen de otras zonas del cabezal [95, 97].

Consta de dos bloques de plomo con forma de prisma rectangular que están unidos en una de sus caras manteniendo una separación o rendija de 0.13 mm. En la parte inferior de los dos bloques, centrado en la rendija de aire e introducido en un blindaje de tungsteno con una sola abertura, se sitúa un detector de diodo. Todo el conjunto descansa sobre una plataforma motorizada que se desplaza en dirección perpendicular a la rendija. Este movimiento está controlado mediante un sistema que permite programar escaneos longitudinales generando perfiles de radiación a lo largo de esa dirección.

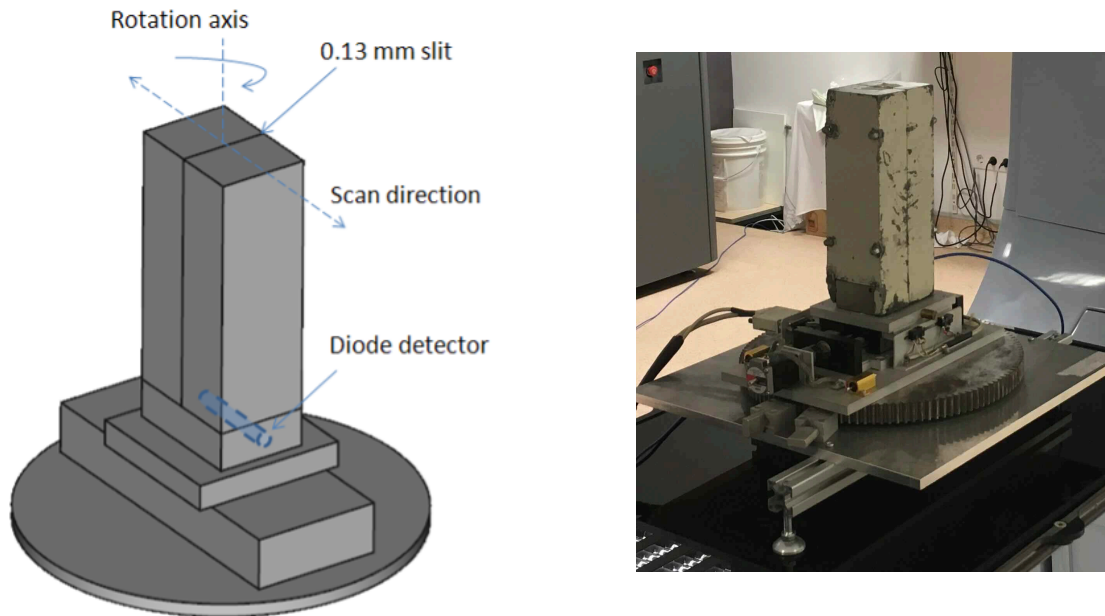


Figura 3.8. Dispositivo dedicado a la medida del foco de emisión

El funcionamiento del dispositivo de medida de tamaño de foco es el siguiente (Figura 3.9): la zona sensible del diodo, situado bajo la rendija, se centra en el eje longitudinal del acelerador. En esta posición, aquellos fotones generados en el foco que poseen una trayectoria casi paralela a la dirección longitudinal del acelerador llegan directamente al detector a través de la rendija, sin interactuar ni dispersarse en ningún elemento del cabezal. Los bloques de plomo, separados por la estrecha rendija de aire, actúan a modo de colimador impidiendo la llegada al detector de fotones con una trayectoria que se separe mínimamente de la dirección del eje por lo que todas las partículas dispersadas en los distintos elementos del cabezal son eliminadas del contaje. Mediante el movimiento motorizado del colimador en la dirección perpendicular a la rendija es posible realizar el escaneo de un perfil de los fotones generados en el foco y que están llegando directamente al detector. Este perfil está directamente relacionado con distribución de intensidad de los fotones existente en el foco de radiación del acelerador.

Las medidas experimentales realizadas con el dispositivo de colimación descrito fueron llevadas a cabo en centros hospitalarios que cuentan con aceleradores Varian TrueBeam.

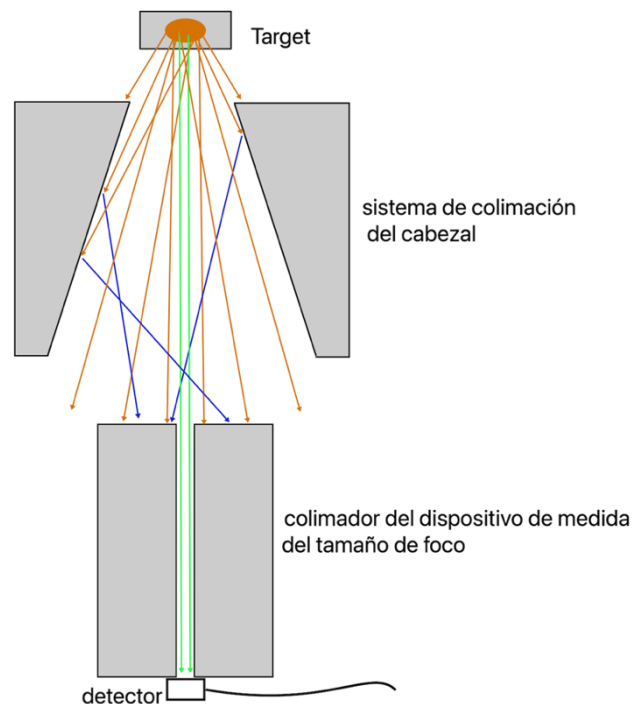


Figura 3.9. Funcionamiento esquemático del dispositivo de colimación para la medida de las dimensiones del foco de emisión. El dispositivo solo deja pasar hacia el detector los fotones producidos en el foco y que poseen una dirección longitudinal (líneas verdes). El resto de los fotones producidos en el foco con otras direcciones (líneas naranjas) y los provenientes de dispersiones en el cabezal (líneas azules) son detenidos en el blindaje.

3.1.2. Medidas experimentales del foco de emisión.

Mediante el uso del dispositivo de colimación descrito anteriormente se han realizado medidas de perfiles de intensidad del foco de emisión variando la distancia entre el cabezal y el dispositivo de colimación. Al modificar esta distancia, varía a su vez la anchura de los perfiles de intensidad medidos. Este efecto es usado en el cálculo de las dimensiones del foco.

En el caso de los haces de 6FFF, las medidas han sido realizadas en tres aceleradores del mismo modelo Varian TrueBeam correspondientes a diferentes centros hospitalarios. Adicionalmente se han realizado también medidas variando el ángulo de orientación del perfil de intensidad medido a fin de comprobar si la distribución de intensidad posee simetría cilíndrica.

3.1.3. Desarrollo de una herramienta informática y simulación de perfiles de intensidad.

Para conocer las dimensiones del foco de emisión, es necesario establecer una relación entre la distribución de intensidad medida con el detector y la distribución de intensidad de emisión en el foco. Para ello hay que tener en cuenta que, a pesar de las dimensiones reducidas de la rendija existente entre los dos bloques de plomo que conforman el colimador, la anchura de esta permite que fotones generados en el foco puedan llegar al detector con direcciones ligeramente oblicuas con respecto al eje (ángulos con el eje de unos pocos segundos de grado). Este efecto hace que la distribución medida sea diferente a la emitida. Esta diferencia es función de la anchura de la rendija, del grosor de los bloques de plomo y de la distancia entre el dispositivo de colimación y el cabezal del acelerador.

Con el objetivo de conocer la distribución de emisión del foco de emisión se ha desarrollado una herramienta informática construida en lenguaje Matlab que resuelve ese problema [A1].

El programa desarrollado calcula la fluencia de fotones que llegan al fondo de la rendija del dispositivo de colimación para una cierta posición del dispositivo de colimación, partiendo de la suposición de que el patrón de intensidad de fotones que se crean en la región del foco sigue una distribución gaussiana. Si se realiza esta operación para múltiples posiciones a lo largo de la dirección perpendicular a la rendija se genera un perfil de escaneo que simula el obtenido en la medida experimental. Se han obtenido varios perfiles repitiendo este proceso para diferentes parámetros de anchura de la distribución de intensidad del foco de emisión y para varias distancias del foco al dispositivo de colimación.

3.1.4. Determinación del tamaño foco de emisión

Se han comparado las curvas obtenidas en las medidas experimentales con las generadas en la simulación. El método comparación se basa en la siguiente función que establece una relación entre la anchura de la distribución de intensidad medida y la calculada con la herramienta desarrollada.

$$D_i = \sqrt{\sum_j (FWHM^{calc}_{i,j} - FWHM^{med}_j)^2} \quad (3.1)$$

$FWHM^{calc}_{i,j}$ es la anchura de la distribución de intensidad en el plano del detector, a una distancia del colimador al foco j-ésima, calculada a partir de la anchura de distribución focal i-ésima considerada.

$FWHM^{med}_j$ es la anchura de la distribución de intensidad medida en el plano del detector a la distancia j-ésima.

Para hallar cuál es la FWHM de la distribución de intensidad del foco de emisión que se corresponde con la curva medida por el detector se debe encontrar qué FWHM calculado minimiza la función D definida, es decir hallar el valor de D_i mínimo, de entre todos los calculados.

3.2. CREACIÓN DE UN MODELO DE SIMULACIÓN DE UN ACELERADOR CLÍNICO

Los espacios de fases usados en las simulaciones realizadas en este estudio han sido generados con código Monte Carlo a partir de un modelo de acelerador clínico de electrones equivalente a un equipo TrueBeam del fabricante Varian Medical Systems [57]. Este tipo de acelerador es una máquina ampliamente usada en unidades de radioterapia externa de todo el mundo. El dispositivo es un acelerador de tipo convencional que cuenta con un brazo giratorio (normalmente se usa la palabra gantry) en el que va alojada la cavidad resonante y el cabezal con los dispositivos de monitorización y colimación. El haz primario de electrones es producido en los componentes estáticos que se encuentran en la parte trasera del brazo. Esta configuración clásica permite realizar una gran variedad de técnicas de tratamiento.

Se han modelado haces con calidades 6FFF y 10FFF que se caracterizan por no presentar perfiles de radiación planos debido a la ausencia de filtro aplanador [24].

El modelado del acelerador y de los haces usados para la realización de la simulación, se describen en los siguientes apartados.

3.2.1. Códigos Monte Carlo usados en las simulaciones

EGS (Electron–Gamma–Shower) es un código Monte Carlo de propósito general para la simulación del transporte de electrones y fotones en una geometría arbitraria para partículas con energías comprendidas entre algunos keV varios cientos de GeV.

EGSnrc es una versión mejorada y especializada de EGS4 desarrollada por el National Research Council of Canada (NRC) [98]. En los trabajos de simulación que se ha realizado en este estudio se ha usado el sistema EGSnrc versión 4.

Usando como base EGSnrc, existen varias herramientas de código destinadas a la simulación de diferentes aspectos específicos del transporte de fotones y electrones.

-BEAMnrc [94] es un código que permite la simulación de haces de electrones y fotones de alta energía generados en unidades de tratamientos de radioterapia.

-EGS_chamber [99] es una herramienta diseñada específicamente para la simulación detallada de cámaras de ionización utilizadas en dosimetría clínica.

-DOSXYZnrc [100] es una solución concebida para calcular distribuciones de dosis absorbida en un volumen tridimensional o fantoma. Este fantoma puede representar a un paciente o un modelo genérico, como un bloque de agua o tejidos específicos.

En los trabajos realizados en esta tesis, el modelado y comisionado del acelerador clínico y obtención de espacios de fases han sido llevados a cabo mediante la versión Rev1.78 del código BEAMnrc. La simulación de dosis de radiación en la cavidad de las cámaras de ionización se ha realizado usando el código egs_chamber code (version 1.21). La simulación de dosis depositadas en vóxel de agua han sido llevadas a cabo con DOSXYZnrc.

El modelado de las cámaras se ha realizado por medio del paquete de geometría combinatoria egs++ que permite la creación de geometrías específicas mediante la combinación de formas geométricas básicas [101].

Los procesos de simulación han sido ejecutados en un cluster de procesadores perteneciente al Laboratorio de Radiofísica de la Universidad de Santiago de Compostela.

3.2.2. Diseño de un modelo de acelerador con EGS

3.2.2.1. Diseño de cabezal del acelerador

Para realizar una simulación Monte Carlo destinada a la obtención de la dosis de radiación depositada en un cierto volumen de un medio material, es necesario llevar a cabo previamente un modelo de cabezal de acelerador en el que se va a generar y propagar el haz de radiación.

El proceso de modelado con BEAMnrc utiliza componentes modulares denominados CMs (Component Modules) para construir el acelerador:

Cada módulo se configura con parámetros específicos de posición, material y geometría para representar de manera realista el diseño físico del acelerador.

Los CMs se sitúan de forma secuencial a lo largo del eje del acelerador a unas distancias determinadas. Cada uno de estos módulos se corresponde con las distintas partes o sistemas que componen el cabezal y con los que va interaccionando el haz de radiación en su recorrido desde el target hasta el sistema de conformación. Las características geométricas y materiales que componen cada uno de estos módulos se detallan en los ficheros de input a partir de los cuales la simulación es ejecutada [102]. Los siguientes elementos son incluidos como módulos en la simulación.

- Target o blanco
- Colimador primario
- Filtro aplanador (o no dependiendo del tipo de haz)
- Cámaras monitoras
- Colimador secundario (mandíbulas)
- Otros elementos de colimación como MLC o colimador cónico.

En función del diseño de cada máquina concreta y de la modalidad de tratamientos que vaya a realizar, puede ser necesario añadir a estos elementos otros adicionales.

3.2.2.2. Definición haz primario

Además de los componentes materiales del cabezal, la simulación ha de contar con la definición de un haz primario de electrones que interacciona con el target a partir del cual se genera el haz de fotones que va a ser usado en los tratamientos. En el caso del código EGS, deben definirse los siguientes parámetros [102]:

- Dirección con la que los electrones del haz primario impactan en la superficie del target.
- Distribución espacial de la intensidad del haz.
- Anchura del haz.
- Energía de los electrones

Estos parámetros del haz primario de electrones que interacciona con el target están definidos dentro de los ficheros de input con los que se programa la simulación.

Además de los parámetros descritos, existen efectos no simulables que también pueden afectar a la energía y distribución del haz primario. Estos efectos están relacionados con los aspectos eléctricos de generación del haz como la estabilidad del haz, output de la máquina o parámetros de deflexión del haz. La estabilidad de estos parámetros es mantenida mediante un lazo de control en los aceleradores por lo que se asume que las fluctuaciones del haz debida a ellos son de pequeña magnitud. Por esta razón, y ante la imposibilidad de simular estos efectos, estas perturbaciones pueden incluirse dentro de las incertidumbres de tipo B que son tenidas en cuenta en la simulación.

3.2.2.3. Obtención de espacios de fases

En la búsqueda de un modelo de acelerador que sea fiel a la realidad, el siguiente paso a la construcción del acelerador y a la definición de los componentes materiales es la fabricación de ficheros de input destinados a generar la simulación del transporte de partículas a través del cabezal definido. El resultado de esta simulación es un conjunto de partículas resultantes de las interacciones y procesos generados en cada una de las historias iniciales. Esta información es almacenada en un fichero informático de salida u output que contiene los espacios de fases de esas partículas con una cierta geometría y posición, y que establecen las condiciones iniciales a partir de las cuales llevar a cabo la simulación de distribuciones de dosis producidas por el haz de radiación en zonas situadas más allá de la ubicación del espacio de fases [94, 98]. Estas distribuciones de dosis son usadas en el comisionado y validación del acelerador creado.

Para simular distribuciones de dosis en agua o en la cavidad de una cámara de ionización se parte de los espacios de fases obtenidos a la salida del cabezal. Estos espacios de fases se usan como fuente a partir de la cual se generan las historias de las partículas que

interaccionarán con el medio y, algunas de las cuales, depositarán la dosis en la región de interés.

3.2.2.4. Medio de interacción

Adicionalmente a la construcción del modelo del cabezal en el que se genera y se conforma el haz de radiación, es necesario definir el medio material en el que va a propagarse e interactuar ese haz una vez que abandona el dispositivo de conformación/colimación. Este medio es el lugar en el que se encuentra la región en donde se quiere conocer la información que se desea obtener en la simulación. Normalmente este medio suele ser un maniquí de agua o un bloque de otro tipo de material en cuyo seno se ubica un detector previamente modelado o un vóxel del mismo material en el que puede obtenerse la dosis liberada por el haz [100, 102]. También puede generarse un modelo de una parte del organismo de un paciente para obtener la dosis depositada en alguna estructura u órgano [100].

3.2.3. Modelo de acelerador Varian TrueBeam realizado

A continuación, se exponen los detalles del proceso de modelado del modelo de cabezal correspondiente al acelerador clínico en el que se han llevado a cabo las simulaciones de los haces de radiación que permiten obtener los espacios de fases correspondientes a cada calidad de haz y configuración de colimación. La validación del modelo se ha realizado mediante el comisionado de los haces a través de la comparación de los resultados obtenidos en las simulaciones y los medidos experimentalmente. Este proceso de comisionado se detalla en el apartado 3.4.

El modelo Monte Carlo de cabezal desarrollado es el correspondiente a un acelerador Varian TrueBeam usado para la producción de haces de radiación sin filtro aplanador de calidades de 6FFF y 10FFF [45].

Varian Medical Systems ha publicado espacios de fases para estos equipos, pero no proporciona información detallada del cabezal. Al no disponer de acceso a los planos del modelo TrueBeam, algunos autores se han basado en estos espacios de fases suministrados por el fabricante para realizar sus estudios [103]. Otros autores han creado modelos de cabezal True Beam a través de la adición de elementos a un cabezal conocido

[104].

En este trabajo, el modelo del dispositivo ha sido creado a partir de un modelo anterior Varian Clinac con ciertas modificaciones. Los planos del modelo antiguo Clinac han sido facilitados por el fabricante [105]. La información adicional necesaria para transformar una unidad Clinac en una unidad TrueBeam ha sido obtenida a partir de la bibliografía disponible on line, incluyendo presentaciones de formación por parte de técnicos de Varian.

El modelo consta de 6 módulos que se describen a continuación (Figura 3.1).

- Target: Se han usado dos modelos diferentes, uno para cada calidad de haz estudiada.
 - o 6FFF : 2.54 mm de tungsteno y 5.55 mm de cobre, situado entre dos láminas de berilio de 0.254 mm de espesor
 - o 10FFF: 0.65 mm de tungsteno y 9.1 mm de cobre
- Colimador primario. Diseño correspondiente al modelo Clinac.
- Filtro aplanador. Las dos calidades haz simuladas no usan este elemento, por lo que no ha sido añadido a la simulación.
- Cámara de ionización monitora. Se han usado los planos disponibles correspondientes al modelo Clinac
- Blindaje con forma de anillo. Es un componente que se encuentra colocado antes de las mandíbulas.
- Elemento de colimación constituido por dos mandíbulas asimétricas.

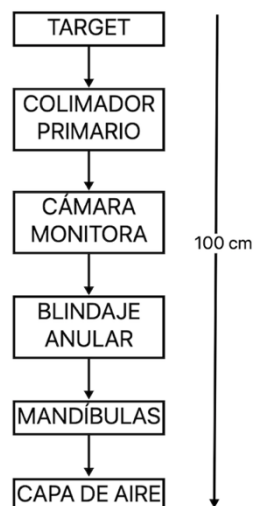


Figura 3.1. Módulos incluidos en los ficheros de input del modelo de acelerador básico creado.

Los valores de los parámetros usados para definir el haz primario de electrones son los siguientes:

- Dirección del haz: Se ha usado una trayectoria paralela a la dirección longitudinal del acelerador que impacta perpendicularmente en la superficie del target.
- Distribución: La distribución de la intensidad del haz primario es una función Gaussiana con simetría cilíndrica. Esto se ha comprobado mediante medidas experimentales (apartado 3.1.2).
- Anchura: La anchura a media altura o FWHM de las funciones de distribución para los haces de 6FFF y 10FFF ha sido uno de los parámetros que se han ajustado en el comisionado de los haces. La búsqueda de este parámetro se ha decidido a partir de la medida del tamaño de foco en el acelerador Varian Truebeam descrita en el apartado 3.1.
- Energía del haz primario: Se han considerado haces monoenergéticos con energías cercanas a la energía nominal de los haces de fotones en estudio. Posteriormente se ha buscado un valor óptimo de esta energía en el proceso de comisionado y validación experimental.

Con respecto al fantoma en el que interacciona el haz de radiación una vez abandona el cabezal, en el que van a estar ubicados las regiones de interés en las que se obtiene la dosis de radiación, en este estudio se ha usado un cubo de agua con unas dimensiones de 50 cm x 50 cm x 50 cm, equivalente al usado en las medidas experimentales.

3.2.4. Modelo de colimador cónico para campos pequeños

Como se ha explicado en los apartados anteriores, se ha desarrollado un modelo Monte Carlo de un cabezal de acelerador clínico TrueBeam. Este modelo, consistente en 6 módulos que incluye mandíbulas como elemento modificador del haz (figura 3.2), ha sido validado para la producción de haces con tamaños de campo medio y grande mediante un proceso de comisionado para el que es necesaria la simulación y medida de curvas dosimétricas para diversos tamaños de campo. Este proceso se describe en posteriores apartados.

Adicionalmente, sobre la base de este modelo de acelerador comisionado, se ha generado un nuevo modelo de cabezal añadiendo un módulo a los 6 anteriores. Este módulo

adicional introduce en el modelo un colimador cónico dedicado a la creación de campos circulares pequeños [46]. Este nuevo modelo de cabezal incluyendo el colimador cónico añadido que permite la producción de haces estrechos, es el que se ha utilizado en las simulaciones dirigidas a la realización del análisis de la respuesta de las microcámaras estudiadas.

En el modelado Monte Carlo de este colimador se ha seguido el diseño de un modelo de colimador cónico de la casa Brainlab usado en tratamientos de Radiocirugía Craneal Estereotáctica (SRS) [106] (Figura 3.3 y 3.4). Con la finalidad de realizar el modelado y las medidas experimentales de validación, se ha contado con un colimador real de las mismas características que el simulado, que ha sido cedido por el Servicio de Radiofísica del Hospital Sant Joan de Reus.

El modelo de colimador cónico consiste en un bloque cilíndrico de plomo de 6.8 cm de diámetro y 11.4 cm de longitud. El centro del cilindro se encuentra alineado con el eje del haz de radiación. La cara anterior del cilindro se sitúa a 62.0 cm del foco, o a 17.06 cm de la cara inferior de las mandíbulas.

El elemento de colimación es un orificio troncocónico practicado en el eje del cilindro de plomo. El diámetro de la abertura troncocónica es de 3.1 mm en la cara anterior del cilindro de plomo y de 3.67 mm en la cara posterior.

Con esta geometría se logra una angulación del conducto cónico coincidente con la divergencia del haz de radiación de forma que el campo de radiación alcance 5mm de diámetro a 100 cm del foco a la vez que las penumbras del haz se minimizan.

Para evitar fuga de radiación hacia el exterior del cabezal del acelerador una vez añadido el colimador cónico, se ha fijado una posición de las mandíbulas de 3 cm x 3 cm en todas las medidas experimentales realizadas.

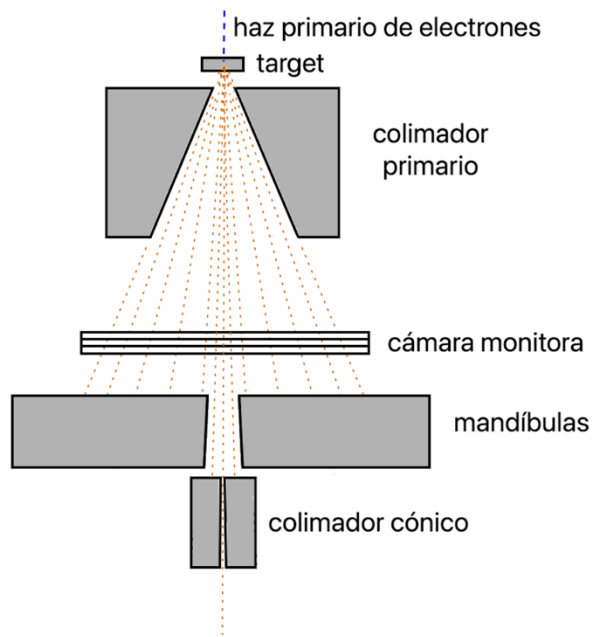


Figura 3.2. Esquema del cabezal del acelerador modelado con el colimador cónico incluido.

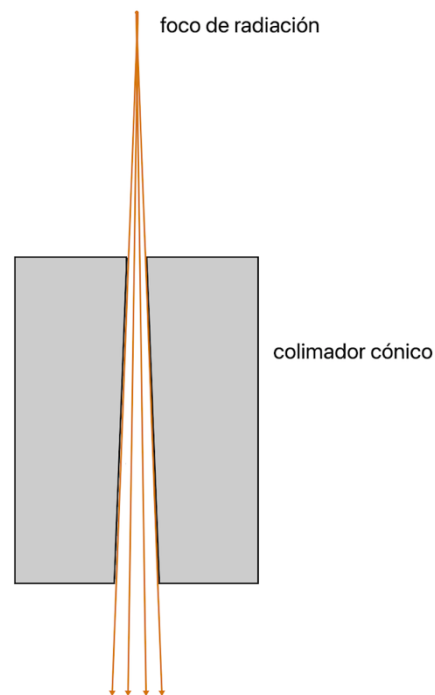


Figura 3.3. Esquema del funcionamiento de un dispositivo cónico de colimación



Figura 3.4. Fotografías de colimador cónico desmontado y montado en la cabeza del gantry.

3.3. MODELADO DE LAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Una de las principales novedades de este trabajo es que todas las simulaciones de validación o verificación realizadas emplean un modelo detallado del detector empleado en la correspondiente medida experimental. Con este método se consigue una capacidad máxima de reproducción de resultados experimentales mediante la simulación.

Usando el modelo creado de cada cámara se obtiene mediante simulación Monte Carlo la dosis de radiación liberada en el aire contenido en la cavidad de esta.

Los modelos de las cámaras de ionización han sido implementados mediante combinación de funciones geométricas contenidas en el paquete egs++ [101]

En la simulación se asume que los efectos no simulables dentro del código Monte Carlo que en una cámara real afectan a la lectura de la dosis de radiación depositada (k_{sat} factor de saturación, k_{pol} factor de polaridad ...), pueden tratarse como componentes de incertidumbre tipo B asociadas a factores de corrección k multiplicativos en la expresión

correspondiente a la evaluación de la dosis absorbida $D = M \cdot N \cdot k_{sat} \cdot k_{pol} \dots$, que asignamos a nuestros resultados.

3.3.1. Relación de cámaras de ionización simuladas

Han sido usados cuatro modelos de microcámaras de ionización representativas de varios fabricantes [77, 107, 108], figura 3.5.



Figura 3.5. Fotografía de los modelos de microcámaras usados en el estudio. De arriba a abajo y de izquierda a derecha: PTW 31022 pinpoint, IBA CC01, Standard Imaging A16, IBA Razor NanoChamber.

Las cuatro poseen unas dimensiones que las hacen indicadas para la medida de campos pequeños. Se muestran en la tabla 3.1 sus características.

Fabricante y Modelo	Dimensiones cavidad (radio/longitud. mm)	Volumen activo (cm ³)	Material de los electrodos (central/pared)
PTW T31022 Pinpoint	1.45/2.9	0.016	Aluminio/Grafito. PMMA
IBA-dosimetry CC01	1/3.1	0.01	Acero/C552
Standard Imaging A16	1.27/2.46	0.007	Níquel-Cobre/A150
IBA RAZOR NanoChamber	1/*	0.003	Grafito/Grafito
PTW T31010 Semiflex**	2.75/6.5	0.125	Aluminio/Grafito. PMMA

Tabla 3.1. Características de las cámaras usadas en este estudio.

*Cámara esférica

**Este modelo de cámara se ha usado solo en el proceso de comisionado de los haces

Se han seguido los planos facilitados por los fabricantes intentando que la geometría de los detectores modelados sea lo más cercana posible a la de las nominales.

Debido a las tolerancias de fabricación y a la propia reproducibilidad del proceso de fabricación y de los materiales empleados, no todas las unidades fabricadas para un modelo determinado de cámara de ionización son idénticas entre sí o iguales a la geometría nominal. Esto tiene un impacto en la simulación de valores de dosis en campos pequeños que se ha tenido en cuenta.

3.3.2. Determinación del punto efectivo de medida

Como se ha visto en el capítulo 1. Introducción, debido al efecto de volumen en la medida de campos pequeños, un ligero desplazamiento del detector dentro del campo de radiación puede tener una influencia importante en la dosis depositada en la cavidad.

Por esta razón, dado el pequeño tamaño del campo de radiación empleado en el estudio del comportamiento de las microcámaras de ionización estudiadas, es necesario establecer, para cada una de ellas, el punto del volumen activo que debe ocupar la posición central del campo de radiación.

3.3.2.1. Definición

El punto efectivo de medida es aquel punto del medio material cuya dosis, en ausencia de la cámara, corresponde a la dosis evaluada mediante la señal del detector con un volumen finito.

El efecto introducido en la determinación de la dosis debido al efecto de la presencia de la cámara en el medio material puede ser compensada desplazando esta a una posición fuera del eje central. Este punto se denomina punto efectivo de medida y es dependiente del modelo de cámara utilizado.

Podemos establecer de forma complementaria a la definición de punto efectivo de medida asociado al medio material, la definición del punto efectivo de medida asociado al volumen de una determinada cámara como aquel en el que, posicionando este punto geométrico de la cámara en el centro del campo de radiación, la dosis absorbida dentro de la cavidad de la cámara es la misma que la dosis en el punto central del campo en ausencia de la cámara.

Teniendo en cuenta que, por una cuestión de simetría, la dosis absorbida en el centro del campo es la máxima dosis del perfil lateral, podemos averiguar la posición del punto efectivo de medida obteniendo un perfil de dosis, y viendo cuál es el desplazamiento del máximo del perfil con respecto al centro geométrico del campo.

3.3.2.2. Obtención del punto efectivo

La determinación experimental de este punto ha realizado previamente a la obtención de las medidas experimentales y ha consistido en la medición de un perfil de dosis de manera que el punto efectivo de medida de la cámara ocupará el centro del campo cuando la dosis en esa posición se maximice.

En el caso de las simulaciones, el punto efectivo se busca de forma análoga a la medida experimental, obteniendo la dosis depositada en la cavidad en varias posiciones de cada cámara, partiendo del punto central considerado en el modelado de la cámara, que se corresponde con el punto referido en los planos de los manuales. Siguiendo este método, se ha realizado la determinación del punto efectivo de medida en la dirección longitudinal para las cuatro cámaras estudiadas. Se ha usado el campo generado con el colimador cónico de 5 mm de diámetro, variando la posición de las cámaras en pasos de 0.2 mm. La simulación se ha realizado para la energía de 6FFF, asumiendo que el punto efectivo es el mismo para las dos calidades de haz estudiadas.

Dado que todas las microcámaras estudiadas poseen simetría cilíndrica, se asume que el punto efectivo de medida se encuentra ubicado en el eje longitudinal de la cámara en todos los casos.

3.4. SIMULACIÓN DE ESPACIOS DE FASES Y DISTRIBUCIONES DE DOSIS

3.4.1. Creación de espacios de fases

En este estudio, los espacios de fases generados corresponden a partículas ubicadas en un plano perpendicular a la dirección longitudinal de los haces. Este plano está situado a una cierta distancia del foco de emisión, más allá del último elemento o módulo modificador del haz. En concreto se ha situado este plano a la distancia en la que comienza el fantoma de agua en el que se colocan las cámaras.

El número de electrones iniciales ha sido ajustado en cada una de las combinaciones de tamaño de campo y energía simulados para generar aproximadamente 10^6 partículas/cm² en el plano del espacio de fases.

Para minimizar el tiempo de simulación se han paralelizado los procesos ejecutando varias copias idénticas del mismo input, pudiendo reducir así el número de historias de cada uno de ellos. Las copias realizadas son iguales a excepción de la semilla con la que se generan los números aleatorios que se usan en el proceso de muestreo de las distribuciones de probabilidad de las secciones eficaces de interacción. Para poder ejecutar todos los inputs de forma simultánea se ha usado un clúster de 32 procesadores perteneciente a la facultad de Física de la USC. Una vez obtenidos todos los datos de salida de la simulación u outputs que contienen, se ha realizado un proceso de fusionado de todos ellos para obtener un solo fichero que recoja el conjunto de espacios de fases de las partículas resultantes [102].

3.4.1.1. Modelo de acelerador básico

En la construcción de un modelo de acelerador ha sido necesaria la creación de diversos espacios de fases para varias configuraciones del equipo modelado. Estos espacios de fases corresponden a varios tamaños de campo y diferentes anchuras de haz primario de electrones (Tabla 3.2). Posteriormente se ha comprobado cuáles de estas configuraciones conducen a una simulación que reproduzca unas distribuciones de dosis

que presenten un mejor acuerdo con las medidas experimentales realizadas. Este proceso de comisionado del modelo de acelerador se describe en el apartado 3.4. Se ha seguido este proceso para las dos calidades de haz estudiadas, 6FFF y 10FFF.

En la validación experimental del modelo de acelerador comisionado ha sido necesaria la creación de espacios de fases de varios tamaños de campo para las dos calidades de haz. Los espacios de fase se han situado a 100 cm de distancia del foco en las simulaciones realizadas con el cabezal básico.

Los espacios de fases creados en el proceso de comisionado y validación del modelo básico de acelerador de se recogen en la tabla 3.2.

3.4.1.2. Modelo de acelerador básico + colimador cónico

Con el objetivo de realizar un estudio de campos pequeños, se ha creado un modelo de cabezal acelerador con un colimador cónico añadido [46, 106].

Se ha usado el modelo de acelerador creado añadiendo un nuevo módulo adicional correspondiente al colimador cónico.

De forma análoga al modelo de acelerador básico, se ha compilado este nuevo modelo y, asumiendo que la incorporación de un elemento bajo las mandíbulas no afecta al haz de radiación existente en la zona superior al mismo, se han creado espacios de fases usando los parámetros de haz primario obtenidos en el comisionado del cabezal de acelerador básico, es decir, sin colimador cónico.

Los espacios de fases obtenidos para el acelerador con colimador cónico se han utilizado posteriormente en el estudio de la respuesta de microcámaras de ionización en campos pequeños.

En las simulaciones realizadas con el colimador cónico incorporado al cabezal, los espacios de fases destinados a la obtención de perfiles de dosis o de PDDs destinados a la validación del modelo, se han situado a distancias variables (Tabla 3.2). Concretamente, la distancia al foco de los espacios de fases ha sido de 92.5 cm para perfiles. En el caso de los PDD, la distancia ha sido de 98.5 cm para 6FFF y 98.0 cm para 10FFF. Estos valores son los recomendados por el fabricante del colimador cónico para la SSD de las medidas necesarias en el comisionado del sistema de planificación de tratamientos correspondiente a este tipo de colimador. La decisión de usar estos valores recomendados se ha tomado para tener la posibilidad de comparar estos datos en el futuro con los realizados por otros centros e investigaciones.

En el caso del estudio de la respuesta de varias cámaras que se aborda más adelante, los espacios de fases usados en el cálculo de factores de corrección se sitúan a una distancia de 100 cm del foco (ver sección 3.5.3, Tabla 3.3)

Tabla 3.2. Parámetros de los espacios de fases usados en el comisionado y validación del modelo.

-Acelerador básico (sin cono): En el comisionado se han creado espacios de fases realizando combinaciones de todos los parámetros mostrados en la tabla de calidad, distancia, FWHM del haz primario, energía de haz primario y tamaño de campo en el comisionado. La validación ha sido realizada usando los espacios de fases correspondientes a los valores de parámetros óptimos obtenidos en el comisionado.

-Acelerador con cono: En la validación se han generado espacios de fases para el campo de 0.5 cm con los parámetros de FWHM y energía de haz primario obtenidos en el comisionado del acelerador básico. Se han usado distancias al foco diferentes para PDDs y perfiles.

Modelo	Proceso	Calidad	Distancia al foco (cm)	FWHM (mm)	Energía haz primario (MeV)	tamaño de campo (cm)
Acelerador básico	Comisionado	6FFF	100	1.2	5.8	3 x 3
				1.3		
				1.4		
				1.5		
				1.6		
				1.7		
				1.8		
				1.9		
				10FFF		
	0.6	5 x 5				
0.8	10 x 10					
1.0	10 x 10					
1.2	15 x 15					
1.4	15 x 15					
Validación	6FFF	100	1.6	6.1	3 x 3	
					5 x 5	
					10 x 10	
					15 x 15	
10FFF	100	0.8	10.4	10.4	3 x 3	
					5 x 5	
					10 x 10	
					15 x 15	
Acelerador con colimador cónico	Validación	6FFF	92.5 98.5	1.6	6.1	0.5
		10FFF	92.5 98.0	0.8	10.4	0.5

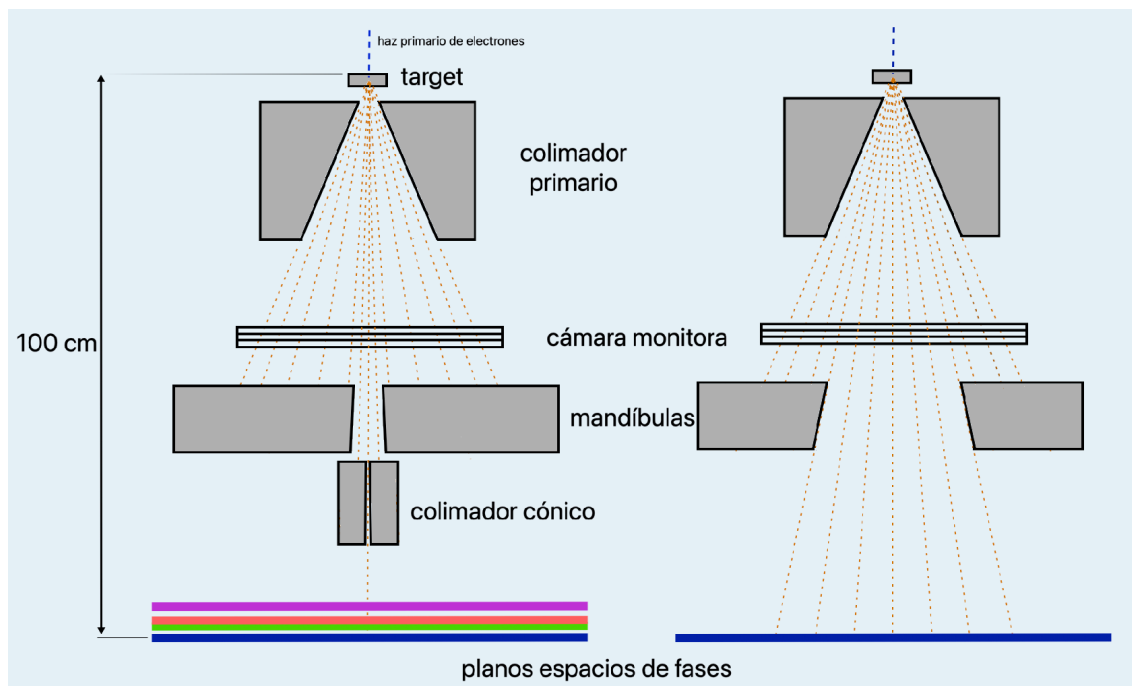


Figura 3.6. Esquema con la ubicación de los espacios de fases de los modelos con y sin cono.
 -Acelerador básico (fig. derecha). Comisionado, validación: línea azul
 -Acelerador con cono (fig. izquierda). Validación perfiles: línea morada. Validación PDDs: líneas roja y verde. Obtención de factores de corrección: línea azul.

3.4.2. Simulación de distribuciones de dosis

En la segunda parte del proceso de simulación enfocado a la obtención de valores puntuales y distribuciones de dosis, se han usado los espacios de fases obtenidos en la simulación de los haces a través del cabezal del acelerador como fuente a partir de la cual se obtienen las trayectorias de las partículas que depositan su energía en la zona de interés. Esta simulación de deposición de dosis se ha llevado a cabo mediante dos tipos de procesos diferentes.

Los valores de dosis destinados a ser comparados con las medidas experimentales han sido obtenidos en la cavidad de aire de las cámaras de ionización previamente modeladas, Estas simulaciones han sido realizadas con el código egs chamber.

Por otro lado, en los casos en los que es necesario conocer la dosis en agua, se ha simulado un vóxel o conjunto de voxels de agua mediante el código DOSXYZnrc.

En ambos casos, tanto los vóxel de agua como la cavidad de las cámaras se encuentran en el seno de un maniquí cúbico de agua de 50 cm de arista.

3.4.3. Técnicas de reducción de varianza usadas en la simulación de espacios de fases y distribuciones de dosis

En la simulación de espacios de fases (Tabla 3.2) se ha usado la técnica de Range Rejection (RR) estableciendo de forma global unos umbrales de energía de 0.7 MeV para electrones y 0.01 MeV para fotones. En el caso de electrones, se ha disminuido este umbral hasta 0.521 MeV en zonas con aire debido a que en esas zonas el recorrido libre medio de los electrones es mayor.

En la generación de espacios de fases se aplicó la técnica de DBS (Directional Bremsstrahlung Splitting) con un factor de multiplicación de 1500. Se usó un radio de aplicación del split de fotones igual a la dimensión del tamaño de campo simulado con un margen adicional de 0.5 cm.

No se aplicó ruleta rusa de partículas cargadas.

En la simulación de dosis en maniquí (Tabla 3.3) se usaron las técnicas Range Rejection (RR) y Photon Cross Section Enhancement (XCSE).

El umbral energético usado para fotones fue 0.001 MeV y para electrones 0.521 MeV.

Se aplicó RR, aplicando una probabilidad de supervivencia de 1/175 a los electrones creados fuera de la cavidad de las cámaras si su rango en agua es menor que la distancia desde el punto de interacción hasta el punto del límite de la cavidad más cercano. La máxima energía de los electrones a la cual la técnica de RR es aplicada fue de 1 MeV

Con la intención de incrementar la sección eficaz de interacción con XCSE, se creó un volumen cilíndrico alrededor de la geometría de las cámaras creadas. Este cilindro posee unas dimensiones 1 cm mayores que el radio de las cámaras y 2 cm mayores que la dimensión longitudinal. Dentro de este volumen la sección eficaz de interacción fue incrementada en un factor 176 dentro de los volúmenes de las cámaras.

3.5. COMISIONADO Y VALIDACIÓN EXPERIMENTAL DE LAS SIMULACIONES

Aunque la simulación es una herramienta poderosa para predecir el comportamiento de las partículas generadas en el acelerador modelado y los resultados de los procesos de deposición de dosis de radiación estudiados, la validación experimental de los resultados de las simulaciones de Monte Carlo que se han llevado a cabo en este estudio es necesaria

para verificar si los datos simulados se ajustan de forma adecuada a la realidad y si el modelo creado es válido y posee la exactitud adecuada, pudiendo hallarse mediante estas pruebas discrepancias o limitaciones de este.

Tanto el modelo de acelerador TrueBeam creado como los resultados de las simulaciones de distribuciones de dosis obtenidas en este estudio han sido sometidos a un proceso de comisionado y verificación experimental.

3.5.1. Comisionado del modelo de acelerador

El comisionado del modelo de acelerador llevado a cabo consiste en un procedimiento, análogo al usado en alguna publicación previa [109], en el que se fijan los parámetros del haz primario empleado en la simulación y que conducen a un mejor acuerdo entre la simulación y las medidas experimentales realizadas.

En este proceso han sido fijados los parámetros del haz primario de electrones, esto es, la energía y la anchura de este o FWHM. Esto se ha realizado para las dos calidades de haz que se han usado en este estudio correspondientes a los haces sin filtro de 6FFF y 10FFF. En este procedimiento de comisionado del acelerador, se han seguido una serie de pasos en los que, de forma secuencial, se va optimizando el resultado obtenido. A continuación, se describe cada uno de estos pasos.

3.5.1.1. Selección inicial de la energía del haz primario

El objetivo de esta etapa es obtener una primera aproximación de la energía del haz primario de electrones que se usará en los inputs de la simulación. Para ello se elige una anchura de haz primario o FWHM igual a la medida realizada experimentalmente, descrita en el apartado 3.1. Fijando este parámetro, se obtienen espacios de fases para un tamaño de campo 10 cm x 10 cm y una serie de valores de energía del haz primario que van de 5.8 MeV hasta 6.4 MeV en pasos de 0.1 MeV para 6FFF y de 9.8 MeV a 10.8 MeV en pasos de 0.2 MeV para 10FFF.

Estos espacios de fases son usados como fuente primaria para simular distribuciones de dosis en profundidad, PDD, en un maniquí de agua, En estas simulaciones de los PDD, la deposición de dosis es realizada en la cavidad de una cámara de ionización cilíndrica modelo PTW TM31010 “Semiflex” cuya geometría ha sido modelada previamente. En total, se han simulado 11 profundidades para cada energía, desde el máximo nominal del rendimiento hasta 25 cm.

Las medidas experimentales de los rendimientos en profundidad del campo 10 cm x 10 cm se ha llevado a cabo en unas condiciones iguales a las de la simulación, usando una cámara TM31010 “Semiflex” real. Se han realizado medidas en las mismas 11 profundidades que las simuladas.

Para decidir cuál de los rendimientos en profundidad simulados se ajusta mejor al medido experimentalmente se ha seguido un criterio de minimización de una función de coste. Esta función se ha denominado GSV (Gamma Sum Value) y se define a partir de la siguiente expresión.

$$GSV(E) = \sum_{i=1}^N \gamma (0.5mm. 0.5\%)_{z_i} \quad (3.2)$$

La función γ [110] se usa habitualmente en la comparación de distribuciones de dosis y se describe en el Apéndice B.

Se han usado unos umbrales de distancia y porcentaje de dosis de 0.5 mm y 0.5 % respectivamente. Se ha encontrado que ese nivel de precisión es sensible a cambios en la energía del haz primario del orden de 0.1 MeV.

Se ha realizado interpolación sobre los conjuntos de datos obtenidos experimentalmente. Los perfiles y PDDs fueron medidos cada 1 mm y se han interpolado a 0.1 mm. Ha sido usado el criterio de normalización local, lo que implica que el porcentaje de dosis que se usa como parámetro umbral se refiere a la dosis de la distribución en el punto en cuestión, lo que hace el criterio más restrictivo en comparación con el criterio de normalización global, en el que el valor de dosis es el mismo para todos los puntos de la distribución (escogiéndose normalmente un valor cercano al máximo de esta).

La función GSV se define como la suma de los valores de la función γ correspondiente a la comparación del PDD simulado frente al medido en cada uno de los puntos o profundidades en los cuales se ha realizado la simulación de Monte Carlo.

3.5.1.2. Selección de la anchura del haz de electrones primario

Una vez obtenido un primer valor para la energía del haz de electrones primario para cada una de las calidades de haz en estudio, en el siguiente paso se obtendrá el valor del FWHM que mejor reproduce los resultados experimentales.

El método para seleccionar la anchura óptima del haz de electrones primario se basa en el efecto que produce la variación de la FWHM sobre los haces de fotones.

La penumbra del haz de fotones generado a partir de un haz de electrones aumenta con la FWHM de este (figura 3.7). Esto se produce por la mayor mancha focal que genera un haz primario de mayor tamaño. Esta variación de la penumbra puede estudiarse a partir de la medida de un perfil del haz de fotones. El detector usado para medir esta variación debe tener una buena resolución espacial de forma que las pequeñas variaciones en la penumbra no se vean enmascaradas por efectos de volumen que aumentan con el tamaño del detector.

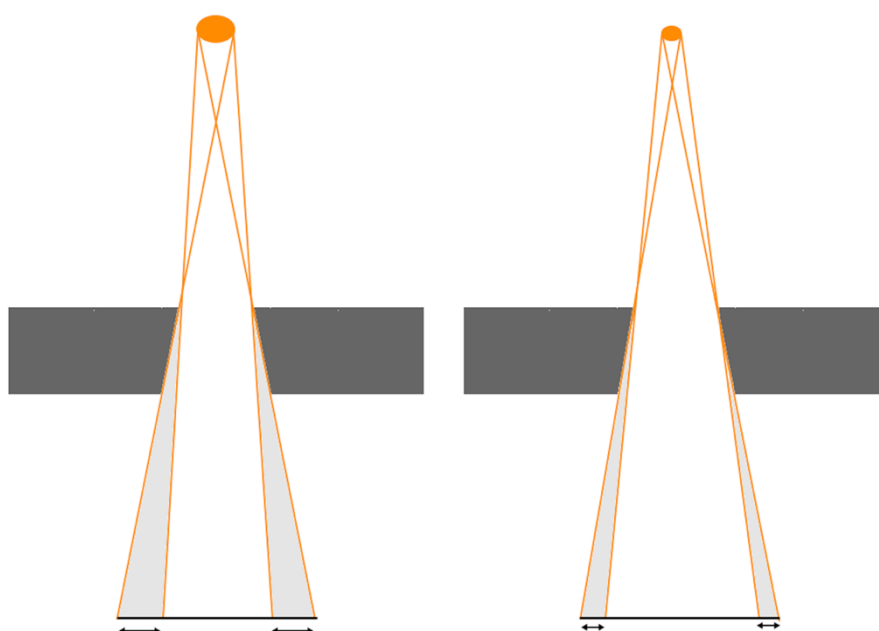


Figura 3.7. Variación de la penumbra con el tamaño de foco. La zona de penumbra se muestra en gris claro.

Para cada calidad de haz, se han realizado medidas experimentales, en un maniquí de agua, de perfiles laterales de dosis de 3 cm x 3 cm (tamaño nominal) en un acelerador Varian TrueBeam. Se ha usado una cámara de ionización PTW TM31022 Pinpoint, diseñada para medir campos pequeños. Se han tomado medidas con el maniquí de agua situado a una distancia de 100 cm del foco y a 5 cm de profundidad. Los puntos de medida se han tomado cada mm en la dirección lateral. Posteriormente se ha extraído la anchura de estos perfiles con el software de análisis de curvas dosimétricas Mephisto de PTW. Esta anchura se define como la distancia entre los puntos en los que se libera el 50% del valor de la dosis del punto central.

Para poder realizar la simulación en las mismas condiciones que la medida, debe conocerse el valor real de la anchura del perfil, que no coincide exactamente con el valor nominal que se selecciona en el acelerador. El valor real del tamaño de campo es el que se introduce en la simulación.

Una vez realizadas las medidas experimentales de los perfiles se ha llevado a cabo la simulación de estos en el acelerador modelado. Para ello se ha seleccionado la energía del haz primario obtenida en el primer paso y se han simulado espacios de fases correspondientes a un tamaño de campo igual al obtenido tras el análisis de los perfiles medidos. Esto se ha hecho, en 6FFF, para un total de 10 espacios de fases con FWHMs del haz primario de 1.2, 1.3, 1.4, 1.5, 1.55, 1.6, 1.65, 1.7, 1.8 y 1.9 mm. En el caso de la calidad de haz de 10FFF, el proceso se ha llevado a cabo con valores de FWHM de 0.4, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 1.2, 1.4, y 1.6 mm

Usando estos espacios de fases como fuente de partículas, se obtienen perfiles laterales de radiación en un maniquí de agua a partir de la simulación de la deposición de dosis en la cavidad de una cámara de ionización PTW TM31022 Pinpoint, previamente modelada e idéntica a la usada en las medidas.

Con el objetivo de conocer cuál de los FWHM de haz primario se corresponde mejor con las medidas experimentales realizadas se ha establecido un método para comparar las zonas de penumbra de los perfiles y ver cuál de las curvas simuladas presenta un mejor ajuste con las medidas experimentales. Se define la función MSD (Mean Square Deviation) cuyos argumentos son las dosis en ciertos puntos de la penumbra y que se minimiza con el mejor acuerdo entre la simulación y la medida.

$$MSD(FWHM) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \left(D_{MC}(x_i) - D_{exp}(x_i) \right)^2 \quad (3.3)$$

M es el número de puntos considerados en la comparación de las penumbras, que en nuestro caso son cuatro.

$D_{MC}(x_i)$ Es el valor de dosis obtenido en la simulación Monte Carlo del punto i -ésimo del perfil.

$D_{exp}(x_i)$ Es el valor de dosis del punto i -ésimo del perfil medido experimentalmente.

Se han usado 4 puntos de dosis representativos de la penumbra con los que se ha calculado el valor de la función MSD. Estos puntos están situados a unas distancias del punto central

del perfil de 1.3 cm, 1.4 cm, 1.7 cm y 1.8 cm. Esto se corresponde, para campos de 3 cm x 3 cm, con valores porcentuales de dosis con respecto al punto central de aproximadamente 13%, 22%, 73% y 85% en el caso de 6FFF y 21%, 33%, 80% y 86% en el caso de 10FFF. Estos valores son típicos de las zonas de los hombros y cola de las penumbras. Se han elegido estos puntos de la penumbra por ser más sensitivos al cambio de anchura del haz primario.

3.5.1.3. Ajuste fino de la energía del haz de electrones primario

Hemos visto que con la primera etapa del comisionado se selecciona una primera aproximación en la energía del haz primario a partir de la comparación de rendimientos de dosis en profundidad simulados y medidos en un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm. Esta primera energía obtenida se usa en el segundo paso para obtener la anchura del haz primario que mejor reproduce las medidas experimentales de penumbras de campos de 3 cm x 3 cm.

Para finalizar el comisionado, en el tercer paso se ha realizado un ajuste fino del valor de la energía del haz primario. Usando el valor de FWHM óptimo obtenido en el paso anterior, se han realizado simulaciones de espacios de fases de energías de 5.8 MeV a 6.4 MeV cada 0.1 MeV para la calidad de haz de 6FFF y de 10.0 MeV a 10.8 MeV cada 0.2 MeV para la calidad de 10FFF. Esto se ha llevado a cabo para tamaños de campo 3cm x 3cm, 5cm x 5cm, 10cm x 10 cm y 15cm x 15cm, haciendo un total de 56 espacios de fases, 28 para cada calidad de haz.

Se ha usado un modelo de la cámara PTW TM31010 “Semiflex” para simular rendimientos en profundidad o PDD en agua para todos los espacios de fases obtenidos. Se ha simulado la dosis depositada en la cavidad de la cámara a 11 profundidades desde el máximo de cada calidad de haz (1.4 cm para 6FFF, 2.2 cm para 10FFF) hasta 25 cm. Se han realizado medidas experimentales de los rendimientos en profundidad de las dos calidades de haz de 6FFF y 10FFF para los tamaños de campo simulados, utilizando la cámara modelada, PTW TM31010.

De forma similar al primer paso del comisionado, para realizar una comparación de los rendimientos en profundidad simulados y medidos de cara a obtener un valor óptimo de la energía del haz primario, se ha usado la función GSV (Gamma Sum Value) definida anteriormente. La energía optima es aquella que minimiza esta función. En el cálculo de la función γ han sido usados los mismos parámetros que en el ajuste inicial de la energía.

3.5.2. Validación experimental del modelo de acelerador

Una vez realizado el proceso de comisionado del modelo Monte Carlo de acelerador Varian TruBeam creado, es necesario validar su precisión mediante la simulación de varias curvas dosimétricas en un maniquí de agua y su comparación con medidas experimentales.

Para las dos calidades de haz del estudio, 6FFF y 10FFF, se han llevado a cabo simulaciones de rendimientos en profundidad y de perfiles laterales a 5 cm de profundidad para 4 tamaños de campo de 3 cm x 3 cm, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 15 cm x 15 cm. La dosis depositada en los puntos correspondientes a los perfiles laterales ha sido simulada en la cavidad de una cámara PTW TM31022 Pinpoint. En el caso de los rendimientos en profundidad, se ha usado un modelo de cámara PTW TM31010 Semiflex.

Las medidas experimentales se han llevado a cabo en las mismas condiciones que las simuladas en haces correspondientes a un acelerador Varian True Beam.

Se han comparado los resultados experimentales y los simulados.

El equipamiento con el que se han llevado a cabo las medidas experimentales consta de cámaras de ionización del mismo modelo que las simuladas y material que se enumera a continuación.

- Electrómetro
 - PTW Unidos para las medidas de las cámaras PTW
 - Sun nuclear PC Electrómeter para el resto de cámaras.
- Fantoma de agua analizador de haces
 - PTW MP3
 - IBA Bluephantom 2
- Software de análisis
 - IBA Omnipro

3.5.3. Validación del modelo de acelerador incluyendo un colimador cónico

En el proceso de validación del modelo de acelerador con el colimador cónico incorporado al cabezal, se ha seguido un proceso análogo al ya realizado, correspondiente al acelerador sin ese elemento modificador. Con el propósito de verificar la precisión del

modelo de cabezal con colimador cónico, se han realizado, para las dos calidades de haz estudiadas, 6FFF y 10FFF, simulaciones destinadas a obtener curvas de rendimientos en profundidad y perfiles laterales de dosis en agua. Posteriormente se han verificado estas simulaciones comparando los resultados obtenidos con medidas experimentales realizadas en las mismas condiciones.

En el proceso de simulación se ha obtenido la dosis en la cavidad de las microcámaras PTW TM31022 pinpoint e IBA Razor NanoChamber, en el seno de un maniquí de agua. Se han obtenido curvas de porcentaje de dosis en profundidad y perfiles laterales de dosis para haces producidos por el modelo de acelerador con el colimador cónico de 5mm. Se han usado esas dos microcámaras en las comparaciones realizadas por ser las que, de entre las estudiadas, tienen los volúmenes sensibles más grande y pequeño respectivamente.

Adicionalmente, para comprobar el efecto de volumen introducido por la cámara de ionización, se ha realizado la simulación de las mismas curvas y se ha obtenido la dosis depositada en un vóxel de agua, cuyas dimensiones se muestran en la Tabla 3.3. En la misma tabla se recogen también las distancias a la superficie del maniquí de agua y la profundidad a la que se han obtenido los valores de dosis en las simulaciones, y se han realizado las medidas experimentales.

Tabla 3.3. Distancias y profundidades con las que se han realizado las simulaciones/medidas experimentales. Se incluyen también los volúmenes de vóxel empleados en las simulaciones de campos con colimador cónico.

Energía	Medida	SSD (cm)	Prof (cm)	volumen vóxel (mm)
6FFF	OAR comisionado	100	5	-
	PDD comisionado	100	-	-
	OAR cono	92.5	7.5	0.4 x 0.4 x 1
	PDDconos	98.5	-	0.8 x 0.8 x 1
	F. de corrección	100	10	0.2 x 0.2 x 1
10FFF	OAR comisionado	100	5	-
	PDD comisionado	100	-	-
	OAR cono	92.5	7.5	0.4 x 0.4 x 1
	PDDconos	98	-	0.8 x 0.8 x 1
	F. de corrección	100	10	0.2 x 0.2 x 1

3.6. ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN DOSIMETRÍA DE CAMPOS PEQUEÑOS

La respuesta de varias cámaras de ionización en la medida de campos pequeños generados en un acelerador clínico ha sido evaluada a través del cálculo de los factores de corrección asociados a los outputs factors de esos campos, $k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$.

Este estudio se ha realizado mediante simulación Monte Carlo de los haces producidos por el acelerador Varian True Beam que ha sido previamente modelado y comisionado. Con el objetivo de crear un campo pequeño en el que realizar el análisis del comportamiento de las microcámaras de ionización se ha considerado la utilización del modelo de colimador cónico que se describe en el apartado 3.1.4 y que proyecta un tamaño de campo circular de 5mm en el isocentro de radiación. Este dispositivo ha sido añadido al modelo de acelerador comisionado para simular los haces generados con campos pequeños.

La deposición de dosis ha sido simulada en las cavidades de las cámaras objeto del estudio y en el volumen de un vóxel de agua.

Como ya se ha indicado en la descripción del proceso de modelado del haz, existen procesos relacionados con efectos eléctricos que afectan al comportamiento de las cámaras de ionización que no son simulables. Se asume que estos efectos son de una magnitud lo suficientemente pequeña como para ser incorporados como incertidumbre tipo B.

Recordamos que el output factor de un campo con un tamaño y calidad de haz determinados se define como la relación entre la dosis en el centro de ese campo a una cierta profundidad y la dosis en un campo con un tamaño de referencia a esa misma profundidad

Esos factores $K_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$ pueden ser calculados a partir de los valores de dosis absorbida obtenidos mediante una simulación de Monte Carlo a partir de la expresión

$$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}} = \frac{\frac{D_{w,clin}}{D_{w,ref}}}{\frac{D_{IC,clin}}{D_{IC,ref}}} \quad (3.4)$$

$D_{w,clin}$ y $D_{w,ref}$ son dosis absorbidas en un pequeño vóxel de agua situado a una profundidad de referencia dentro de un maniquí de agua, para el haz clínico y de referencia.

$D_{IC,clin}$ y $D_{IC,ref}$ son dosis promedio absorbidas en aire en el interior de la cavidad de la cámara de ionización situada en el mismo punto que el vóxel de agua, para el haz clínico y de referencia.

Es decir, el factor de corrección se define como la razón entre el cociente de las dosis depositadas en el vóxel de agua y el cociente de las dosis depositadas en la cavidad de la cámara de ionización.

En este estudio, se ha establecido un campo de referencia en la simulación de 3 cm x 3 cm.

El campo estándar de referencia usado en la obtención de output factors es 10 cm x 10 cm. Como ha sido explicado en la introducción, para evitar efectos de dependencia en la medida de la dosis con la variación producida por el espectro energético del haz en campos grandes [40], que podrían llegar a existir para ciertas microcámaras, es preferible usar un campo de referencia más pequeño. El output factor derivado para el campo grande puede obtenerse usando el método de Daisy-Chaining.

Otra razón para considerar un campo de referencia de menor tamaño que 10 cm x 10 cm es el efecto de backscatter producido en las mandíbulas y que afecta a la lectura de las cámaras monitoras [111]. Cuanto menor es el campo, un área mayor de la cara interna de las mandíbulas es expuesto al haz y la cantidad de radiación retrodispersa crece. Esto hace que, en campos pequeños, las cámaras monitoras recolecten más carga y la dosis que llega al maniquí, necesaria para alcanzar una unidad monitora, decrece. Este efecto afecta al resultado de la medida de output factor en un acelerador real ya que estos se definen como el ratio de la medida de dosis realizada en dos campos disparados con el mismo número de unidades monitoras.

En el caso de las simulaciones de Monte Carlo realizadas en este trabajo el output factor se obtiene como el ratio de las dosis depositadas por dos campos de tamaño diferente para los que es liberado el mismo número de partículas iniciales, es decir, para los que se han generado en el target el mismo número de partículas. Estos valores no se ven afectados por la dosis depositada en las cámaras monitoras.

Debido a esta diferencia, los output factors medidos y simulados pueden presentar diferencias cuya magnitud es dependiente de la diferencia de tamaños de campo [111].

Este efecto es muy pequeño para tamaños de campo no muy distintos. Por tanto, para poder comparar output factors obtenidos en simulaciones de Monte Carlo, en los que el efecto de backscatter no es tenido en cuenta, con medidas experimentales de los mismos output factors, es preferible usar un campo de referencia pequeño para limitar ese efecto.

3.6.1. Simulación de dosis absorbidas en campos pequeños

En la simulación de las dosis absorbidas en las cavidades de las cámaras de ionización modeladas, destinadas a la obtención de los valores $D_{IC,clin}$ y $D_{IC,ref}$ se han usado los haces de 6FFF y 10FFF pertenecientes al acelerador comisionado que se ha descrito en los anteriores apartados. Se ha usado el código BEAMnrc (versión Rev. 1.78) para producir los espacios de fases obtenidos en la superficie del maniquí de agua. Estos espacios de fases corresponden al haz de referencia, que en nuestro caso es de 3 cm x 3 cm, y al haz circular de 5 mm de diámetro construido con el colimador cónico previamente detallado.

Como se describe en el apartado 3.2., Modelado de cámaras de ionización, se ha llevado a cabo un cuidadoso modelado de las cámaras que se han estudiado, haciendo un estudio de la afectación que produce en la simulación las variaciones geométricas compatibles con las tolerancias de fabricación.

En lo que respecta a las dosis absorbidas en agua $D_{w,clin}$ y $D_{w,ref}$, la simulación se ha llevado a cabo en un vóxel de agua situado en un maniquí del mismo medio. Estos han sido generados con el código de simulación DOSXYZnrc.

El vóxel considerado en el campo circular delimitado por el colimador cónico tiene unas dimensiones de 0.2 mm x 0.2 mm x 1.0 mm. En el caso del campo de referencia de 3 cm x 3 cm el tamaño de vóxel es de 2.0 mm x 2.0 mm x 1.0 mm. Esta diferencia de tamaño en la sección axial de los voxels de los campos clínico y de referencia es debida al tamaño reducido del primero y los posibles efectos de volumen asociados. Las dimensiones laterales de vóxel del campo delimitado por el cono deben ser lo más reducidas posible para que la deposición de dosis sea homogénea en toda su extensión. En el caso del campo de referencia de 3 cm x 3 cm, el perfil de dosis de este campo presenta una zona central lo suficientemente plana como para que pueda establecerse un tamaño de vóxel de 2.0 mm en la que las dosis sea homogénea. El uso de un vóxel de

mayor volumen aumenta el número de partículas que depositan dosis en ese volumen, permitiendo reducir la incertidumbre de tipo A sin incrementar el tiempo de simulación. La obtención de $D_{IC,clin}$, $D_{IC,ref}$, $D_{w,clin}$, $D_{w,ref}$, se ha llevado a cabo en puntos situados en el centro de los campos clínico y de referencia y a una profundidad de 10 cm. Adicionalmente se han simulado también las dosis depositadas en puntos situados fuera del eje del haz y a otras profundidades con el propósito de estudiar el comportamiento de las microcámaras a lo largo de perfiles laterales y en profundidad.

3.6.2. Obtención de factores de corrección

Introduciendo en la expresión 3.4 los valores de $D_{IC,clin}$, $D_{IC,ref}$, $D_{w,clin}$, $D_{w,ref}$ obtenidos en las simulaciones, se han calculado los factores de corrección del output factor del campo circular de 5 mm, $k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}$, para cada una de las microcámaras.

Se ha estimado la incertidumbre de todos los factores de corrección obtenidos. El método empleado para obtenerla se describe en el apartado 3.8.

De forma análoga a la obtención de los factores de corrección $k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}$, se han calculado factores de corrección para puntos de dosis simulados fuera de eje y a varias profundidades usando la expresión:

$$k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(x, y, z) = \frac{\frac{D_{w,clin}(x, y, z)}{D_{w,ref}(0,0,z_{ref})}}{\frac{D_{IC,clin}(x, y, z)}{D_{IC,ref}(0,0,z_{ref})}} \quad (3.5)$$

Los factores de corrección fuera de eje fueron obtenidos en un total de 11 puntos, desde 0.0 cm hasta 8.0 cm, cada 0.8 cm.

En el caso de los factores obtenidos a varias profundidades, estos fueron obtenidos en un total de 11 profundidades: profundidad del máximo (1.0 cm para 6FFF, 1.3 cm para 10FFF) y 3.0, 5.0, 7.0, 10.0, 12.0, 15.0, 17.0, 19.0, 22.0, 25.0 cm.

La obtención de factores de corrección fuera de eje y a varias profundidades se ha llevado a cabo para las cámaras IBA RAZOR NanoChamber y PTW 31022 por ser las que poseen los volúmenes de cavidad menor y mayor, respectivamente.

3.6.3. Validación a partir de medidas experimentales de los output factors simulados

Con el objetivo de producir resultados lo suficientemente precisos, todas las simulaciones realizadas en este estudio dirigidas a obtener factores de corrección para las cámaras de ionización estudiadas han sido sometidas a un proceso de validación experimental.

Las medidas experimentales se han llevado a cabo en un acelerador Varian TrueBeam de iguales características al modelado mediante Monte Carlo y posteriormente comisionado. Este equipo de tratamiento pertenece a la unidad de Radioterapia del Hospital Universitario Quirónsalud Madrid.

Las medidas se han realizado reproduciendo de forma exacta los parámetros físicos y geométricos introducidos en las simulaciones.

Para realizar las medidas de la dosis en el campo pequeño se ha usado un colimador cónico con las mismas características que el introducido en la simulación. Este es un dispositivo de la casa Brainlab con una apertura de 5mm en el isocentro de radiación, que se ubica a 100 cm del foco.

Se ha utilizado un equipo analizador de haces de la casa IBA dosimetry, modelo Blue Phantom 2, como fantoma de agua en el seno de la cual se han realizado las medidas. Este equipo posee un sistema de posicionamiento del detector con movimiento motorizado con el que se pueden realizar medidas de dosis en puntos determinados, curvas de dosis en profundidad y perfiles laterales de dosis. La precisión del sistema de posicionamiento es de 0.1 mm.

Para efectuar la lectura de la carga inducida en la cavidad de las microcámaras, en las medidas en el centro de campo se ha usado un electrómetro SunNuclear, modelo PC Electrometer. En el caso de curvas de dosis, se ha usado el electrómetro asociado al fantoma de IBA dosimetry Blue Phantom 2.

La distancia entre la superficie del agua y el foco del haz es de 100 cm y la profundidad de la cámara de ionización es de 10 cm.

La validación experimental del modelo creado se ha realizado a través de la comparación del ratio de las lecturas de las cargas realizadas en cada cámara de ionización con los ratios de las dosis promedio depositada en la cavidad de cada una de esas cámaras. Es importante tener presente que estas magnitudes que se comparan no son los output factors, ya que, como ya se ha descrito, en caso de campos pequeños, la definición de estos incluye

el factor de corrección. La comparación se establece, por tanto, entre las dos cantidades siguientes, donde el primer cociente corresponde a datos simulados y el segundo a medidas experimentales.

$$\frac{D_{IC,clin}}{D_{IC,ref}} , \frac{M_{IC,clin}}{M_{IC,ref}}$$

Idealmente estas dos cantidades deberían tener el mismo valor, lo que indicaría que el modelo de haz y de las cámaras reproduce fielmente la situación real.

3.7. MEDIDA DEL FACTOR DE RECOMBINACIÓN

Como ha sido descrito en la introducción, la recombinación de tipo general o volumétrico afecta a la medida de la dosis realizada por una cámara de ionización y varía con la tasa de radiación que recibe la cámara. En el caso de un acelerador de haz pulsado, como el que se ha usado en este trabajo, este efecto viene determinado por la variación de la cantidad de radiación liberada en la cámara en cada uno de los pulsos que emite el equipo. La cantidad de radiación por pulso que produce el acelerador en el foco, para una cierta calidad de haz, es constante. Sin embargo, la cantidad de radiación que llega a la cámara en cada uno de estos pulsos cambia al variar las condiciones de la medida, ya sea la distancia a la que se coloca la cámara o el tamaño de campo empleado.

Por tanto, en dos medidas realizadas con cámara en diferentes condiciones, el factor de recombinación puede ser diferente en cada una de estas medidas, lo que afecta a los ratios de medidas de dosis y, por tanto, al cálculo de output factors.

Para averiguar si este efecto puede tener implicaciones en el resultado de los ratios de dosis obtenidos en este trabajo a partir de las medidas de dosis realizadas con las cámaras de ionización, se ha evaluado el efecto de recombinación para las cámaras PTW31022 Pinpoint y la IBA Razor NanoChamber en un rango de tasa de dosis por pulso que englobe a la usada en las medidas.

En el caso de los haces estudiados, el que presenta una mayor tasa de dosis por pulso es el de 10FFF. El valor de esta dosis es de 1.30 mGy/pulso en un punto situado en un fantoma de agua ubicado a 100 cm de distancia fuente-superficie y en la profundidad del máximo de dosis, en un campo de 10 cm x 10 cm. En el caso del haz de 6FFF, el valor de

dosis por pulso es menor, por lo que los efectos introducidos en las medidas por la recombinación han de ser también menores.

Se ha realizado la determinación del factor de recombinación para esas dos cámaras y para dos tasas de dosis por pulso, 1.30 mGy/pulso y 0.55 mGy/pulso. El rango delimitado por estos dos valores es suficientemente amplio para garantizar que las medidas relativas realizadas se encuentren en este intervalo. Estudiando como varía el factor de recombinación en ese rango, puede obtenerse una cota superior al efecto producido en el resultado de las medidas relativas realizadas.

El procedimiento usado para medir el factor de recombinación, k_s , ha sido la obtención de un diagrama de Jaffé, método descrito en el capítulo de Introducción. Este consiste en crear una representación gráfica de $1/V$ frente a $1/M$, donde V es la diferencia de potencial aplicada a los electrodos de la cámara y M es la carga recolectada. El factor de recombinación se puede obtener a partir de la extrapolación lineal de la recta obtenida.

3.8. CÁLCULO DE INCERTIDUMBRES

3.8.1. Tratamiento de incertidumbres en el comisionado de los haces

3.8.1.1. Incertidumbre tipo A. FWHM

La incertidumbre tipo A asociada al parámetro de FWHM del haz primario se ha obtenido mediante el análisis de un histograma de valores de FWHM óptimos generado en a partir de un proceso aleatorio [109].

Para obtener este histograma se ha se ha generado un conjunto aleatorio de 1000 valores de dosis entorno a cada una de las dosis simuladas en los puntos de la penumbra del campo de 3 cm x 3 cm usado para ajustar el valor de FWHM. Estos valores generados aleatoriamente siguen una distribución gaussiana alrededor del valor de dosis obtenido, con una desviación típica igual a la incertidumbre del valor, obtenida en la simulación. Se han generado 1000 datos aleatorios para cada uno de los cuatro puntos del perfil de dosis simulados y para cada una de las FWHM simuladas.

De forma análoga a los puntos generados alrededor de los datos simulados, se ha generado otro grupo de 1000 valores aleatorios de dosis alrededor de los valores obtenidos en cada medida experimental de los puntos de la penumbra del campo de 3 cm x 3 cm. En este

caso se ha considerado un valor de desviación típica para la distribución gaussiana de los datos aleatorios de 0.2% del valor de la medida.

Todos estos datos han sido agrupados en matrices en las que se recogen los valores de dosis para las combinaciones de FWHM's y posiciones de cálculo en el perfil. En total se han generado 1000 matrices de cada tipo.

En cada una de estas matrices se calcula cual es el FWHM que minimiza la función MSD definida en el apartado 3.4.1.

Con los resultados obtenidos se construye un histograma con el número de resultados para los cuales un cierto FWHM es óptimo.

El valor de la incertidumbre tipo A de se toma como la desviación típica del ajuste a una distribución gaussiana de ese histograma.

3.8.1.2. Incertidumbre tipo A. Energía

Para estimar la incertidumbre tipo A de la energía del haz primario obtenida en la simulación, se ha procedido de manera análoga al caso de la incertidumbre tipo A de la FWHM, generando un histograma a partir de valores de energía óptimos que minimizan la función gamma aplicada a los PDD (ver apartado 3.4.1).

En este caso los 1000 valores aleatorios se han generado alrededor de los valores de dosis simulados a distintas profundidades para cada una de las energías del haz primario consideradas en la simulación. La sigma de la distribución gaussiana es la incertidumbre obtenida en la simulación de Monte Carlo en cada uno de los puntos de dosis.

El resto del proceso es equivalente al seguido en las FWHM, obteniéndose un histograma que representa el número de puntos para los que el valor óptimo de energía alcanza un cierto valor, siendo la incertidumbre tipo A, la desviación típica de ese histograma.

3.8.1.3. Incertidumbre tipo B

Se ha considerado que la incertidumbre tipo B asociada a los valores obtenidos para la energía y el FWHM en el comisionado del acelerador modelado, puede calcularse a partir de una distribución rectangular con una anchura igual al intervalo del valor usado en la simulación para cada una de esas magnitudes. Esos intervalos son 0.2 mm y 0.2 MeV para 6FFF, y 0.2 mm y 0.4 MeV para 10FFF.

3.8.2. Tratamiento de incertidumbres en la simulación de factores de corrección

En el cálculo de los factores de corrección correspondientes a la medida de la dosis en un campo pequeño con distintas microcámaras se han considerado varios tipos de fuentes de incertidumbre.

Se considera como incertidumbre tipo A la obtenida a partir del análisis estadístico de los resultados de la simulación. El código Monte Carlo usado calcula la incertidumbre del promedio de las dosis depositadas en cada una de las trayectorias de las partículas individuales.

Como ya ha sido explicado en la Introducción, esta incertidumbre tipo A disminuye a medida que aumenta el número de historias de las simulaciones realizadas, es decir, cuando aumentamos el número de trayectorias con las que calcular el promedio.

El valor de la incertidumbre es incluido en el fichero output de la simulación junto con el valor de la dosis depositada.

Por tanto, cada uno de los valores de obtenidos de las dosis $D_{IC,clin}$, $D_{IC,ref}$, $D_{w,clin}$ y $D_{w,ref}$ con las que se calculan los factores de corrección $k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}$, tiene asociada una incertidumbre tipo A que puede ser propagada de forma convencional a partir de la expresión de la definición de los factores, 3.4

La incertidumbre tipo A obtenida con el anterior método ha de ser combinada con el resto de las contribuciones de incertidumbres consideradas como de tipo B.

Considerando los factores de corrección como una función dependiente otros parámetros, es posible, en virtud de la ecuación 1.29 presentada en el capítulo de Introducción, obtener la incertidumbre tipo B correspondiente a estos factores de corrección mediante la propagación de las incertidumbres de estos parámetros.

$$\begin{aligned}
 u \left(k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(p_i) \right)^2 &= \sum_{i=1}^n u(p_i)^2 \left(\frac{\partial k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(p_i)}{\partial p_i} \right)^2 \approx \\
 &\approx \sum_{i=1}^n u(p_i)^2 \left(\frac{k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(p_i) - k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(p_i + u(p_i))}{u(p_i)} \right)^2 = \\
 &= \sum_{i=1}^n \left(k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(p_i) - k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(p_i + u(p_i)) \right)^2 \quad (3.6)
 \end{aligned}$$

Donde

p_i son cada uno de los parámetros de los que dependen los factores de corrección

$u(p_i)$ es la incertidumbre asociada a dichos parámetros.

$u\left(K_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}\right)$ es la incertidumbre asociada a los factores de corrección.

$k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(p_i + u(p_i))$ es el factor de corrección obtenido aplicando un desplazamiento $u(p_i)$ al parámetro p_i , igual al valor de su incertidumbre.

Las fuentes de incertidumbre tipo B introducidas en nuestro estudio se enumeran a continuación.

- Incertidumbre asociada a la posición del detector.

Se ha supuesto que el posicionamiento del punto efectivo de medida de cada una de las cámaras de ionización estudiadas dentro del campo de radiación puede llegar a sufrir una variación con respecto al centro geométrico. Se ha estimado que esta incertidumbre en el posicionado podría suponer un desplazamiento de 0.25 mm en el plano perpendicular al eje del haz y en dirección diagonal.

- Incertidumbre proveniente de la propagación de incertidumbres tipo B asociadas a parámetros de configuración del haz primario comisionado.

Como ha sido descrito en anteriores apartados, los parámetros de configuración con los que se ha llevado a cabo el ajuste de los haces del acelerador comisionado son la energía y la anchura a media altura del haz de electrones primario. Por tanto, la incertidumbre de estos parámetros se propaga a los factores de corrección de los campos.

La incertidumbre tipo B para cada uno de estos parámetros es la obtenida en el proceso de comisionado (apartado 3.8.1.3)

En virtud de esta dependencia de los factores de corrección con respecto al posicionado, el FWHM y la Energía del haz primario, se sigue que la incertidumbre tipo B de los mismos se puede calcular usando la siguiente expresión:

$$\begin{aligned}
 u \left(k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}} \right)_{\text{tipo B}}^2 &= \left(k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(E) - k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(E + u(E)) \right)^2 + \\
 &+ \left(k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(FWHM) - k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(FWHM + u(FWHM)) \right)^2 + \\
 &+ \left(k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(r_0) - k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(r_0 + u(r_0)) \right)^2 \quad (3.7)
 \end{aligned}$$

Por tanto, para poder estimar la incertidumbre tipo B de los factores de corrección es necesario obtener los valores de $k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(FWHM + u(FWHM))$.

$k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(E + u(E))$ y $k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(r_0 + u(r_0))$ que se pueden calcular a partir de las siguientes expresiones

$$k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(E + u(E)) = \frac{\frac{D_{w,clin}(E + u(E))}{D_{w,ref}(E + u(E))}}{\frac{D_{IC,clin}(E + u(E))}{D_{IC,ref}(E + u(E))}} \quad (3.8)$$

$$k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(FWHM + u(FWHM)) = \frac{\frac{D_{w,clin}(FWHM + u(FWHM))}{D_{w,ref}(FWHM + u(FWHM))}}{\frac{D_{IC,clin}(FWHM + u(FWHM))}{D_{IC,ref}(FWHM + u(FWHM))}} \quad (3.9)$$

$$k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(r_0 + u(r_0)) = \frac{\frac{D_{w,clin}(r_0 + u(r_0))}{D_{w,ref}(r_0 + u(r_0))}}{\frac{D_{IC,clin}(r_0 + u(r_0))}{D_{IC,ref}(r_0 + u(r_0))}} \quad (3.10)$$

El cálculo de todos estos factores implica la realización de simulaciones de dosis para todas esas configuraciones de haz.

Finalmente, la incertidumbre combinada se obtiene sumando las incertidumbres tipo A y tipo B obtenidas.

$$u\left(K_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}\right)^2 = u\left(k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}\right)_{tipo A}^2 + u\left(k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}\right)_{tipo B}^2 \quad (3.11)$$

Con el objetivo de optimizar los resultados de las simulaciones de forma que exista el máximo acuerdo con las medidas experimentales, se ha considerado en el modelo de cada cámara de ionización la adaptación de la geometría dentro de las tolerancias de fabricación.

3.8.3. Incertidumbre experimental

A continuación, se describen las incertidumbres asociadas a las medidas experimentales realizadas en el comisionado y en el estudio realizado con las cámaras de ionización

Incertidumbre tipo A

Es evaluada a partir del análisis estadístico de los valores obtenidos en las medidas independientes realizadas. Se obtiene como la desviación típica de la media de los datos obtenidos en la medida experimental.

Incertidumbre tipo B

En las medidas experimentales se ha considerado la incertidumbre tipo B asociada a las magnitudes de influencia que afectan a medidas relativas.

- Incertidumbre geométrica correspondiente al posicionamiento de los detectores empleando un analizador de haces 3D. La precisión del dispositivo es 0.1 mm. Se toma como incertidumbre de posicionamiento la asociada a una distribución rectangular con un intervalo de 0.2 mm, lo que equivale a $0.2/\sqrt{12} = 0.06$ mm. La diferencia de dosis de un punto situado a esa distancia con respecto al punto central es menor de un 0.2%.
- Incertidumbre asociada a la capacidad del electrómetro para medir la carga eléctrica o la corriente producida por un detector. Incluye las componentes de

resolución, estabilidad y calibración. Al haberse realizado únicamente medidas relativas, algunos de estos componentes de incertidumbre se cancelan disminuyendo la incertidumbre global. Por tanto, únicamente se han tenido en cuenta las componentes de resolución y estabilidad a corto plazo. Además, al efectuarse todas las medidas dentro del mismo rango de dosis la incertidumbre es también reducida.

Con estas condiciones se ha estimado que la incertidumbre debida al electrómetro es de 0.25%.

- **Recombinación:** Las medidas del efecto de recombinación realizadas para las cámaras mayor y menor permiten afirmar que este efecto no tiene una influencia
- **Polaridad.** Todas las medidas realizadas son relativas y se han llevado a cabo usando la misma polaridad por lo que se asume que este efecto no introduce un aumento de incertidumbre en la medida.
- **Dependencia energética del detector:** El efecto introducido en la medida de output factors por la dependencia energética de los detectores al variar el espectro energético del haz con el tamaño de campo, es ampliamente reducido usando un campo de referencia lo más pequeño posible.

Se ha seguido este principio, usando un campo de referencia de 3 cm x 3 cm, por lo que se asume que el efecto de dependencia energética no introduce incertidumbre adicional.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

4. RESULTADOS

En esta sección se presentan los resultados obtenidos en los trabajos desarrollados para construir un modelo de acelerador destinado a la simulación de haces sin filtro aplanador en dos calidades y su comisionado. Posteriormente se recogen los resultados del estudio dosimétrico del comportamiento de varias microcámaras de ionización en campos pequeños generados con los haces del modelo de acelerador comisionado.

4.1 RESULTADOS DE LA MEDIDA DEL FOCO DE EMISIÓN

Se han llevado a cabo medidas experimentales de curvas de dosis usando el dispositivo dedicado de detección de fotones generados en el foco de emisión del target del acelerador.

Para cada calidad de haz, 6FFF y 10FFF se han obtenido perfiles de dosis ubicando el dispositivo de detección a varias distancias foco-detector.

En el caso de la energía de 6FFF, las medidas fueron realizadas en tres aceleradores, encontrando que los perfiles de intensidad son prácticamente iguales en los tres casos. Esta comparación no se pudo realizar en el caso de 10FFF al no disponer dos de las máquinas empleadas de esa calidad de haz.

Las curvas obtenidas se muestran en la figura 4.1

En los resultados experimentales obtenidos se observa cómo a medida que aumenta la distancia entre el foco de emisión y el dispositivo de detección se incrementa la anchura o FWHM del perfil de dosis medido. Esto es debido, como ya ha sido explicado en la sección de metodología, a que, aun teniendo el colimador del dispositivo un grosor muy reducido, permite que algún fotón proveniente del foco con una dirección ligeramente oblicua llegue al detector.

A partir de las medidas de los perfiles de intensidad realizados con varias orientaciones, figura 4.2, puede concluirse que la distribución de intensidad del foco de emisión no presenta dependencia angular, por lo que es posible parametrizarlo usando una curva unidimensional.

El programa desarrollado en Matlab usa estas curvas medidas a varias distancias como dato de entrada para para calcular la distribución de intensidad del foco de emisión compatible con estas.

Tras ejecutar el programa introduciendo los datos experimentales medidos se ha obtenido una FWHM de 1.6 mm para la distribución de emisión correspondiente al haz de 6FFF y una FWHM de 0.8 mm para el haz de 10FFF.

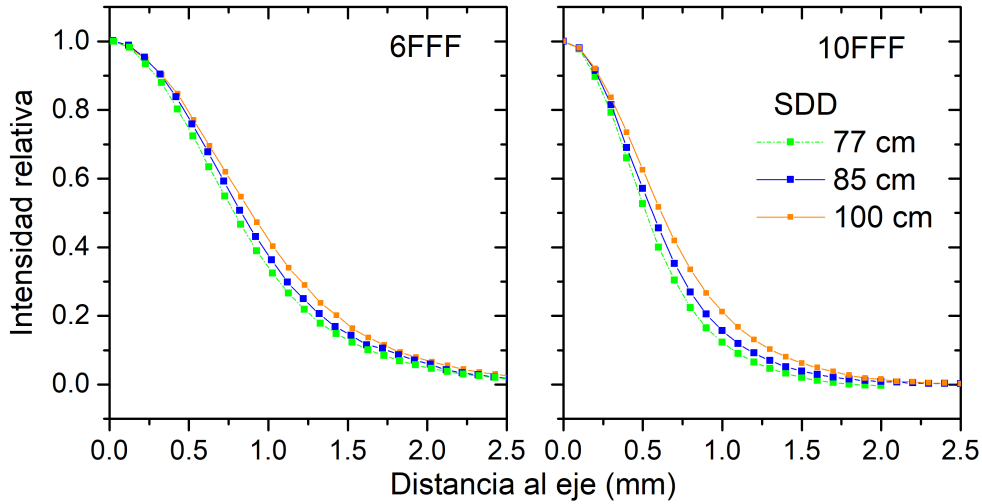


Figura 4.1. Curvas correspondientes a las medidas de los perfiles de intensidad correspondientes a 6FFF (gráfica izda.) y 10FFF (gráfica dcha.), obtenidas mediante el dispositivo colimador diseñado para la medida del foco de emisión. En cada calidad muestran tres curvas correspondientes a tres distancias foco-detector, 77cm (verde), 85cm (azul) y 100cm (naranja)

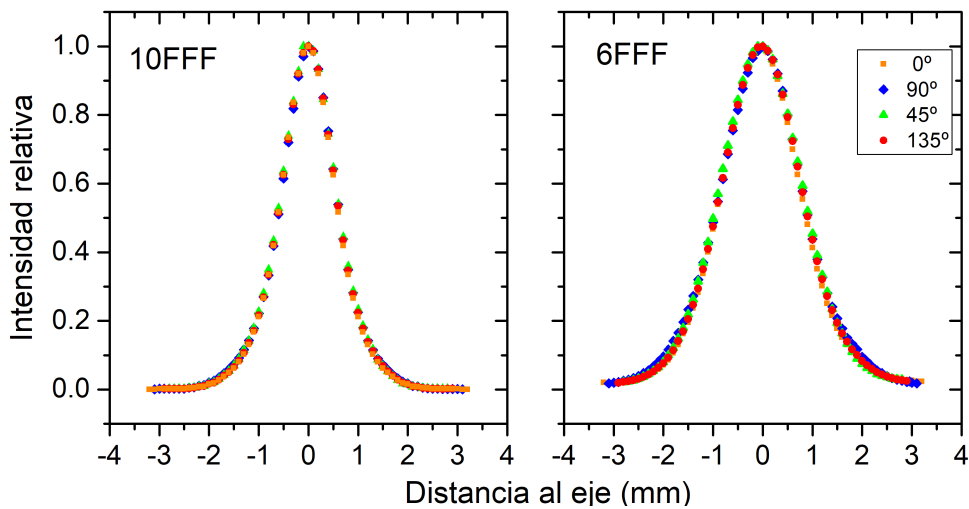


Figura 4.2. Curvas correspondientes a las medidas de los perfiles de intensidad correspondientes a 6FFF (gráfica dcha.) y 10FFF (gráfica izda.), obtenidas mediante el dispositivo colimador diseñado para la medida del foco de emisión. En cada calidad se muestran cuatro curvas correspondientes a diferentes angulaciones del perfil, 0° (naranja), 90° (azul), 45° (verde) y 135° (rojo)

4.2 COMISIONADO DEL MODELO DE ACELERADOR

Como ha sido descrito en la sección de Metodología, el objetivo del comisionado es la obtención, para el modelo de acelerador creado, de los parámetros de energía del haz primario de electrones y anchura de ese haz primario para cada una de las calidades de haz en estudio. Con estos parámetros se obtiene el modelo de haz que más se acerca al medido en la máquina real.

Para ello se ha seguido un proceso de varias etapas. A continuación, se muestran los resultados obtenidos en cada uno de estos pasos y los parámetros de comisionado resultantes.

4.2.1 Selección inicial de la energía del haz primario

La anchura, FWHM, del haz primario considerada inicialmente, que corresponde a la medida experimental del tamaño de foco realizada mediante el uso dispositivo desarrollado (ver apartado 3.5 de la sección Metodología), ha sido 1.6 mm para la calidad de haz de 6FFF y 0.8 mm para 10FFF.

Los rendimientos en profundidad obtenidos en las simulaciones ejecutadas con este parámetro de FWHM y con los distintos valores de energía de haz primario para campos de 10 cm x 10 cm, se muestran en la tabla A.1 (Apéndice) junto con la medida experimental del rendimiento en profundidad realizada.

Con los datos de los PDD obtenidos en las simulaciones y en la medida experimental se ha calculado la función Gamma Sum Value (GSV) para cada curva. Los datos de estos cálculos se recogen en la Tabla A.2 (Apéndice).

El valor mínimo de la función GSV se obtuvo para la energía de haz primario de 6.2 MeV para la calidad de haz de 6FFF y 10.2 MeV para 10FFF.

4.2.2 Selección de la anchura del haz de electrones primario

En esta etapa se ha obtenido el valor de la FWHM del haz primario que mejor reproduce los resultados experimentales de la medida de la penumbra de un haz de 3 cm x 3 cm. Para ello han sido simulados cuatro puntos de la penumbra de un haz con ese tamaño de campo y se han comparado con las medidas experimentales de dosis obtenidas en esos mismos cuatro puntos. La energía del haz primario usada en estas simulaciones

ha sido la obtenida en la primera etapa del comisionado. Se muestran en las Figuras 4.3 y 4.4 los resultados de los valores de dosis en puntos de la zona de penumbra para perfiles de 3 cm x 3 cm obtenidos en las simulaciones correspondientes a tres valores de FWHM del haz primario, 1.2 mm, 1.6 mm, 1.9 mm para 6FFF y 0.4 mm, 0.8 mm, 1.6 mm para 10FFF. Estos puntos de la zona de penumbra están situados a una distancia de 1.3 cm, 1.4 cm, 1.7 cm y 1.8 cm del punto central del campo. Junto con estos valores de dosis se representa también la medida experimental de dosis realizada. Se observa cómo a medida que aumenta el valor de FWHM, la penumbra del haz de radiación se hace mayor

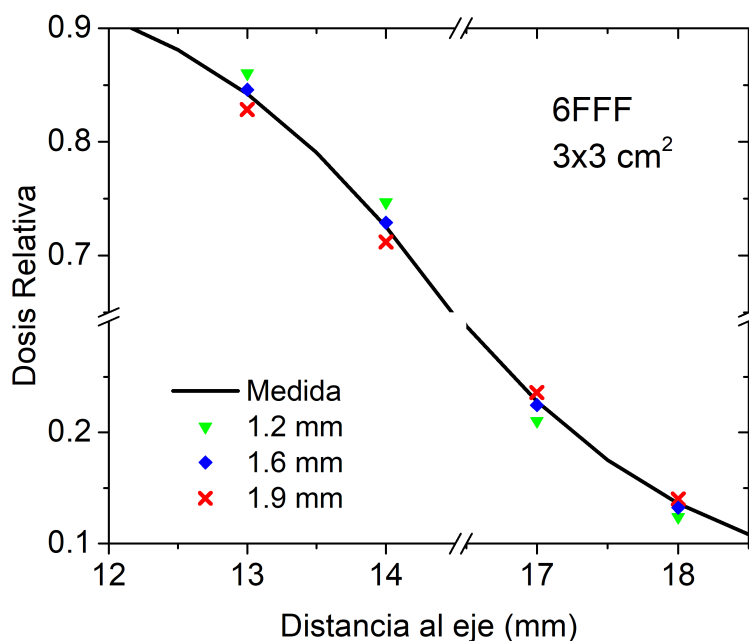


Figura 4.3. Búsqueda de la anchura de haz primario óptima para la calidad de 6FFF. Se muestran las dosis en zona de penumbra para el campo de 3 cm x 3 cm. Dosis medida experimentalmente (línea sólida) y dosis simuladas en los 4 puntos, 1.3, 1.4, 1.5 y 1.6 cm, para cada uno de las FWHM (1.2, 1.6 y 1.9 mm).

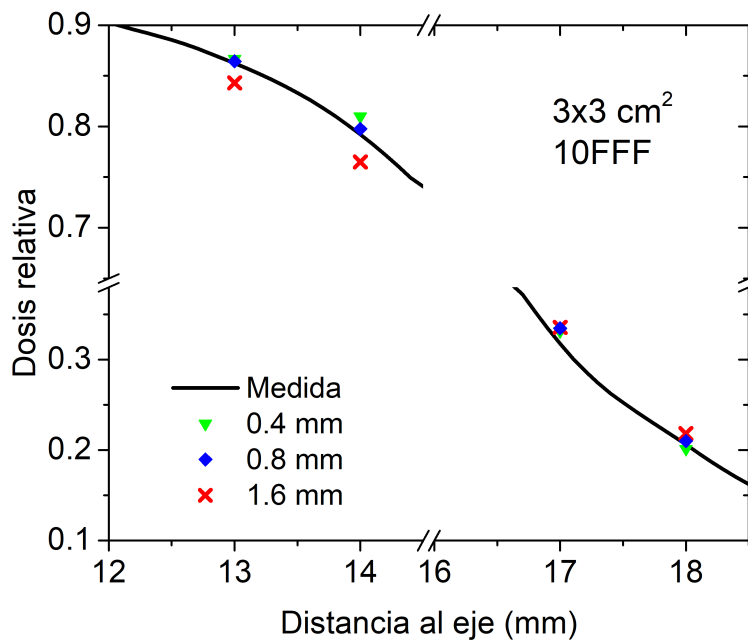


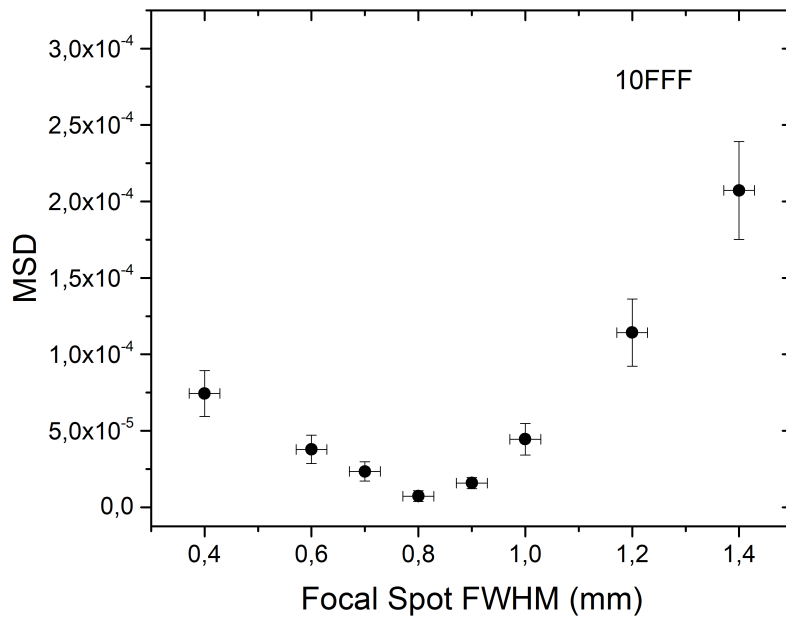
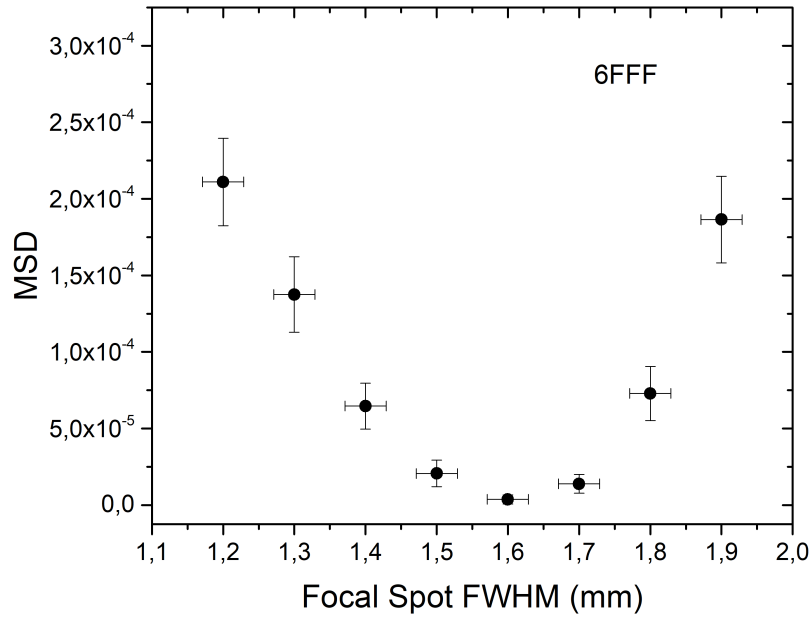
Figura 4.4. Búsqueda de la anchura de haz primario óptima para la calidad de 10FFF. Se muestran las dosis en zona de penumbra para el campo de 3 cm x 3 cm. Se muestra dosis medida experimentalmente (línea sólida) y las dosis simuladas en los 4 puntos, 1.3, 1.4, 1.5 y 1.6 cm, para cada uno de las FWHM (1.2, 1.6 y 1.9 mm).

Se ha calculado la función MSD (Mean Square Deviation) para cada una de las FWHM consideradas, 1.2, 1.3, 1.4, 1.5, 1.55, 1.6, 1.65, 1.7, 1.8 y 1.9 mm para 6FFF y 0.4, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 1.2, 1.4 mm para 10FFF.

Los resultados de los valores de dosis en esos puntos excéntricos para cada una de las FWHM simuladas se muestran en las Tablas A.3 y A.4 del Apéndice junto con los correspondientes datos de medidas experimentales y el valor de la función MSD calculada para cada conjunto de datos correspondiente a cada una de las FWHM.

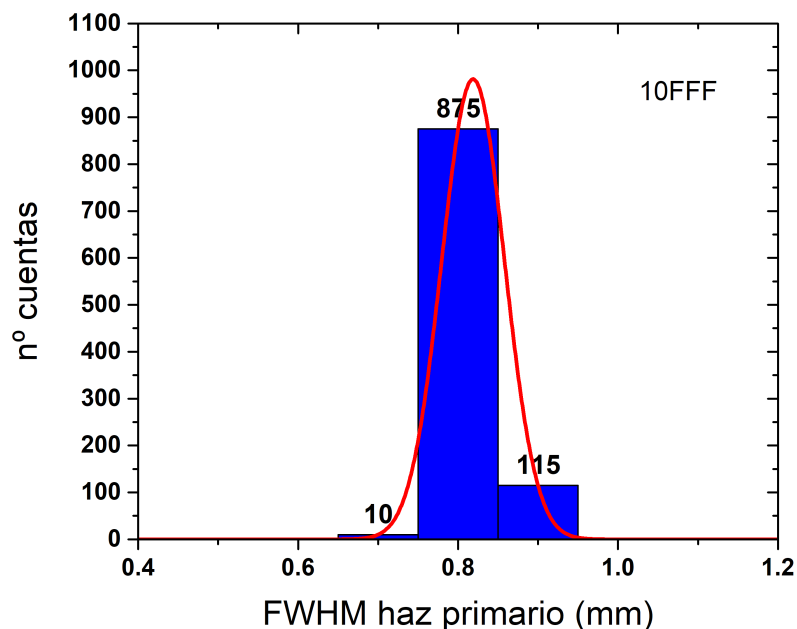
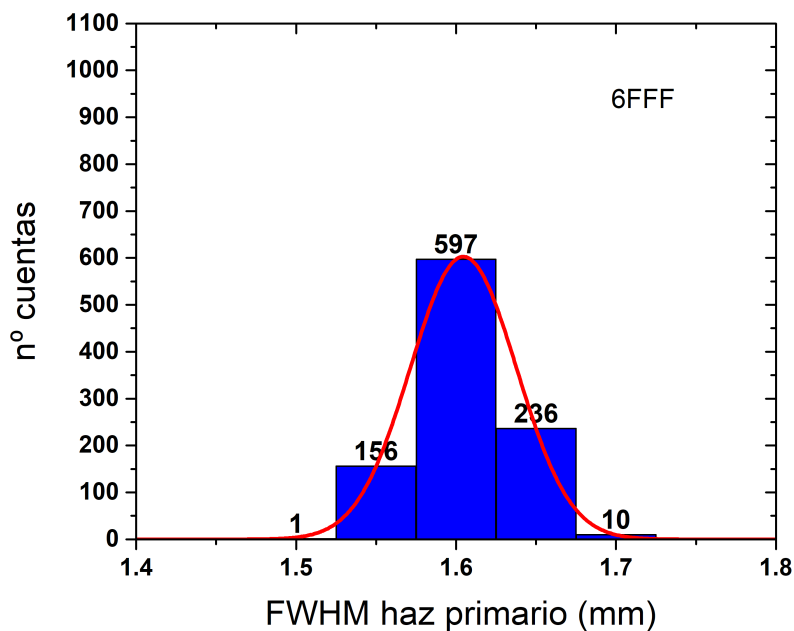
Se representan los valores obtenidos en la función MSD frente a la FWHM del haz primario en las figuras 4.3 y 4.4.

De acuerdo con el criterio de minimización de la función MSD, los valores óptimos de la FWHM son 1.60 mm para la calidad de haz de 6FFF y 0.80 mm para la calidad de 10FFF. Estos valores son compatibles con los resultados obtenidos en la medida experimental del tamaño de foco llevada a cabo.



Figuras 4.3 (superior) y 4.4 (inferior). Representación de los valores de la función Mean Square Deviation (MSD) usada en la obtención del calor óptimo de FWHM del haz primario de electrones. Se muestra el valor de la función para cada FWHM del haz primario usado en la simulación del haz de 6FFF (fig. 4.3) 10FFF (fig. 4.4). Las barras verticales corresponden a la incertidumbre de la función MSD obtenida a partir de la propagación de la incertidumbre de los valores de dosis MonteCarlo. Las barras horizontales equivalen a la incertidumbre del parámetro FWHM considerando una distribución uniforme del intervalo de muestreo.

Como ha sido descrito en la sección de metodología, la incertidumbre tipo A asociada al parámetro de FWHM se ha obtenido a partir del análisis de un histograma construido con un gran número de valores de FWHM óptimos generados aleatoriamente. Se ha generado un histograma de estas características para cada una de las dos calidades de haz de 6FFF y 10FFF, y se muestran en las figuras 4.5 y 4.6. Los resultados del ajuste de los histogramas a funciones gaussianas de la forma se recogen en la tabla A.5 (Apéndice).



Figuras 4.5 (superior) y 4.6 (inferior). Histogramas que representan la frecuencia de valores de FWHM que optimizan la función MSD para el haz de 6FFF (fig. 4.5) y 10FFF (fig. 4.6). El valor de σ de la función gaussiana correspondiente al ajuste de cada histograma (línea roja) se identifica con la incertidumbre tipo A del FWHM del haz de electrones primario correspondiente a cada calidad de haz.

La incertidumbre tipo A del parámetro FWHM buscado es el valor de la desviación típica del ajuste de los datos del histograma a una distribución normal.

Las incertidumbres de tipo B se han estimado considerando una distribución uniforme, donde la amplitud corresponde a los intervalos de muestreo definidos para los parámetros del modelo utilizados en las simulaciones de espacio de fases (0.2 mm para la FWHM en la calidad de 6FFF y 0.2 mm en 10FFF).

Las incertidumbres tipo A y B se muestran en la tabla 4.1.

Tabla 4.1. Incertidumbres asociadas al parámetro FWHM del haz primario para calidades de 6FFF y 10FFF. La incertidumbre tipo A se ha calculado a partir del método de los histogramas. La incertidumbre tipo B se obtiene considerando una distribución uniforme del intervalo de muestreo.

	FWHM (mm)	Incert. A (mm)	Incert. B (mm)	Incert. (A+B) (mm)
6FFF	1.6	0.03	0.06	0.07
10FFF	0.8	0.04	0.06	0.07

4.2.3 Ajuste fino de la energía del haz de electrones primario

En el último paso del comisionado del acelerador, se ha realizado un ajuste fino de la energía del haz de electrones primario partiendo de la que había sido tomada en primera aproximación y usando la anchura de haz primario obtenida en el paso anterior.

Los resultados de la simulación de la dosis depositada en la cavidad de una cámara PTW TM31010 en un maniquí de agua a varias profundidades, para varios tamaños de campo, y para cada una de las energías de haz primario de las que se han obtenido espacios de fases, junto con los resultados de las medidas experimentales y la diferencia entre ambos valores, se muestran en las tablas A.6 y A.7 (Apéndice). El valor resultante del cálculo de la función GSV para cada energía se muestra en las tablas A.8 y 4.9 (Apéndice). En las figuras 4.7 y 4.8 se representan los valores de la función GSV para cada energía.

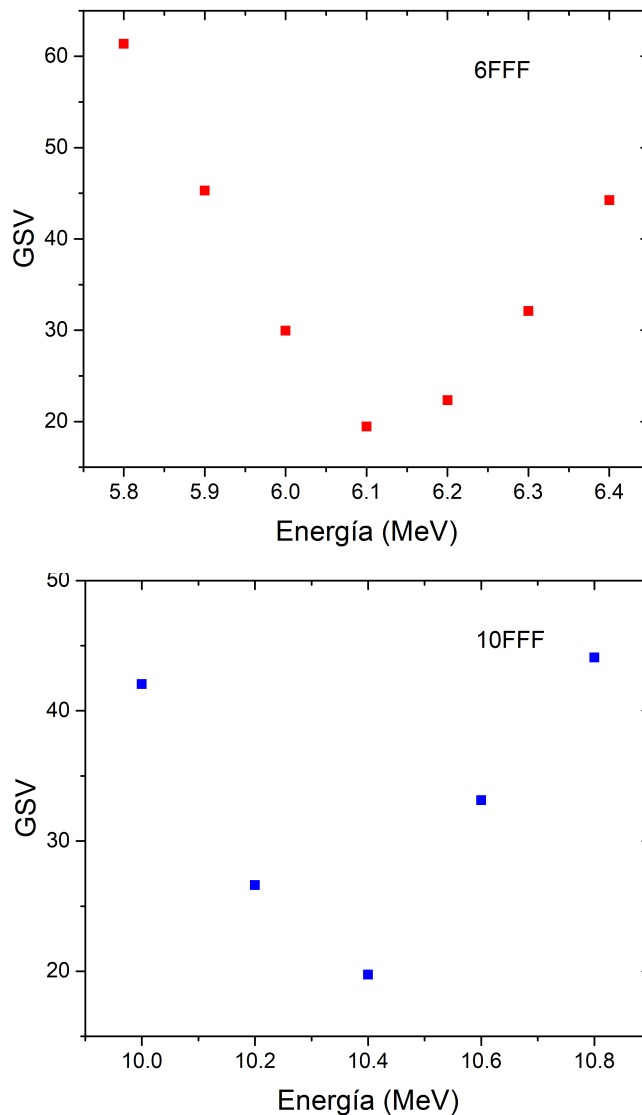
A partir del criterio de minimización de la función GSV, se han obtenido los valores óptimos para la energía del haz primario de electrones. Estos han sido de 6.1 MeV para la calidad de haz de 6FFF y 10.4 MeV para la calidad de 10FFF.

Siguiendo el mismo método que en la etapa previa en la que se ha obtenido el FWHM, y como se ha detallado en la sección de metodología, se ha obtenido la incertidumbre tipo A para la energía del haz primario a partir de la generación de un histograma de valores

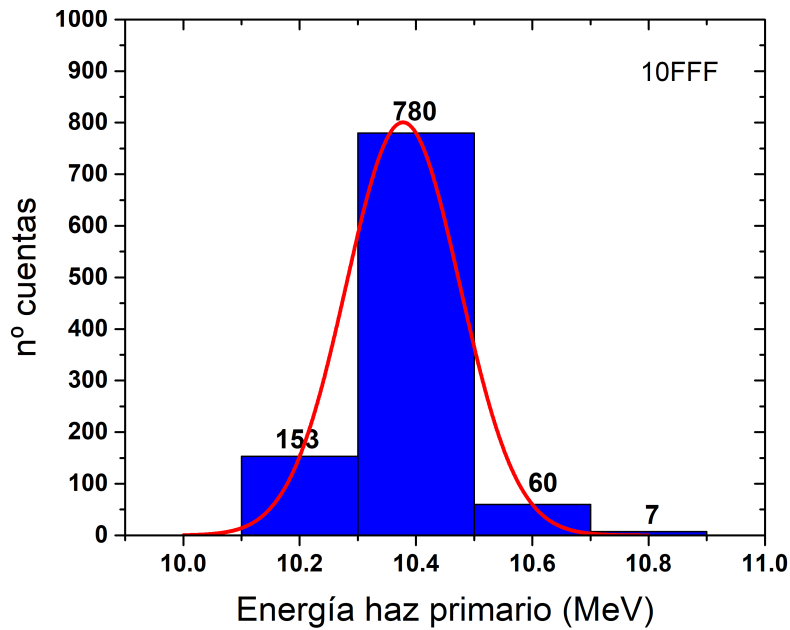
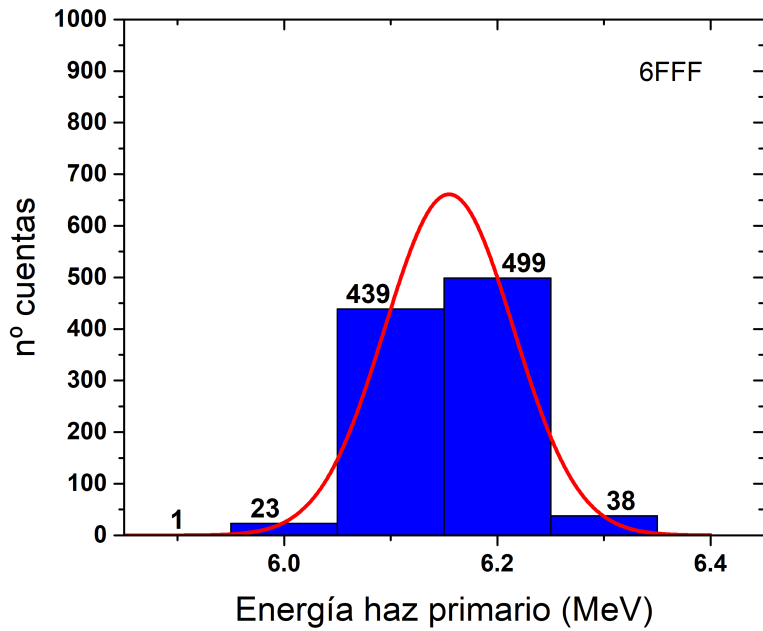
óptimos de la energía calculados en un proceso aleatorio. Estos histogramas, para cada calidad de haz, se muestran en las figuras 4.9 y 4.10. Los resultados del ajuste gaussiano se reflejan en la tabla A.10 (Apéndice).

La incertidumbre de tipo B se han estimado considerando una distribución uniforme, donde la amplitud corresponde a los intervalos de muestreo definidos para los parámetros del modelo utilizados en las simulaciones de espacio de fases (0.2 MeV para la energía del haz primario en la calidad de 6FFF y 0.4 MeV en 10FFF).

Las incertidumbres tipo A y tipo B para la energía del haz primario se muestran en la Tabla 4.2



Figuras 4.7 (superior) y 4.8 (inferior). Se representa el valor de la función GSV (Gamma Sum Value) para cada energía de haz primario, para calidad de haz de 6FFF (fig. 4.7) y 10FFF (fig 4.8). Para cada calidad de haz, la energía óptima es el valor que minimiza la función GSV



Figuras 4.9 (superior) y 4.10 (inferior). Histogramas que representan la frecuencia de valores de Energía que optimizan la función Gamma para el haz de 6FFF (fig. 4.9) y 10FFF (fig. 4.10). El valor de la σ de la función gaussiana correspondiente al ajuste de cada histograma (línea roja) se identifica con la incertidumbre tipo A de la energía del haz de electrones primario correspondiente a cada calidad de haz.

Tabla 4.2. Incertidumbres asociadas al parámetro Energía del haz primario para calidades de 6FFF y 10FFF. La incertidumbre tipo A se ha calculado a partir del método de los histogramas. La incertidumbre tipo B se obtiene considerando una distribución uniforme del intervalo de muestreo.

	Energía (MeV)	Incert. A (MeV)	Incert. B (MeV)	Incert. (A+B) (MeV)
6FFF	6.1	0.06	0.06	0.08
10FFF	10.4	0,10	0.12	0.15

4.3 VALIDACIÓN EXPERIMENTAL DEL MODELO DE ACELERADOR

La validación del modelo de acelerador comisionado ha consistido en la comparación de porcentajes de dosis en profundidad y perfiles simulados con medidas experimentales realizadas en una máquina equivalentes a la simulada ubicada en un centro sanitario.

En cada una de las calidades de haz estudiadas, 6FFF y 10FFF, y en tamaños de campo de 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 15 cm x 15 cm, se han obtenido rendimientos en profundidad, PDD, a partir de la simulación de dosis depositadas en la cavidad de una cámara PTW T31010 a varias profundidades. Se han obtenido también perfiles laterales de dosis a 5 cm de profundidad.

La representación de los PDD obtenidos para haces simulados en el modelo de acelerador comisionado se muestran en las fig.4.11 y fig. 4.12 junto con los resultados de las medidas experimentales realizadas y la diferencia relativa de ambos valores.

En las figuras 4.13 y 4.14 se reflejan los datos simulados y experimentales de perfiles laterales obtenidos a una profundidad de 5 cm. Las diferencias de los valores simulados con los resultados de las medidas correspondientes a los rendimientos en profundidad experimentales, fig. 4.11 y fig. 4.12, están por debajo del 1% local.

Las diferencias entre valores medidos y simulados en perfiles laterales de dosis, fig. 4.13 y fig. 4.14, están por debajo del 1% a excepción de un punto del perfil de 10 cm x 10 cm, 10FFF, que presenta una diferencia de 1.3%.

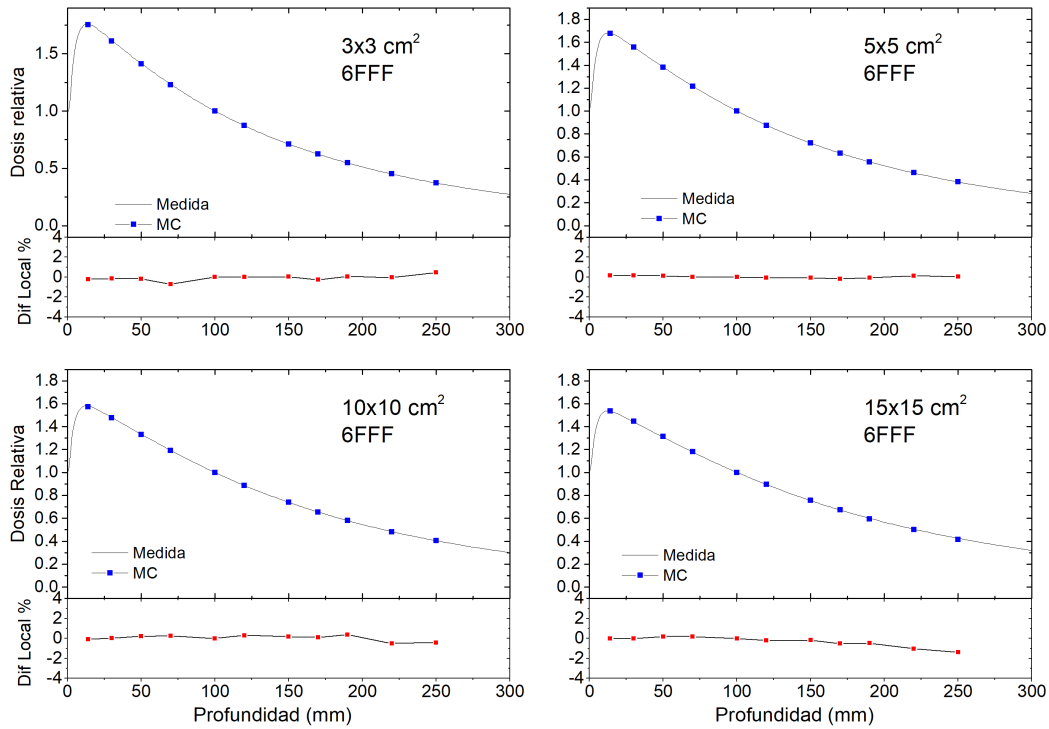


Figura 4.11. PDDs correspondientes a tamaños de campo de 3 cm x 3 cm, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 15 cm x 15 cm, calidad de 6FFF. Se muestran los valores obtenidos en la simulación en el modelo de acelerador creado (puntos) y las medidas experimentales (línea). Se presenta también la diferencia porcentual local de los datos simulados y medidos.

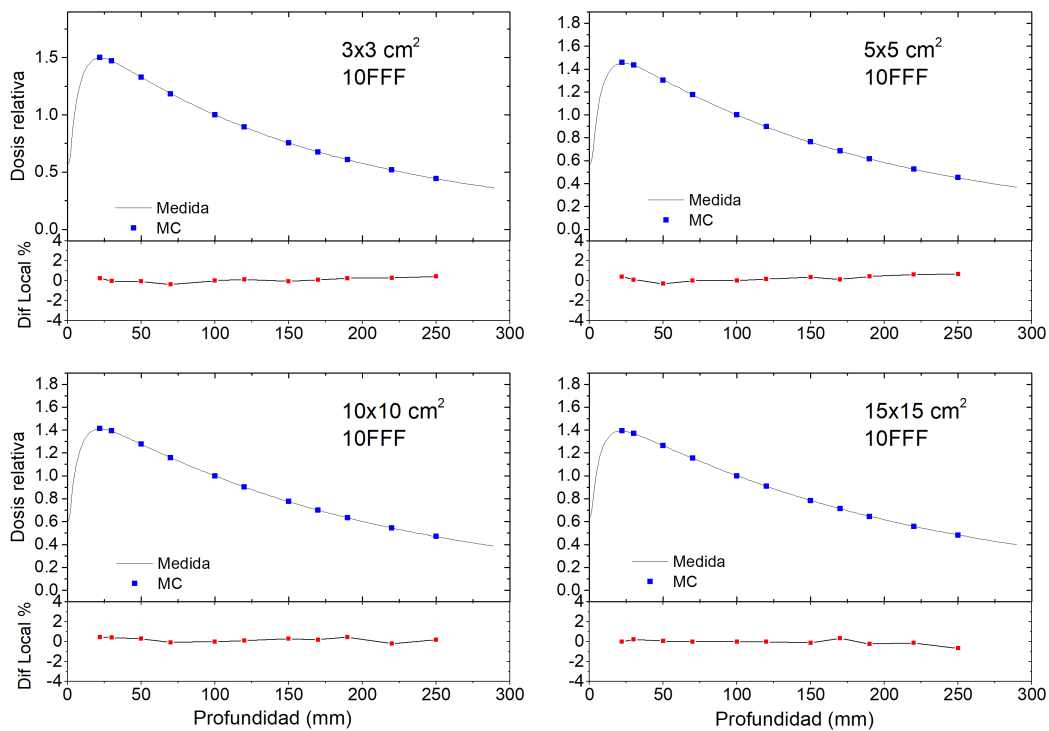


Figura 4.12. PDDs correspondientes a tamaños de campo de 3 cm x 3 cm, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 15 cm x 15 cm, calidad de 10FFF. Se muestran los valores obtenidos en la simulación en el modelo de acelerador creado (puntos) y las medidas experimentales (línea). Se presenta también la diferencia porcentual local de los datos simulados y medidos.



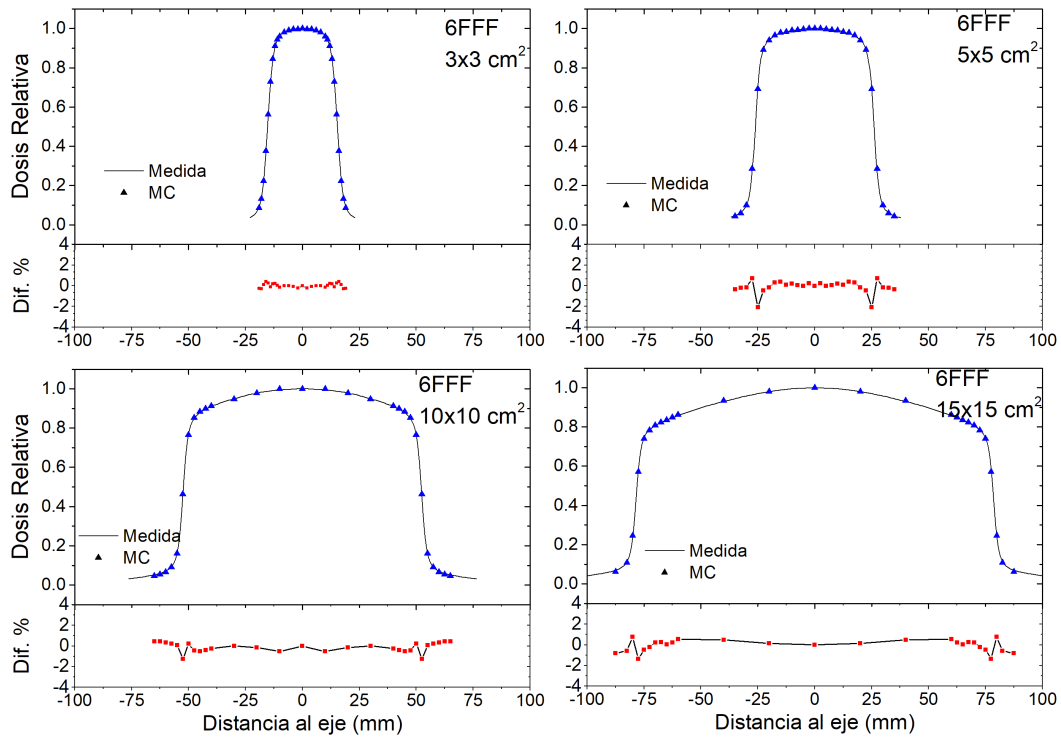


Figura 4.13. Perfiles laterales correspondientes a tamaños de campo de 3 cm x 3 cm, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 15 cm x 15 cm, calidad de 6FFF. Se muestran los valores obtenidos en la simulación en el modelo de acelerador creado (puntos) y las medidas experimentales (línea). Se presenta también la diferencia porcentual de los datos simulados y medidos.

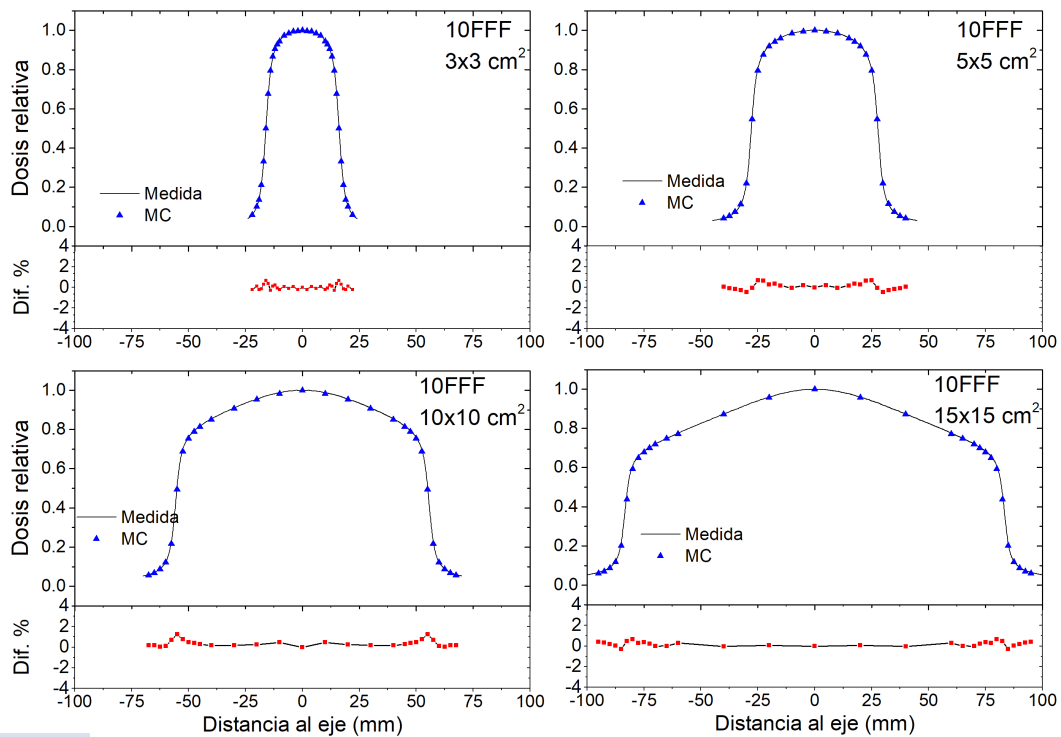


Figura 4.14. Perfiles laterales correspondientes a tamaños de campo de 3 cm x 3 cm, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 15 cm x 15 cm, calidad de 10FFF. Se muestran los valores obtenidos en la simulación en el modelo de acelerador creado (puntos) y las medidas experimentales (línea). Se presenta también la diferencia porcentual de los datos simulados y medidos.

4.4 VALIDACIÓN DEL MODELO DE ACELERADOR CON COLIMADOR CÓNICO

En este apartado se muestran los resultados de las simulaciones de dosis en la cavidad de las cámaras PTW TM31022 Pinpoint e IBA Razor Nanochamber realizadas con los haces generados con modelo de cabezal de acelerador con el colimador cónico añadido.

En las figuras 4.15 y 4.16 se muestran los porcentajes de dosis en profundidad para las dos microcámaras citadas en el campo circular de 5 mm de diámetro generado con el colimador cónico. En cada una de estas gráficas se representan los resultados correspondientes a las dos calidades de haz, 6FFF y 10FFF, junto con el resultado de la medida experimental realizada.

De forma análoga, se representan en las figuras 4.17 y 4.18, perfiles laterales de dosis simulados y obtenidos en las medidas experimentales, correspondientes a las dos microcámaras citadas, para el campo de 5 mm.

En las mismas figuras 4.15 a 4.18, se muestran las diferencias porcentuales de dosis entre los puntos simulados y los obtenidos en las medidas experimentales.

Para la mayor parte de los puntos, las diferencias se encuentran por debajo de 1% a excepción de cuatro puntos correspondientes a la cámara IBA Razor Nanochamber, ubicándose entre el 1% y el 1.5%.

En las figuras 4.19 y 4.20 puede observarse la comparación de los perfiles de dosis obtenidos en la cavidad de las microcámaras y las calculadas en vóxel de agua, apreciándose el efecto de volumen generado en las curvas correspondientes a las cámaras debido al mayor tamaño de estas.

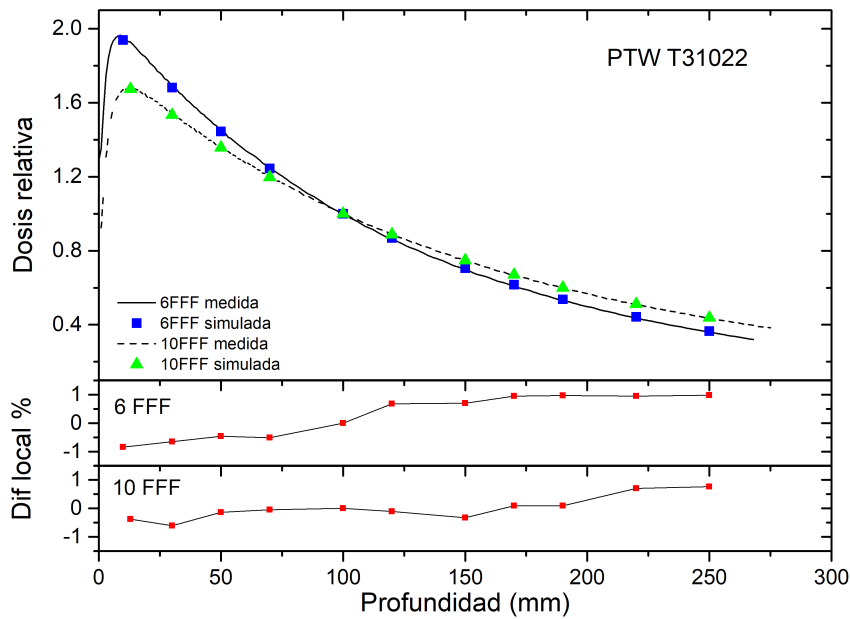


Figura 4.15. PDDs obtenidos con la cámara PTW 31022, correspondientes al campo generado por el colimador cónico de 5mm. Se muestran los datos simulados (cuadrados, 6FFF, y triángulos, 10FFF) y las medidas experimentales (línea continua, 6FFF y línea discontinua, 10FFF). En la parte inferior, se muestra la diferencia porcentual entre los datos medidos y simulados para las dos calidades.

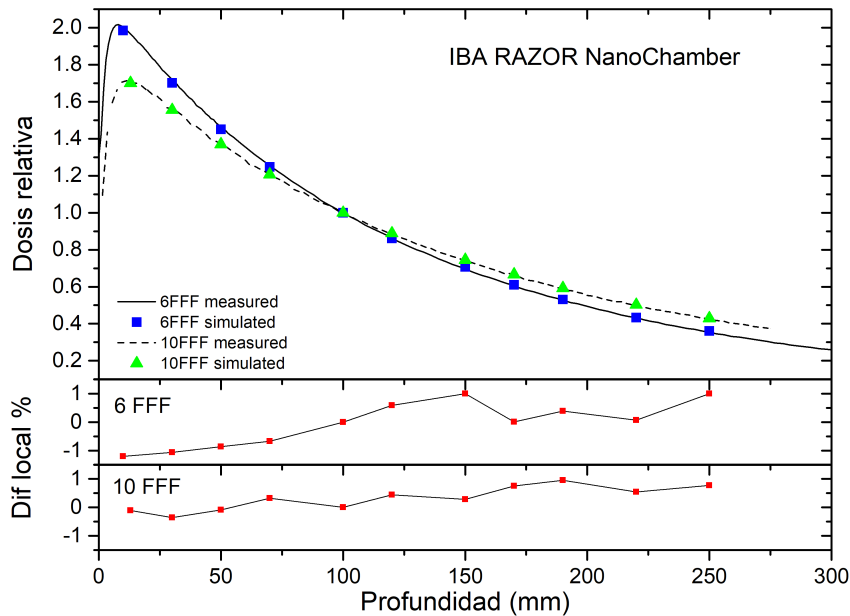


Figura 4.16. PDDs obtenidos con la cámara IBA NanoChamber, correspondientes al campo generado por el colimador cónico de 5mm. Se muestran los datos simulados (cuadrados, 6FFF, y triángulos, 10FFF) y las medidas experimentales (línea continua, 6FFF y línea discontinua, 10FFF). En la parte inferior, se muestra la diferencia porcentual entre los datos medidos y simulados para las dos calidades.

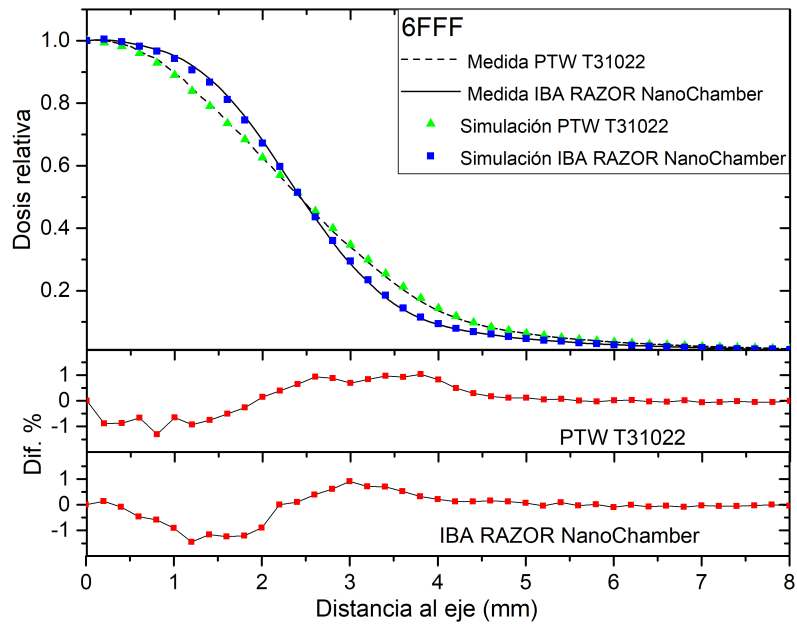


Figura 4.17. Perfiles de dosis para la calidad de 6FFF, obtenidos en la simulación de las cámaras IBA NanoChamber (cuadrados), PTW 32033 (triángulos), y medidas experimentales respectivas (línea continua) correspondientes al campo generado por el colimador cónico de 5mm. En la parte inferior, se muestra la diferencia porcentual entre los datos medidos y simulados para ambas cámaras.

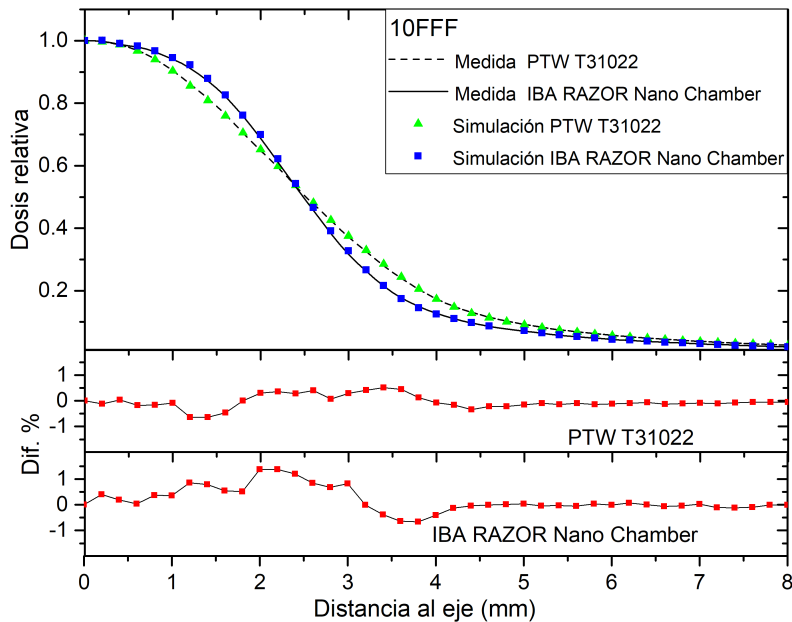


Figura 4.18. Perfiles de dosis para la calidad de 10FFF, obtenidos en la simulación de las cámaras IBA NanoChamber (cuadrados), PTW 32033 (triángulos), y medidas experimentales respectivas (línea continua) correspondientes al campo generado por el colimador cónico de 5mm. En la parte inferior, se muestra la diferencia porcentual entre los datos medidos y simulados para ambas cámaras.

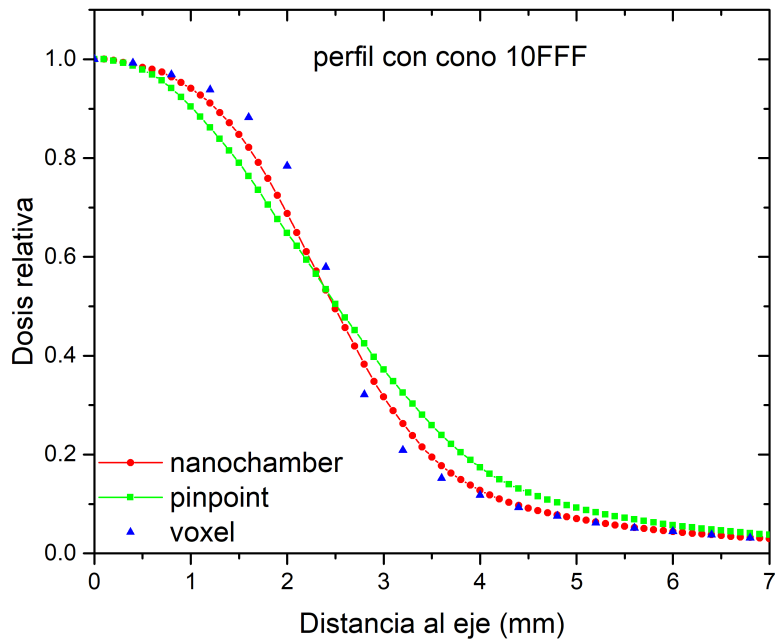
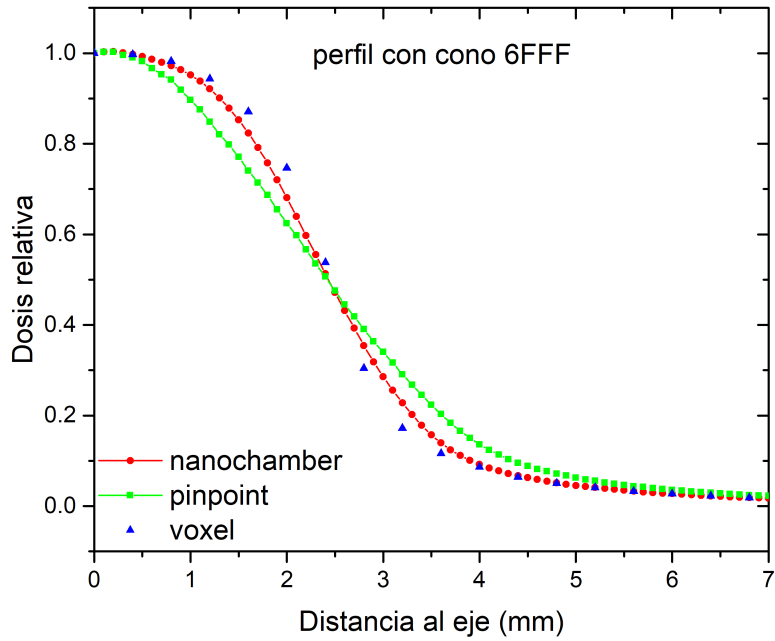


Figura 4.19 (superior) y 4.20 (inferior). Perfiles de dosis, 6FFF (fig. 4.19) y 10FFF (fig. 4.20), simulados en el modelo de acelerador creado con colimador cónico de 5mm en el isocentro. Simulaciones de dosis en cámara IBA NanoChamber (línea-círculo), cámara PTW 31022 (línea-cuadrado) y voxel de agua (triángulo)

4.5 MODELADO DE LAS CÁMARAS ESTUDIADAS

En la figura 4.21 se presentan las imágenes de los modelos de las cámaras creadas con el código egs++, a partir de la información geométrica disponible en los manuales de los fabricantes.

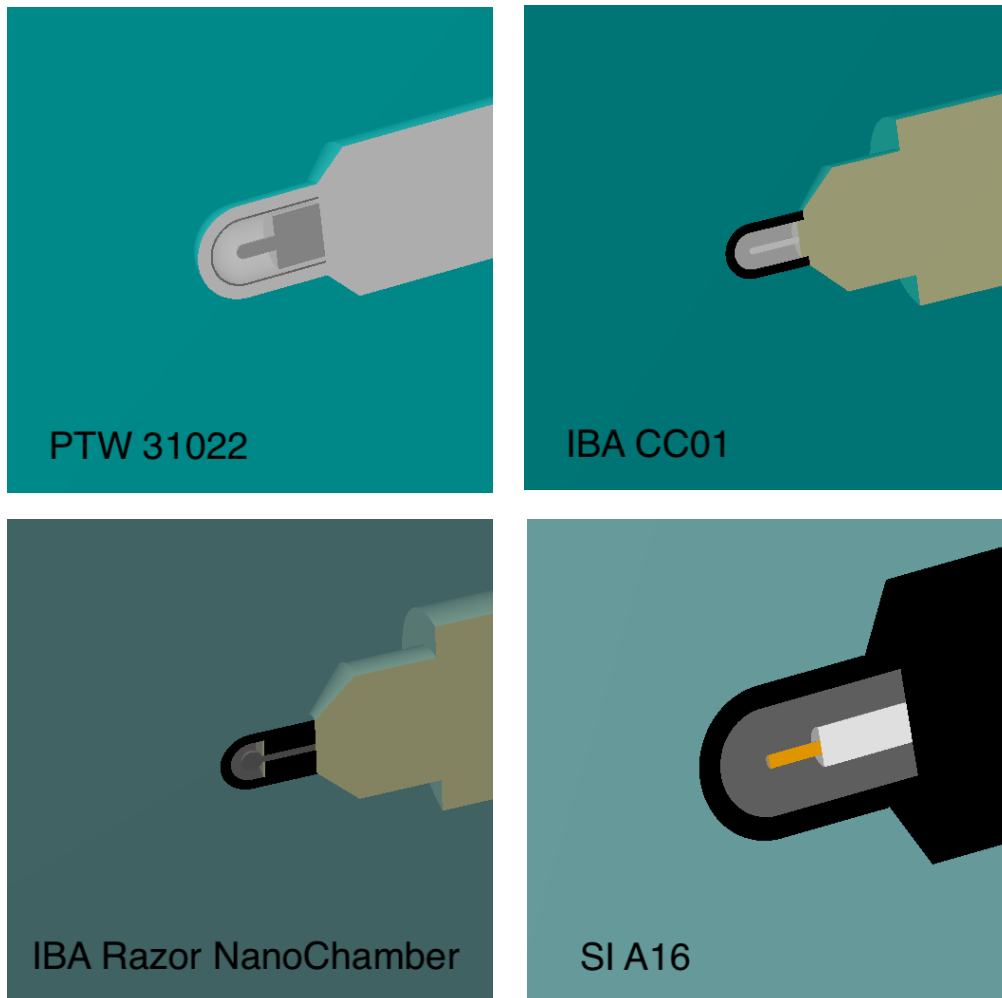


Figura 4.21. Renderización de los modelos creados de cámaras de ionización creadas a partir de la información facilitada por los fabricantes y llevada a cabo mediante el código egs++ que permite la creación de geometrías específicas mediante la combinación de formas geométricas básicas.

4.6 ESTUDIO DE LA RESPUESTA DE VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN DOSIMETRÍA DE CAMPOS PEQUEÑOS

En este apartado se recogen los resultados correspondientes al estudio de los factores de corrección para campos pequeños generados con colimador cónico para varias microcámaras. Como ya ha sido descrito en la sección de Metodología, estos factores de corrección se obtienen a partir de la expresión

$$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}} = \frac{\frac{D_{w,clin}}{D_{w,ref}}}{\frac{D_{IC,clin}}{D_{IC,ref}}}$$

4.6.1 Valores de dosis obtenidos en la simulación

En las tablas 4.3 y 4.4 se muestran los valores de dosis, $D_{IC,clin}$, obtenidos en las cavidades de las microcámaras estudiadas mediante simulación Monte Carlo. Estos valores de dosis corresponden al punto central del campo circular construido con el colimador cónico del acelerador de 5 mm de diámetro previamente comisionado. Junto con los valores $D_{IC,clin}$, se muestran en las mismas tablas los valores $D_{IC,ref}$, correspondientes al valor de referencia para el campo 3 cm x 3 cm, obtenidos también en el punto central de dicho campo.

Además de los valores de dosis obtenidos en la cavidad de las cámaras modeladas, las tablas 4.3 y 4.4 contienen también los valores de dosis simulados en vóxel de agua para el campo circular del colimador cónico, $D_{w,clin}$, y en el campo de referencia de 3 cm x 3 cm, $D_{w,ref}$.

Estos valores de dosis, tanto los obtenidos en la cavidad de las cámaras como en vóxel de agua, han sido simulados a una distancia fuente-superficie del maniquí de agua de 100 cm y a una profundidad de 10 cm.

Es importante recordar que los valores numéricos obtenidos en la simulación que hacen referencia a la dosis y que están contenidos en las tablas no se corresponden con valores de dosis física absorbida. Únicamente pueden ser usados en cálculos relativos frente a otros valores obtenidos en simulaciones ejecutadas en esas u otras condiciones.

Tablas 4.3(superior) y 4.4(inferior) Valores de dosis, calidad de 6FFF (tabla 4.3) y 10FFF (tabla 4.4), obtenidos en la simulación en el punto central del campo clínico de 5mm generado mediante modelo de colimador cónico y del campo de referencia de 3 cm x 3 cm, para las 4 microcámaras modeladas y vóxel de agua. Se incluyen los valores de ratios de dosis u output factors y su incertidumbre obtenida a partir de la propagación de incertidumbres de los valore de dosis.

6FFF		Valor (MeV/g por partícula)	% Incert	Ratio	Incert
PTW 31022 Pinpoint	D _{IC.ref}	1.285E-16	0.159	0.619	0.001
	D _{IC.clin}	7.953E-17	0.124		
IBA CC01	D _{IC.ref}	1.447E-16	0.169	0.632	0.001
	D _{IC.clin}	9.148E-17	0.142		
Standard Imaging A16	D _{IC.ref}	1.539E-16	0.132	0.629	0.001
	D _{IC.clin}	9.674E-17	0.112		
IBA Razor Nano chamber	D _{IC.ref}	1.436E-16	0.280	0.682	0.002
	D _{IC.clin}	9.794E-17	0.229		
Voxel	D _{w.ref}	1.590E-16	0.153	0.685	0.002
	D _{w.clin}	1.090E-16	0.264		

10FFF		Valor (MeV/g por partícula incidente)	% Incert	Ratio	Incert
PTW 31022 Pinpoint	D _{IC.ref}	5.637E-16	0.107	0.529	0.001
	D _{IC.clin}	2.983E-16	0.107		
IBA CC01	D _{IC.ref}	6.168E-16	0.132	0.546	0.001
	D _{IC.clin}	3.366E-16	0.131		
Standard Imaging A16	D _{IC.ref}	6.664E-16	0.102	0.542	0.001
	D _{IC.clin}	3.612E-16	0.132		
IBA Razor Nano chamber	D _{IC.ref}	6.105E-16	0.200	0.587	0.002
	D _{IC.clin}	3.581E-16	0.200		
Voxel	D _{w.ref}	6.691E-16	0.136	0.588	0.002
	D _{w.clin}	3.932E-16	0.242		

4.6.2 Valores de dosis obtenidos en las medidas experimentales

Los valores de las lecturas de carga obtenidas en las medidas experimentales realizadas en el punto medio de los campos de referencia y de los campos generados con el cono de 5 mm, para las cuatro microcámaras y las dos calidades de haz, se recopilan en las tablas 4.5 y 4.6.

Se han calculado los cocientes de las lecturas realizadas en el campo circular y campo de referencia, $\frac{M_{5mm}}{M_{3x3}}$, correspondientes a las medidas experimentales realizadas para todas

las microcámaras del estudio. Los resultados obtenidos comparados con los ratios obtenidos en la simulación de Monte Carlo, $\frac{D_{IC,5mm}}{D_{IC,3x3}}$, se recogen en las tablas 4.7 y 4.8.

La diferencia de los ratios de dosis calculados a partir de los datos obtenidos en la simulación con respecto a los derivados de las medidas experimentales está por debajo del 1%.

Tablas 4.5(superior) y 4.6(inferior). Valores de dosis, calidad de 6FFF (tabla 4.5) y 10FFF (tabla 4.6), obtenidos en medidas experimentales en el punto central del campo clínico de 5mm generado mediante colimador cónico y del campo de referencia de 3 cm x 3 cm, para las 4 microcámaras estudiadas. Se incluyen los valores de ratios de dosis u output factors y su incertidumbre obtenida a partir de la propagación de incertidumbres de los valores de dosis.

6FFF		Carga (C)	Incert.A (C)	Incert.B (C)	Incert tot(C)	OF	Incert OF
PTW 31022 Pinpoint	M _{3x3}	1.691E-09	3.00E-13	7.59E-13	8.16E-13	0.623	0.003
	M _{5mm}	1.054E-09	1.00E-13	4.73E-13	4.84E-13		
IBA CC01	M _{3x3}	9.335E-10	2.00E-13	3.49E-12	3.50E-12	0.637	0.003
	M _{5mm}	5.949E-10	2.00E-13	2.23E-12	2.23E-12		
Standard Imaging A16	M _{3x3}	8.258E-10	5.00E-13	3.09E-12	3.13E-12	0.632	0.003
	M _{5mm}	5.219E-10	6.00E-13	1.95E-12	2.04E-12		
IBA Razor NanoChamber	M _{3x3}	3.185E-10	5.00E-13	1.19E-12	1.29E-12	0.685	0.004
	M _{5mm}	2.182E-10	5.00E-13	8.16E-13	9.57E-13		

10FFF		Carga (C)	Incert.A (C)	Incert.B (C)	Incert tot(C)	OF	Incert OF
PTW 31022 Pinpoint	M _{3x3}	1.997E-08	5.00E-12	8.97E-12	1.03E-11	0.524	0.003
	M _{5mm}	1.047E-08	3.00E-12	4.70E-12	5.58E-12		
IBA CC01	M _{3x3}	1.117E-09	6.00E-13	5.57E-12	5.60E-12	0.543	0.003
	M _{5mm}	6.065E-10	5.00E-13	3.03E-12	3.07E-12		
Standard Imaging A16	M _{3x3}	9.682E-10	6.00E-13	4.83E-12	4.87E-12	0.539	0.003
	M _{5mm}	5.219E-10	6.00E-13	2.60E-12	2.67E-12		
IBA Razor NanoChamber	M _{3x3}	3.848E-10	2.00E-13	1.92E-12	1.93E-12	0.587	0.003
	M _{5mm}	2.259E-10	5.00E-13	1.13E-12	1.23E-12		

Tablas 4.7(superior) y 4.8(inferior). Diferencia porcentual entre los ratios de dosis obtenidos en las simulaciones del campo circular de 5mm y sus equivalentes obtenidos a partir de las medidas experimentales. Datos correspondientes a la calidad de 6FFF (tabla 4.7) y 10FFF (tabla 4.8).

6FFF	$\frac{M_{5mm}}{M_{3x3}}$	$\frac{D_{IC,5mm}}{D_{IC,3x3}}$	Dif. Local
PTW 31022 Pinpoint	0.623	0.618	-0.80%
IBA CC01	0.637	0.632	-0.78%
Standard Imaging A16	0.632	0.629	-0.60%
IBA Razor NanoChamber	0.685	0.683	-0.37%

10FFF	$\frac{M_{5mm}}{M_{3x3}}$	$\frac{D_{IC.5mm}}{D_{IC.3x3}}$	Dif. Local
PTW 31022 Pinpoint	0.524	0.529	0.95%
IBA CC01	0.543	0.545	0.33%
Standard Imaging A16	0.539	0.542	0.47%
IBA Razor NanoChamber	0.587	0.587	0.01%

4.6.3 Factores de corrección

Los valores de los factores de corrección $k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$ correspondientes al punto central del campo circular calculados a partir de los resultados de la simulación de las cuatro microcámaras y sus incertidumbres asociadas, se muestran en las tablas 4.9 y 4.10.

Todos los factores están referenciados al campo de 3 cm x 3 cm.

El cálculo de la incertidumbre asociada a los factores de corrección se describe en el apartado 3.8 del capítulo Metodología.

Tablas 4.9(superior) y 4.10(inferior). Factores de corrección, $k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$, obtenidos para el campo de 5mm generado con el modelo creado de colimador cónico y campo de referencia de 3 cm x 3 cm, en la calidad de 6FFF (tabla 4.8) y 10FFF (tabla 4.9). Se incluyen los valores de las incertidumbres tipo A y tipo B debidas a posición y energía y FWHM, y la incertidumbre combinada.

6FFF	$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$	Incert. A	Incert. B posición	Incert. B energía	Incert. B FWHM	Incert. B combinada	Incert. (A+B)
PTW 31022 Pinpoint	1.107	0.004	0.002	0.002	0.007	0.008	0.009
IBA CC01	1.084	0.004	0.005	0.006	0.006	0.010	0.011
Standard Imaging A16	1.090	0.004	0.004	0.004	0.006	0.008	0.009
IBA Razor NanoChamber	1.005	0.005	0.003	0.004	0.002	0.005	0.007

10FFF	$k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$	Incert. A	Incert. B posición	Incert. B energía	Incert. B FWHM	Incert. B combinada	Incert. (A+B)
PTW 31022 Pinpoint	1.111	0.004	0.001	0.004	0.006	0.007	0.008
IBA CC01	1.077	0.004	0.006	0.005	0.005	0.009	0.010
Standard Imaging A16	1.084	0.004	0.002	0.003	0.005	0.006	0.007
IBA Razor NanoChamber	1.002	0.004	0.002	0.002	0.004	0.005	0.006

4.6.4 Factores de corrección para OARs y PDDs

Los factores de corrección $k_{Q_{clin}, Q}^{f_{clin}, f_{ref}}(x, y, z)$ correspondientes a puntos situados fuera del eje central, OARs, y a distintas profundidades, PDDs, se recogen, para las cámaras de mayor y menor volumen, en las tablas A.11 y A.12 del Apéndice. Estos valores se representan a su vez en las figuras 4.22 y 4.23 junto con las incertidumbres asociadas.

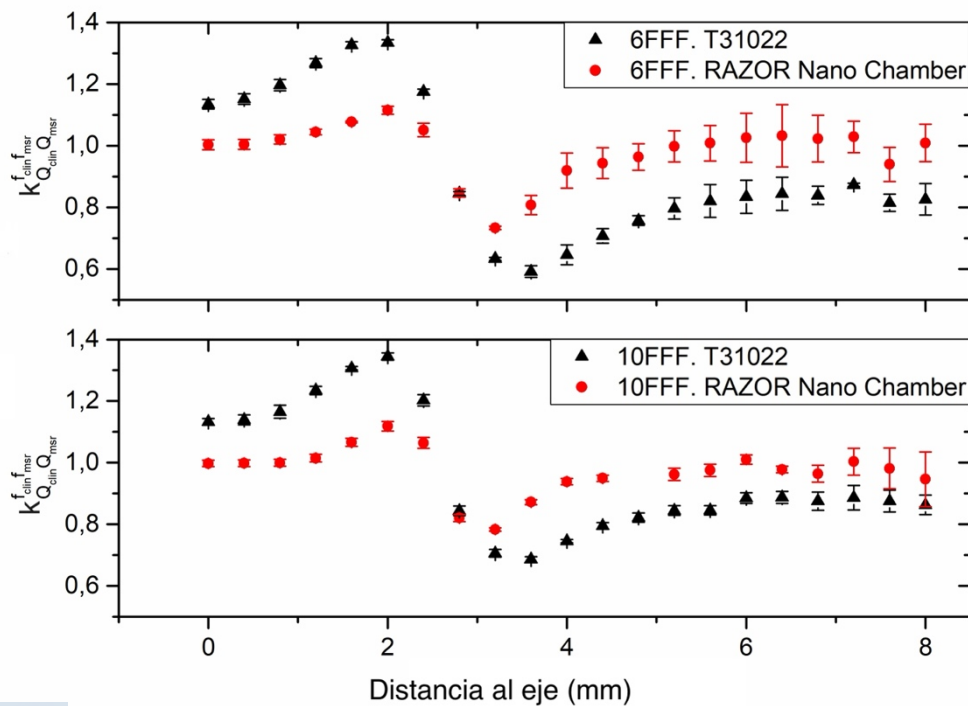


Figura 4.22. Factores de corrección $k_{Q_{clin}, Q}^{f_{clin}, f_{ref}}(x, y, z)$, en función de la distancia al centro, del campo circular de 5mm de diámetro para 6FFF (fig. superior) y 10FFF (fig. inferior), para las cámaras IBA Nano Chamber (círculos rojos) y PTW 31022 (triángulos negros).

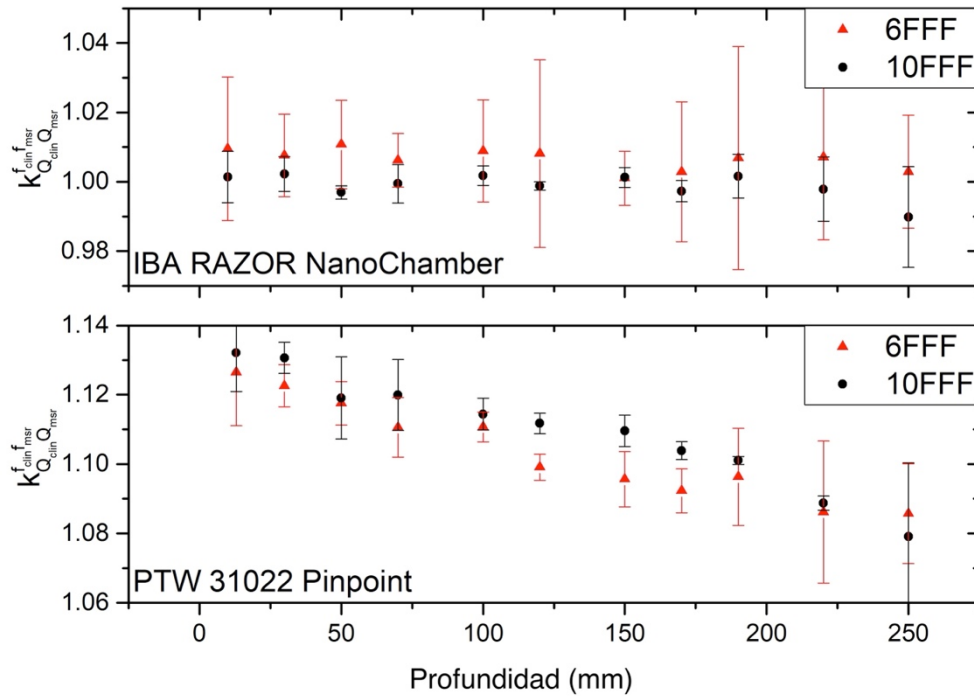


Figura 4.23. Factores de corrección $k_{Q_{clin}, Q_{mes}}^{f_{clin}, f_{mes}}(x, y, z)$, en función de la profundidad, del campo circular de 5mm de diámetro para 6FFF (fig. superior) y 10FFF (fig. inferior), para las cámaras IBA Nano Chamber y PTW 31022.

4.6.5 Obtención del punto efectivo de medida de las cámaras

En la tabla 4.11 se muestran los valores obtenidos en la simulación del punto efectivo de medida de eje longitudinal correspondiente a cada modelo de microcámara usada en el estudio. La representación gráfica de estos valores se presenta en la figura 4.24.

Para la cámara PTW 31022, se ha obtenido un desplazamiento de 0.2 mm con respecto al punto referido en los manuales del fabricante. En la cámara IBA Nano Chamber, no se observa ningún desplazamiento. En las otras dos cámaras el desplazamiento es de -0.2 mm.

Tabla 4.11. Porcentajes de dosis en el punto central del campo obtenidos mediante simulación del campo circular de 5mm para las 4 cámaras estudiadas. Cada valor corresponde a un desplazamiento del punto central de la cámara con respecto al punto central del campo.

Cámara	Desplazamiento longitudinal (mm)								
	-0.8	-0.6	-0.4	-0.2	0.0	0.2	0.4	0.6	0.8
PTW T31022 Pinpoint	93.13%	95.67%	97.85%	99.29%	100.00%	100.03%	99.38%	98.14%	96.35%
IBA-dosimetry CC01	97.17%	98.94%	99.97%	100.42%	100.00%	99.60%	97.65%	95.44%	92.58%
Standard Imaging A16	97.50%	99.04%	100.14%	100.35%	100.00%	99.22%	98.31%	96.31%	93.41%
IBA RAZOR NanoChamber	96.61%	98.20%	99.36%	100.33%	100.00%	99.80%	99.90%	98.52%	96.93%

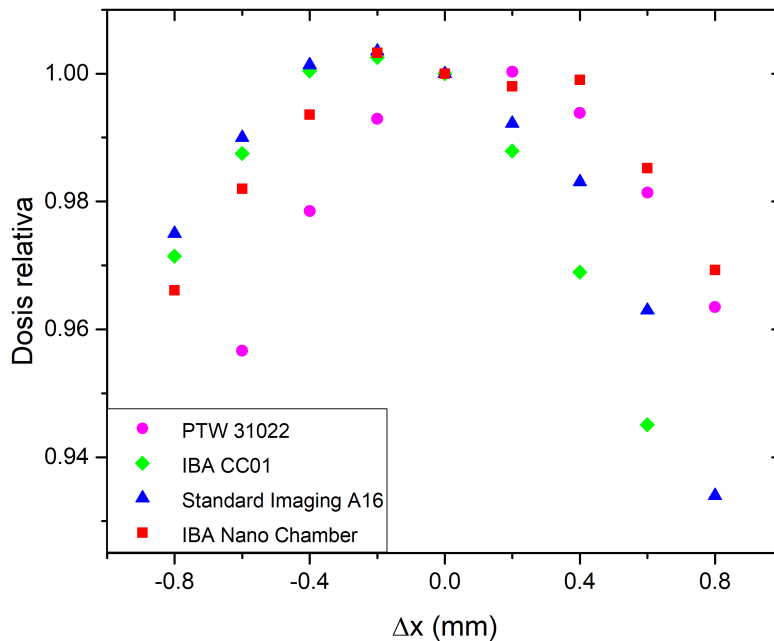


Figura 4.24. Dosis absorbida en el punto central del campo de 5mm de diámetro simulado, en función del desplazamiento longitudinal realizado en cada una de las cuatro cámaras estudiadas.

4.7 DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE RECOMBINACIÓN

La medida del factor de recombinación, k_s , ha sido evaluado en dos niveles de dosis por pulso, 1.30 mGy/pulso y 0.55 mGy/pulso, para dos las cámaras de ionización PTW 31022 Pinpoint e IBA Razor NanoChamber. En la figura 4.25 se muestran los diagramas de Jaffé con los resultados de los valores del inverso del voltaje aplicado a las cámaras frente al inverso de la lectura obtenida en cada medida.

A partir de estos diagramas se ha obtenido el valor de k_s a partir de la extrapolación del ajuste lineal de los datos. En la tabla 4.12 se muestran los resultados de los ajustes y el valor de k_s obtenido.

Se observa que para la cámara PTW 31022 Pinpoint, el valor del factor de saturación para ambos niveles de dosis por pulso es muy parecido, diferenciándose un 0.2%.

En el caso de la cámara IBA Razor NanoChamber, se observa en el diagrama de Jaffé un abandono del comportamiento lineal a partir de los 100 V. Esto puede ser debido a los efectos relacionados con el campo eléctrico presente en el interior de la cavidad debido al pequeño tamaño de esta. Este comportamiento hace que no sea posible mediante el

método empleado, obtener un valor del factor de recombinación. No obstante, puede observarse que las curvas obtenidas son muy similares en ambos niveles de dosis por pulso lo que implica que, en ambos casos, los efectos de recombinación también muy similares.

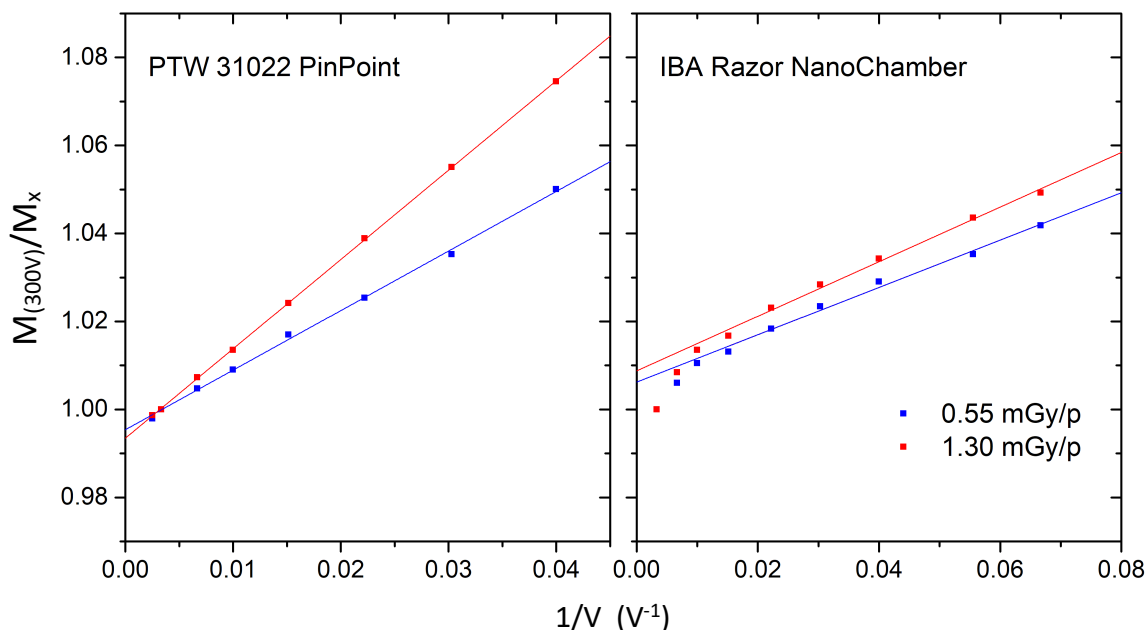


Figura 4.25. Diagramas de Jaffé correspondientes a las cámaras PTW 31022 (fig. izqda.) e IBA NanoChamber (fig. dcha.), para dos niveles de dosis/pulso, 1.30 mGy/p (puntos rojos) y 0.55 mGy/p (puntos azules). Se incluyen líneas correspondientes a ajustes lineales para cada conjunto de datos. En el caso de la cámara IBA NanoChamber, el ajuste excluye a los puntos con un voltaje mayor, por perder la linealidad en esa zona.

Tabla 4.12. Resultados del ajuste lineal ($y=ax+b$) correspondiente al diagrama de Jaffé para la cámara PTW 31022 Pinpoint.

cámara	mGy/p	a	b	k_s
PTW 31022	0.55	2.031	0.993	1.007
	1.30	1.354	0.995	1.005

CAPÍTULO 5

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los objetivos de esta tesis han sido el desarrollo de un modelo de acelerador encaminado a la simulación de haces sin filtro aplanador y la utilización de ese modelo para el estudio del comportamiento de un conjunto de microcámaras de ionización en un campo de pequeño tamaño.

Para ello se ha construido un modelo de cabezal de acelerador True Beam de la casa Varian Medical Systems y se ha realizado un comisionado de los haces de 6FFF y 10FFF generados por este dispositivo. Posteriormente se han validado los haces comisionados comparando los resultados de las simulaciones de curvas dosimétricas con medidas experimentales realizadas en dispositivos reales del mismo modelo que el simulado.

Una vez obtenido el modelo de los haces validado, se ha estudiado el comportamiento de varios detectores tipo microcámara de ionización en el seno de un campo circular de 5 mm de diámetro generado por un colimador cónico.

Se describen a continuación las conclusiones a las que se ha llegado tras el desarrollo de cada uno de estos trabajos.

5.1 COMISIONADO DE UN MODELO DE ACELERADOR VARIAN TRUE BEAM

Se ha creado de forma exitosa un modelo de haces que, por medio de simulación Monte Carlo, reproduce con un alto nivel de exactitud las curvas dosimétricas medidas experimentalmente en haces sin filtro de 6FFF y 10FFF producidos por aceleradores Varian True Beam.

Uno de los aspectos destacables que se pueden extraer a partir de los resultados obtenidos en el comisionado de los haces simulados es la importancia de la exactitud en el modelado del target. A pesar de que el fabricante no suministra planos de este modelo acelerador, se ha hecho un esfuerzo en obtener información de esta parte del cabezal que ha conducido a un buen acuerdo entre los datos simulados y las medidas experimentales.

Uno de los principios que se han tenido en cuenta en este trabajo, y que no siempre es observado en los trabajos de simulación, es la obtención en las simulaciones de las dosis depositadas en volúmenes con la misma geometría en la que son realizadas las medidas experimentales. Es decir, la obtención de dosis se realiza en la cavidad de la cámara específica que se usa en las medidas y que fue previamente modelada. Mediante este

procedimiento, las curvas obtenidas se acercan más a las reales por lo que es posible llevar a cabo un comisionado y validación óptimos.

En el proceso de comisionado de los haces modelados, la utilización de un haz de 3 cm x 3 cm en combinación con una cámara PTW 31022 Pinpoint ha demostrado ser un método suficientemente sensible para ajustar el FWHM del haz primario de electrones. De igual modo, el procedimiento usado para el ajuste de la energía del haz primario del modelo de cada uno de los haces comisionados, mediante el uso de un método que involucra a la función gamma con parámetros 0.5 mm y 0.5%, como método de comparación de las distribuciones de dosis en profundidad simuladas y medidas, ha generado unos buenos resultados en la validación del modelo. El valor obtenido de la energía del haz primario es compatible con el obtenido en otro trabajo en el que se desarrolló un modelo de haz alternativo implementado en EGS [112]. Los valores de energía obtenidos en ese trabajo fueron similares en comparación con los de este estudio: 6.1 MeV frente a 6.1 MeV, para 6FFF, y 10.8 MeV frente a 10.4 MeV para 10FFF. En el caso de las dimensiones del haz primario, FWHM, la comparación entre esa publicación y el presente trabajo es la siguiente: 0.75 mm frente a 1.6 mm para 6FFF, y 0.7 mm frente a 0.8 mm para 10FFF. La diferencia significativa existente entre ambos trabajos en el FWHM del haz primario para 6FFF puede ser debida a la utilización de un criterio gamma de 1%, 1 mm para evaluar la similitud entre los perfiles medidos y simulados. El criterio de distancia de 1 mm que se usa en esa referencia es menos restrictivo que la valoración de 4 puntos de dosis utilizado en este trabajo. Además, en ese trabajo se reporta que el acuerdo de los perfiles de tamaño de campo menores a 4 cm x 4 cm es peor que en los campos de mayor tamaño. Adicionalmente, en el caso del trabajo correspondiente a esta tesis, los resultados de la dimensión lateral del haz primario están respaldados por la medida experimental del foco realizada.

Otro trabajo que emplea como código de simulación EGS [113], ha usado unos parámetros de fuente para el haz primario de 6FFF de 5.9 MeV de energía y 1.3 mm de FWHM. En ese trabajo se usaron haces mayores a 5 cm x 5 cm para la selección del FWHM, limitando la sensibilidad del proceso de comisionado de la anchura del haz.

Por otro lado, el modelo de acelerador TrueBeam creado por Varian empleando el código Geant 4 para simular espacios de fase genéricos usa un FWHM que difiere menos de 0.05 mm del usado en el presente trabajo y una energía de 5.9 MeV [113].

Otro trabajo similar desarrollado con el código Penélope [104] usa el cabezal de un Varian Clinac (incluido el target), al que se quita el flattening filter y se añaden unas láminas de bronce (6FFF) y tántalo (10FFF) para adaptar el haz y reproducir las medidas

experimentales de los haces sin filtro. Los parámetros de fuente que obtiene son los siguientes: 1.5 mm de FWHM y 5.8 MeV para 6FFF, y 1.0 mm y 10.8 MeV para 10FFF. En este caso, la utilización del target original del Clinac y la inclusión de las láminas modificadoras podría afectar a la exactitud de estos parámetros.

Con respecto al nivel exactitud del modelo de haces creado en esta tesis, los datos simulados reproducen los resultados experimentales con un alto grado de similitud. En ambas calidades de haz de 10FFF y 6FFF, y para los cuatro tamaños de campo considerados en el rango de 3 cm x 3 cm a 15 cm x 15 cm, las diferencias de dosis entre los porcentajes de dosis en profundidad se encuentran por debajo del 1% local.

En el caso de los perfiles laterales, las diferencias relativas de dosis se encuentran en general por debajo del 1% a excepción de algún punto en la penumbra, que está entre el 1% y el 2%.

En los PDDs se observa una tendencia a que el modelo pierde exactitud a medida que el campo se hace más grande y a puntos a mayor profundidad, efecto achacable a las limitaciones del modelado de la radiación dispersa en el cabezal.

Los resultados de diferencias entre datos simulados y medidos de PDDs y perfiles, obtenidos en otras publicaciones en las que se han simulado aceleradores TrueBeam [112, 113, 104], son similares a los resultados de este trabajo. Para las referencias en las que se hace uso de los espacios de fases facilitados por el fabricante el acuerdo entre simulación y medidas no es tan bueno [103].

5.2 MODELADO DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

El modelado de las cámaras estudiadas se ha realizado mediante una herramienta del código EGS destinadas a la generación combinación de geometrías, de acuerdo con los planos facilitados por los fabricantes. La utilización en la simulación de un modelo de las cámaras lo más fiel posible a las usadas en las medidas experimentales, conduce a un buen acuerdo entre datos experimentales y simulados.

Se ha comprobado que las incertidumbres en la geometría asociadas a las tolerancias de fabricación de las cámaras han de ser tenidas en cuenta, al menos para las cámaras más grandes. Esto se ha observado también en trabajos en los que se evalúa la obtención de factores de corrección con detectores de diamante en los que se ha encontrado la

necesidad de medir los volúmenes sensibles de los detectores, de forma independiente se la información dada por el fabricante [71, 88]

Uno de los aspectos que se ha tenido en cuenta para el modelo de cámaras creado es el punto efectivo de medida de cada una de ellas. Se ha confirmado que puede existir una corrección en la dosis, de hasta el 0.4%, debido a este desplazamiento.

5.3 COMISIONADO DE UNA ACELERADOR CON COLIMADOR CÓNICO AÑADIDO

Usando el modelo de haces de 6FFF y 10FFF comisionado, correspondiente al cabezal de acelerador básico, se ha construido un modelo de cabezal con un colimador cónico añadido. La validación del modelo ha sido realizada a partir de la comparación de las medidas de perfiles y PDDs realizadas del campo de radiación generado por el colimador y los datos simulados, para las cámaras IBA Razor NanoChamber y PTW 31022 Pinpoint. El acuerdo encontrado entre los dos grupos de datos, simulados y medidos, está por debajo del 1% (a excepción de 4 puntos que están por debajo del 1.5%), demuestra que las cámaras han sido correctamente modeladas y que el modelo de cabezal y haz comisionado es suficientemente robusto para, sin perder exactitud, construir campos de un tamaño notablemente menor a los comisionados e incorporar elementos adicionales, como el colimador cónico añadido.

5.4 MEDIDA DEL TAMAÑO DE FOCO

La medida directa del tamaño del tamaño de foco del acelerador con un dispositivo creado a tal efecto es un método efectivo para estimar el tamaño del haz primario. El resultado de la medida realizada con el dispositivo dedicado ha sido usado en el comisionado como primera aproximación de la anchura del haz primario. Se ha usado un dispositivo diseñado en un trabajo anterior [95] aunque los resultados de la medida del foco no son comparables al haberse medido en modelos de aceleradores distintos. Vistos los resultados satisfactorios de la validación de los haces simulados, en los que se ha considerado un tamaño de haz primario cuya anchura difiere 0.1 mm de la medida experimental, se concluye que la asunción de que la medida del perfil de intensidad de

los fotones emitidos en el foco se puede identificar con el tamaño del haz primario de electrones, ha resultado ser cierto. Los valores medidos de FWHM del perfil de intensidad coinciden con los valores óptimos obtenidos en el comisionado de los haces simulados para las dos calidades de haz de 6FFF y 10FFF.

Se ha podido observar, a partir de las medidas realizadas, que la distribución de intensidad posee simetría circular, lo cual facilita el modelado del haz primario ya que elimina grados de libertad de este.

La pequeña variación de los perfiles de intensidad medidos en varios equipos indica que el tamaño de foco, para una cierta calidad de haz, es un parámetro que puede considerarse constante en este modelo de acelerador.

5.5 OBTENCIÓN DE FACTORES S DE CORRECCIÓN PARA CAMPO PEQUEÑO.

Con respecto a los factores de corrección obtenidos para las cámaras estudiadas $k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$, el modelo PTW 31022 Pinpoint presenta la mayor corrección con respecto a la dosis calculada en un voxel de agua situado en el punto medio del campo. En los modelos IBA CC01 y Standard Imaging Exradin A16, los factores son similares entre ellos y ligeramente menores a los de la PTW. En las tres cámaras, la corrección es mayor al 5% para el campo circular de 5mm de diámetro. Esto hace que no sean una buena opción para realizar dosimetría en campos de este tamaño. Sin embargo, en la cámara IBA Razor Nano Chamber, el factor de corrección para ese campo es compatible con la unidad, haciendo que esta cámara sea un dispositivo válido para ser usado en la dosimetría de campos pequeños.

Se ha estudiado en publicaciones anteriores el comportamiento de cámaras de ionización en campos pequeños, a través de la medida de factores de corrección.

En uno de estos estudios [77], se analizaron 7 microcámaras de ionización de las cuales 3 coinciden con dispositivos evaluados en esta tesis, PTW 31022, IBA CC01 y SI A16. Se obtuvieron factores de corrección de un campo cuadrado de 0.54 cm x 0.54 cm, para 6FFF y 10FFF. Las cámaras se ubicaron a una SSD de 90 cm y una profundidad de 10 cm. Los factores de corrección obtenidos son de alrededor de 1.14, 1.13 y 1.16 respectivamente. Aunque la comparación entre resultados es difícil de llevar a cabo por la diferencia en la geometría de los campos, podría afirmarse que, dado que el área del

campo cuadrado a la distancia en la que se ubica la cámara es mayor que el del campo circular, el factor de corrección debería ser menor. Esta situación no da, siendo los factores de corrección medidos en ese estudio mayores que los obtenidos en esta tesis.

Este desacuerdo podría deberse a la elevada sensibilidad de la medida de carga a distintos factores como la determinación del punto efectivo de la cámara, el posicionado del mismo en el punto de referencia o cuál sea el detector de referencia considerado. En ese trabajo se empleó una combinación de película y cámara de ionización cuya exactitud en un campo tan pequeño puede estar limitada. En esta tesis, sin embargo, se consideró como referencia el resultado de la simulación en un vóxel de agua, validada a través de la comparación entre medidas y simulaciones de las cámaras de ionización, método con una exactitud mayor si la validación es satisfactoria.

En otro estudio se han calculado los factores de corrección para la cámara IBA Razor NanoChamber [91]. Se han obtenido unos valores de alrededor de 1.034 y 1.036 para las calidades de 6FFF y 10FFF, valores mayores que los obtenidos en estas tesis una vez realizadas las correcciones geométricas relativas a la distancia (recordamos que el resultado de los factores de corrección obtenidos en esta tesis es compatible con la unidad). En este caso, aunque se han simulado los output factors y en campos de tamaño convencional alcanzan un buen acuerdo con los valores medidos experimentalmente, para los campos más pequeños las diferencias son grandes, llegando a ser mayores de un 10% para la energía de 10FFF. Los autores achacan estas diferencias a las incertidumbres existentes en el posicionado del detector y el ajuste de mandíbulas. En el caso del trabajo desarrollado en esta tesis, esta validación, realizada a través de la comparación de resultados experimentales y simulados, arrojó un muy buen acuerdo entre ambos (-0.37% para 6FFF y 0.01% para 10FFF). Cabe destacar que la utilización de un colimador cónico disminuye en gran parte la incertidumbre de ajuste al ser un mecanismo de conformación rígido y mucho más reproducible que las mandíbulas móviles.

Los resultados obtenidos de factores de corrección asociados a los PDDs, $k_{Q_{clin,Q}}^{f_{clin},f_{ref}}(0,0,z)$, indican que la cámara IBA Razor Nano Chamber, con valores inferiores a 1.01 en ambas calidades de haz, es indicada para realizar esta tarea. Sin embargo, la cámara PTW 31022, igualmente que, en el caso del factor de corrección a la profundidad de referencia, presenta una falta de respuesta en todas las profundidades mayor de un 5%, teniendo este porcentaje una dependencia con la profundidad,

disminuyendo a medida que aumenta esta. Esta dependencia está ocasionada por la variación del tamaño de campo con la distancia al foco.

En cuanto a los factores de corrección asociados a los perfiles laterales, de nuevo la cámara IBA Razor Nano Chamber presenta buen comportamiento en la vecindad del eje de radiación, con una corrección prácticamente nula. La cámara PTW no por efecto promediado de volumen. No obstante, incluso la cámara de IBA no es una buena opción para medir perfiles en campos tan pequeños debido a que, a pesar de su pequeño volumen, introduce efecto de promediado de volumen en la zona de penumbra.

Con respecto a las incertidumbres de los factores de corrección, la mayor componente es la incertidumbre tipo B asociada a la FWHM del haz de electrones primario. Esta componente decrece con el volumen de la cámara tal como cabe esperar ya que, como se ha visto en el comisionado del modelo de acelerador, la penumbra del campo presenta una mayor variación con el FWHM que la zona central. Al crecer el volumen la cámara, la zona de la cavidad influida por la zona de penumbra es mayor, por lo que crece el efecto observado.

La incertidumbre tipo B asociada al posicionamiento de la cámara dentro del campo pequeño tiende a ser mayor para dos cámaras con volúmenes activos intermedios, IBA CC01 y Standard Imaging Exradin A16. En el caso de la cámara IBA Razor Nano Chamber, la incertidumbre es menor porque, al tener un menor volumen activo, tras un pequeño desplazamiento dentro del campo, la cavidad sigue estando situada dentro de la zona central del perfil, donde la variación de dosis no es muy acusada. En el caso opuesto de la cámara de mayor volumen, PTW 31022 Pinpoint, el factor de corrección del campo de 5mm está dominado por el promediado de volumen, por lo que el desplazamiento de la cámara no introduce una gran variación en el mismo.

La incertidumbre tipo B asociada a la energía del haz primario no muestra una tendencia clara, siendo máxima para la cámara IBA CC01.

La incertidumbre combinada, tanto de las distintas componentes tipo B, como la total A y B, es mínima para la cámara IBA Razor Nano Chamber, ya que es la que posee un menor factor de corrección.

Con respecto a las incertidumbres geométricas de construcción de las cámaras compatibles con las tolerancias de fabricación, el modelo de simulación construido es sensible a ellas, a excepción de la cámara IBA Razor Nano Chamber, debido a su pequeño volumen. En el resto de las cámaras estudiadas, los resultados obtenidos son específicos para las cámaras concretas estudiadas. Por tanto, es necesario tener información de la geometría de cada cámara individual para obtener en la simulación factores de corrección

exactos. Otras cámaras del mismo modelo pueden presentar pequeñas diferencias de manufactura que pueden conducir a diferentes respuestas.

5.6 DETERMINACIÓN DEL FACTOR DE RECOMBINACIÓN

Con el propósito de comprobar si el efecto de recombinación puede afectar a los resultados de las medidas relativas realizadas, se ha estudiado su efecto en dos niveles de dosis por pulso, en las dos cámaras de ionización con mayor y menor volumen.

Los resultados obtenidos para ambos dispositivos permiten concluir que, en el rango de dosis por pulso en que han sido realizadas las medidas, el efecto de recombinación no afecta de forma apreciable a los resultados que se han usado para calcular los output factors.

Se ha observado que, en el caso de la cámara con un menor volumen sensible, el modelo IBA Razor NanoChamber, no ha sido posible el obtener el valor de k_s al presentar un comportamiento no lineal para voltajes a partir de 100 V. En cámaras de volumen extremadamente pequeño es difícil aplicar el método de dos voltajes que pequeñas variaciones pueden afectar al campo eléctrico presente en el interior de la cavidad.

No obstante, a pesar de no poder obtener un valor para el factor de saturación en el voltaje nominal de la cámara, sí ha sido posible constatar que las curvas obtenidas en los diagramas de Jaffé con ambos valores de dosis por pulso, aun no siendo lineales, son muy similares lo que lleva a concluir que el efecto de recombinación no afecta de forma apreciable a los ratios de dosis obtenidos y, por tanto, a los factores calculados.

En cuanto al valor del factor de recombinación extraído del diagrama para la cámara PTW, k_s , este concuerda con el obtenido otro trabajo [114] para la cámara PTW 31022.

5.7 IMPORTANCIA DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS

Cabe preguntarse hasta qué punto los resultados obtenidos tienen, además de un interés teórico, trascendencia en la práctica clínica.

Como ya se ha indicado en el capítulo de Introducción, la exactitud dosimétrica es una condición indispensable en la administración de un tratamiento de radioterapia. La

administración de la dosis prescrita por el médico en la zona correcta del organismo con unos márgenes de seguridad predefinidos es uno de los aspectos principales que debe satisfacerse como establecen los principales protocolos y recomendaciones. [115, 116].

Aunque la realización de tratamientos exactos y reproducibles siempre ha sido uno de los retos fundamentales de la radioterapia, la consecución de esta meta presenta una mayor dificultad en las técnicas en las que se usan campos pequeños y altos gradientes de dosis debido a la complicación que implica la determinación de la dosis en estas condiciones y el aumento de incertidumbre en la dosimetría asociado a las dimensiones reducidas del campo y del detector [40, 117, 118].

La búsqueda de métodos para poder determinar la dosis con exactitud en estas técnicas se convierte, por tanto, en una necesidad y el nivel de exactitud alcanzado en su determinación afecta directamente a la calidad de los tratamientos de los pacientes.

En esta tesis se ha desarrollado un método que permite la obtención de factores de corrección encaminados a la determinación de la dosis en campos pequeños para una serie de detectores. Observando los resultados obtenidos se puede concluir que esta determinación es posible con un nivel de exactitud e incertidumbres comparable a campos de mayor tamaño usados en técnicas convencionales. Por tanto, a la vista de estos resultados, es posible afirmar que la investigación llevada a cabo en esta tesis puede tener un impacto real en el ámbito clínico contribuyendo a mejorar la calidad de los tratamientos para este tipo de técnicas.

APÉNDICE A

TABLAS DE DATOS

APÉNDICE A. TABLAS DE DATOS

TABLAS DE DATOS EXTENSAS CORRESPONDIENTES A LA SECCIÓN DE RESULTADOS

Tabla A.1. PDD obtenidos en la simulación y medidas experimentales para campo 10 cm x 10 cm y FWHM de 1.6 mm (6FFF, tabla superior) y 0.8 mm (10FFF, tabla inferior). Se muestran los PDDs simulados para varias energías de haz primario. Los valores de PDD están expresados en dosis relativa a la dosis a profundidad de 10 cm.

6FFF Prof. (cm)	PDD Simulación							PDD medido
	5.8 MeV	5.9 MeV	6.0 MeV	6.1 MeV	6.2 MeV	6.3 MeV	6.4 MeV	
1.4	1.592	1.589	1.582	1.578	1.572	1.569	1.565	1.580
3	1.488	1.488	1.482	1.480	1.475	1.476	1.471	1.480
5	1.336	1.341	1.335	1.335	1.331	1.332	1.326	1.332
7	1.195	1.198	1.192	1.195	1.191	1.190	1.191	1.192
10	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
12	0.885	0.888	0.885	0.887	0.885	0.887	0.888	0.885
15	0.736	0.737	0.739	0.740	0.740	0.740	0.742	0.738
17	0.651	0.652	0.651	0.655	0.654	0.658	0.657	0.654
19	0.576	0.578	0.578	0.581	0.580	0.584	0.583	0.579
22	0.478	0.482	0.482	0.482	0.483	0.486	0.488	0.484
25	0.398	0.400	0.401	0.403	0.405	0.407	0.409	0.405

10FFF Prof. (cm)	PDD Simulación							PDD medido
	9.8 MeV	10.0 MeV	10.2 MeV	10.4 MeV	10.6 MeV	10.8 MeV		
2.2	1.434	1.429	1.414	1.415	1.400	1.398		1.408
3	1.401	1.399	1.393	1.394	1.388	1.382		1.388
5	1.285	1.278	1.277	1.278	1.273	1.276		1.274
7	1.162	1.162	1.159	1.159	1.156	1.158		1.160
10	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000		1.000
12	0.904	0.901	0.901	0.904	0.902	0.907		0.903
15	0.774	0.772	0.774	0.777	0.777	0.779		0.775
17	0.702	0.699	0.699	0.701	0.703	0.705		0.700
19	0.633	0.631	0.631	0.635	0.635	0.639		0.632
22	0.543	0.541	0.542	0.544	0.546	0.551		0.546
25	0.463	0.465	0.467	0.470	0.470	0.475		0.469

Tabla A.2. Resultados de la función gamma correspondientes a la comparación de los PDDs de cada energía de haz primario simulada y los obtenidos en las medidas experimentales. Valores de la función Gamma Sum Value para cada energía.

6FFF Prof. (cm)	Gamma Local						
	5.8 MeV	5.9 MeV	6.0 MeV	6.1 MeV	6.2 MeV	6.3 MeV	6.4 MeV
1.4	1.499	1.103	0.289	0.174	0.945	1.306	1.854
3	0.997	0.956	0.280	0.076	0.533	0.469	1.067
5	0.495	1.166	0.345	0.367	0.168	0.026	0.827
7	0.536	0.990	0.016	0.462	0.140	0.266	0.120
10	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
12	0.130	0.667	0.180	0.540	0.062	0.488	0.665
15	0.576	0.281	0.048	0.341	0.418	0.504	0.928
17	0.873	0.508	0.780	0.201	0.009	0.929	0.846
19	1.127	0.529	0.300	0.657	0.310	1.320	1.143
22	2.101	0.654	0.772	0.853	0.405	0.569	1.373
25	3.048	1.916	1.621	0.717	0.048	0.972	1.792
GSV	11.382	8.768	4.632	4.388	3.038	6.847	10.615

10FFF Prof. (cm)	Gamma Local					
	9.8 MeV	10.0 MeV	10.2 MeV	10.4 MeV	10.6 MeV	10.8 MeV
2.2	3,622	3,017	0,829	0,970	1,163	1,451
3	1,935	1,652	0,783	0,883	0,066	0,832
5	1,853	0,659	0,503	0,659	0,014	0,456
7	0,527	0,424	0,127	0,075	0,525	0,162
10	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
12	0,434	0,297	0,208	0,323	0,036	0,984
15	0,075	0,645	0,028	0,698	0,826	1,107
17	0,593	0,120	0,120	0,479	0,877	1,527
19	0,301	0,173	0,364	1,025	1,087	2,270
22	0,840	1,508	1,285	0,361	0,336	1,931
25	2,118	1,985	0,775	0,463	0,123	2,520
GSV	12.298	10.482	5.024	5.936	5.052	13.239

Tabla A.3. Dosis obtenida en los 5 puntos de un perfil lateral de 3 cm x 3 cm (a distancias 0.0, 1.3, 1.4, 1.7 y 1.8 cm) e incertidumbres asociadas para cada FWHM simulada, calidad de haz 6FFF. Para disminuir la incertidumbre, se han obtenido 4 simulaciones y se ha realizado el promedio. Se muestra la función MSD correspondiente a cada FWHM. Los valores de las dosis simuladas se dan en MeV/g por partícula ($\times 10^{-16}$)

x(cm)	Medida	
	norm	
	dosis relat.	% incert.
1.8	0.135	0.0003
1.7	0.223	0.0004
1.4	0.730	0.0015
1.3	0.844	0.0017
0.0	1.000	

FWHM = 1.2 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.251	0.847	0.246	0.837	0.249	0.851	0.249	0.849	0.249	0.423	0.124	0.0006	2.11E-04	2.86E-05
1.7	0.422	0.635	0.422	0.637	0.423	0.637	0.424	0.868	0.422	0.338	0.210	0.0008		
1.4	1.509	0.343	1.489	0.341	1.500	0.343	1.504	0.341	1.500	0.171	0.747	0.0017		
1.3	1.727	0.320	1.737	0.319	1.720	0.318	1.729	0.319	1.728	0.159	0.860	0.0019		
0.0	2.003	0.297	2.015	0.295	2.006	0.295	2.011	0.296	2.009	0.148	1.000			

FWHM = 1.3 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.253	0.827	0.251	0.848	0.254	0.840	0.256	0.852	0.253	0.421	0.126	0.0006	1.37E-04	2.46E-05
1.7	0.436	0.644	0.430	0.635	0.434	0.635	0.428	0.641	0.432	0.319	0.215	0.0008		
1.4	1.488	0.343	1.490	0.343	1.490	0.344	1.492	0.343	1.490	0.172	0.743	0.0017		
1.3	1.715	0.318	1.726	0.321	1.725	0.319	1.730	0.320	1.724	0.160	0.860	0.0019		
0.0	2.005	0.295	2.014	0.294	2.006	0.295	1.999	0.293	2.006	0.147	1.000			

FWHM = 1.4 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.254	0.826	0.253	0.844	0.254	0.831	0.256	0.831	0.254	0.416	0.127	0.0006	6.47E-05	1.50E-05
1.7	0.435	0.631	0.435	0.628	0.436	0.630	0.437	0.645	0.436	0.317	0.217	0.0008		
1.4	1.486	0.350	1.479	0.345	1.481	0.346	1.481	0.344	1.482	0.173	0.738	0.0017		
1.3	1.708	0.321	1.705	0.320	1.714	0.318	1.722	0.322	1.712	0.160	0.853	0.0019		
0.0	2.005	0.293	2.012	0.295	2.001	0.294	2.011	0.297	2.007	0.147	1.000			

FWHM = 1.5 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.257	0.815	0.262	0.830	0.264	0.829	0.261	0.813	0.261	0.411	0.130	0.0006	2.07E-05	8.74E-06
1.7	0.444	0.632	0.442	0.629	0.445	0.633	0.445	0.625	0.444	0.315	0.221	0.0008		
1.4	1.479	0.349	1.474	0.343	1.472	0.349	1.472	0.348	1.474	0.174	0.734	0.0017		
1.3	1.707	0.325	1.702	0.322	1.707	0.321	1.708	0.339	1.706	0.163	0.850	0.0019		
0.0	2.001	0.294	2.011	0.297	2.017	0.297	2.004	0.294	2.008	0.148	1.000			

FWHM = 1.55 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.264	0.810	0.262	0.843	0.260	0.806	0.264	0.824	0.262	0.410	0.131	0.0006	6.54E-06	3.20E-06
1.7	0.446	0.624	0.446	0.624	0.451	0.631	0.449	0.630	0.448	0.314	0.223	0.0008		
1.4	1.467	0.344	1.465	0.346	1.474	0.348	1.468	0.345	1.468	0.173	0.731	0.0017		
1.3	1.693	0.321	1.707	0.322	1.699	0.345	1.699	0.322	1.699	0.164	0.846	0.0019		
0.0	2.008	0.295	2.009	0.296	2.002	0.295	2.016	0.297	2.009	0.148	1.000			

FWHM = 1.6 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.266	0.811	0.263	0.815	0.264	0.810	0.266	0.815	0.265	0.406	0.132	0.0006	3.71E-06	2.92E-06
1.7	0.448	0.616	0.451	0.625	0.449	0.615	0.449	0.623	0.450	0.310	0.225	0.0008		
1.4	1.460	0.349	1.464	0.348	1.450	0.345	1.463	0.349	1.459	0.174	0.729	0.0017		
1.3	1.694	0.321	1.692	0.322	1.695	0.324	1.692	0.320	1.693	0.161	0.846	0.0018		
0.0	2.011	0.297	2.003	0.297	2.001	0.295	1.993	0.294	2.002	0.148	1.000			

FWHM = 1.65 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.272	0.813	0.266	0.808	0.275	0.827	0.268	0.813	0.270	0.408	0.134	0.0006	8.06E-06	5.53E-06
1.7	0.459	0.620	0.454	0.625	0.452	0.623	0.458	0.622	0.456	0.311	0.227	0.0008		
1.4	1.459	0.345	1.468	0.347	1.464	0.347	1.454	0.345	1.461	0.173	0.727	0.0017		
1.3	1.689	0.323	1.693	0.323	1.687	0.322	1.687	0.322	1.689	0.161	0.841	0.0018		
0.0	2.010	0.295	2.015	0.295	2.007	0.296	2.006	0.295	2.009	0.148	1.000			

FWHM = 1.7 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.271	0.799	0.270	0.808	0.272	0.801	0.272	0.816	0.271	0.403	0.136	0.0006	1.38E-05	6.10E-06
1.7	0.463	0.624	0.459	0.619	0.453	0.615	0.458	0.616	0.458	0.309	0.229	0.0008		
1.4	1.451	0.348	1.453	0.346	1.450	0.348	1.457	0.348	1.452	0.174	0.726	0.0017		
1.3	1.687	0.324	1.687	0.325	1.677	0.321	1.684	0.324	1.683	0.162	0.841	0.0018		
0.0	1.998	0.294	2.007	0.294	1.996	0.294	2.002	0.294	2.001	0.147	1.000			

FWHM = 1.8 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.274	0.791	0.278	0.804	0.276	0.791	0.280	0.803	0.277	0.399	0.138	0.0006	7.29E-05	1.77E-05
1.7	0.464	0.607	0.465	0.607	0.467	0.621	0.463	0.612	0.465	0.306	0.231	0.0008		
1.4	1.437	0.348	1.446	0.348	1.445	0.350	1.447	0.351	1.444	0.175	0.719	0.0016		
1.3	1.676	0.324	1.678	0.324	1.664	0.323	1.679	0.325	1.674	0.162	0.834	0.0018		
0.0	2.001	0.295	2.016	0.296	2.005	0.295	2.008	0.296	2.008	0.148	1.000			

FWHM = 1.9 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		simulación 4		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	0.281	0.799	0.280	0.792	0.282	0.796	0.284	0.790	0.282	0.397	0.140	0.0006	1.86E-04	2.83E-05
1.7	0.475	0.614	0.472	0.611	0.473	0.613	0.477	0.619	0.474	0.307	0.236	0.0008		
1.4	1.432	0.352	1.433	0.348	1.430	0.350	1.430	0.350	1.431	0.175	0.712	0.0016		
1.3	1.668	0.367	1.666	0.327	1.666	0.329	1.663	0.326	1.665	0.168	0.828	0.0019		
0.0	2.007	0.295	2.012	0.295	2.012	0.296	2.011	0.295	2.010	0.148	1.000			

Tabla A.4 Dosis obtenida en 5 puntos de un perfil lateral 3 cm x 3 cm (a distancias 0.0, 1.3, 1.4, 1.7 y 1.8 cm) e incertidumbres asociadas para cada FWHM simulada, calidad de haz 10FFF. Para disminuir la incertidumbre, se han obtenido 4 simulaciones y se ha realizado el promedio. Se muestra la función MSD correspondiente a cada FWHM. Los valores de las dosis simuladas se dan en MeV/g por partícula ($\times 10^{-16}$)

x(cm)	Medida experim.	
	norm	
	dosis relat.	% incert.
1.8	2.15E-01	0.0004
1.7	3.32E-01	0.0007
1.4	7.99E-01	0.0016
1.3	8.66E-01	0.0017
0.0	1.00E+00	

FWHM = 0.4 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	Dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	1,645	0,601	1,650	0,608	1,651	0,607	1,649	0,349	0.201	0.001	7.44E-05	1.50E-05
1.7	2,719	0,469	2,706	0,466	2,720	0,467	2,715	0,270	0.332	0.001		
1.4	6,650	0,300	6,598	0,301	6,644	0,303	6,631	0,174	0.810	0.002		
1.3	7,099	0,289	7,080	0,288	7,111	0,290	7,097	0,167	0.867	0.002		
0.0	8,197	0,273	8,190	0,271	8,177	0,271	8,188	0,157	1.000			

FWHM = 0.6 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	Dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	1,667	0,605	1,665	0,595	1,668	0,607	1,667	0,348	0.204	0.0008	3.79E-05	9.22E-06
1.7	2,726	0,472	2,738	0,468	2,715	0,467	2,726	0,271	0.333	0.0010		
1.4	6,594	0,303	6,586	0,302	6,570	0,301	6,583	0,174	0.804	0.0019		
1.3	7,103	0,290	7,076	0,288	7,081	0,290	7,087	0,167	0.866	0.0020		
0.0	8,184	0,276	8,148	0,270	8,220	0,272	8,184	0,157	1.000			

FWHM = 0.7 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	Dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	1,685	0,595	1,691	0,603	1,669	0,592	1,681	0,344	0.206	0.0008	2.34E-05	6.30E06
1.7	2,709	0,467	2,713	0,464	2,719	0,467	2,714	0,269	0.332	0.0010		
1.4	6,559	0,302	6,544	0,300	6,578	0,304	6,560	0,174	0.803	0.0019		
1.3	7,087	0,292	7,057	0,291	7,061	0,291	7,068	0,168	0.865	0.0020		
0.0	8,152	0,271	8,172	0,272	8,196	0,272	8,173	0,157	1.000			

FWHM = 0.8 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	Dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	1,719	0,592	1,730	0,595	1,721	0,594	1,724	0,343	0.210	0.0008	7.26E-06	3.51E-06
1.7	2,755	0,467	2,730	0,464	2,756	0,470	2,747	0,270	0.335	0.0011		
1.4	6,547	0,301	6,524	0,303	6,567	0,300	6,546	0,174	0.798	0.0020		
1.3	7,093	0,291	7,108	0,291	7,080	0,290	7,093	0,168	0.864	0.0021		
0.0	8,194	0,271	8,204	0,272	8,259	0,478	8,207	0,178	1.000			

FWHM = 0.9 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	Dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	1,689	0,452	1,693	0,450	1,705	0,455	1,696	0,261	0.207	0.0006	1.58E-05	3.60E-06
1.7	2,747	0,357	2,729	0,354	2,767	0,246	2,739	0,249	0.334	0.0010		
1.4	6,559	0,229	6,567	0,229	6,543	0,229	6,556	0,132	0.800	0.0015		
1.3	7,080	0,221	7,067	0,221	7,112	0,221	7,086	0,128	0.865	0.0016		
0.0	8,231	0,404	8,198	0,207	8,174	0,206	8,191	0,137	1.000			

FWHM = 1.0 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	Dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	1,677	0,459	1,669	0,457	1,675	0,458	1,673	0,264	0.206	0.0006	4.45E-05	1.03E-05
1.7	2,666	0,358	2,669	0,360	2,659	0,362	2,664	0,208	0.328	0.0008		
1.4	6,428	0,231	6,429	0,231	6,434	0,232	6,430	0,134	0.791	0.0014		
1.3	7,020	0,222	7,019	0,221	7,009	0,221	7,016	0,128	0.863	0.0015		
0.0	8,135	0,206	8,141	0,206	8,126	0,206	8,134	0,119	1.000			

FWHM = 1.2 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	Dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	1,712	0,456	1,694	0,451	1,751	0,313	1,703	0,318	0.209	0.0007	1.14E-04	2.20E-05
1.7	2,677	0,357	2,676	0,359	2,679	0,359	2,677	0,207	0.328	0.0008		
1.4	6,371	0,233	6,374	0,232	6,394	0,233	6,379	0,134	0.781	0.0014		
1.3	7,001	0,222	6,982	0,223	6,970	0,223	6,984	0,129	0.856	0.0015		
0.0	8,164	0,206	8,166	0,207	8,161	0,207	8,164	0,119	1.000			

FWHM = 1.4 mm

x(cm)	simulación 1		simulación 2		simulación 3		promedio		normalizado		MSD	
	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	dosis	% incert.	Dosis relat.	% incert.	valor	incert
1.8	1,749	0,475	1,734	0,480	1,739	0,480	1,742	0,338	0.213	0.0008	2.07E-04	3.20E-05
1.7	2,718	0,382	2,717	0,380	2,724	0,380	2,720	0,220	0.333	0.0008		
1.4	6,316	0,249	6,304	0,249	6,310	0,250	6,310	0,144	0.773	0.0015		
1.3	6,955	0,238	6,968	0,239	6,944	0,239	6,956	0,138	0.852	0.0016		
0.0	8,145	0,220	8,139	0,220	8,200	0,231	8,160	0,129	1.000			

Tabla A.5. Resultados del ajuste a una función gaussiana de tipo $f(x) = ae^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-b}{c}\right)^2}$ del histograma usado en la obtención de la incertidumbre tipo A del parámetro FWHM del haz primario.

	a	b	c	r ²
6FFF	602.702	1.606	0.033	0.999
10FFF	981.352	0.819	0.039	0.999



Tabla A.6. Valores de porcentaje de dosis en profundidad, PDD, correspondientes a la simulación de 4 tamaños de campo, para la calidad de 6FFF. Para cada tamaño de campo se presentan los PDD relativos a varias energías de haz primario y los valores de la diferencia con el PDD medido experimentalmente. Los valores de PDD están expresados en dosis relativa a la dosis a profundidad de 10 cm.

15 cm x 15 cm

Prof (cm)	5.8 MeV		5.9 MeV		6.0 MeV		6.1 MeV		6.2 MeV		6.3 MeV		6.4 MeV		PDD medido
	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	
1.4	1.544	0.73%	1.538	0.37%	1.535	0.14%	1.533	0.00%	1.527	-0.35%	1.528	-0.29%	1.536	0.23%	1.533
3	1.448	0.51%	1.446	0.36%	1.442	0.11%	1.440	-0.01%	1.439	-0.11%	1.439	-0.08%	1.435	-0.42%	1.441
5	1.313	0.52%	1.311	0.39%	1.307	0.07%	1.309	0.18%	1.305	-0.07%	1.307	0.10%	1.305	-0.08%	1.306
7	1.181	0.35%	1.180	0.25%	1.178	0.09%	1.180	0.20%	1.177	-0.05%	1.179	0.11%	1.177	0.00%	1.177
10	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000
12	0.892	-0.28%	0.891	-0.38%	0.890	-0.53%	0.893	-0.20%	0.892	-0.33%	0.893	-0.16%	0.893	-0.15%	0.895
15	0.750	-0.56%	0.752	-0.28%	0.747	-0.91%	0.753	-0.16%	0.752	-0.21%	0.754	0.00%	0.754	0.06%	0.754
17	0.667	-0.81%	0.668	-0.61%	0.667	-0.86%	0.669	-0.52%	0.670	-0.41%	0.672	-0.05%	0.672	0.00%	0.672
19	0.593	-0.93%	0.593	-1.01%	0.590	-1.53%	0.596	-0.48%	0.597	-0.40%	0.599	-0.01%	0.600	0.18%	0.599
22	0.495	-1.87%	0.498	-1.34%	0.497	-1.43%	0.499	-1.04%	0.501	-0.63%	0.504	-0.03%	0.504	-0.07%	0.504
25	0.414	-2.63%	0.416	-2.22%	0.419	-1.51%	0.419	-1.37%	0.420	-1.20%	0.422	-0.74%	0.424	-0.31%	0.425

10 cm x 10 cm

Prof (cm)	5.8 MeV		5.9 MeV		6.0 MeV		6.1 MeV		6.2 MeV		6.3 MeV		6.4 MeV		PDD medido
	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	
1.4	1.592	0.76%	1.589	0.56%	1.582	0.14%	1.578	-0.09%	1.572	-0.47%	1.569	-0.66%	1.565	-0.93%	1.580
3	1.488	0.56%	1.488	0.54%	1.482	0.15%	1.480	0.04%	1.475	-0.30%	1.476	-0.26%	1.471	-0.59%	1.480
5	1.336	0.28%	1.341	0.66%	1.335	0.19%	1.335	0.21%	1.331	-0.08%	1.332	0.01%	1.326	-0.47%	1.332
7	1.195	0.31%	1.198	0.57%	1.192	0.01%	1.195	0.26%	1.191	-0.07%	1.190	-0.14%	1.191	-0.06%	1.192
10	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000
12	0.885	0.07%	0.888	0.39%	0.885	0.09%	0.887	0.31%	0.885	0.03%	0.887	0.28%	0.888	0.39%	0.885
15	0.736	-0.33%	0.737	-0.16%	0.739	0.02%	0.740	0.20%	0.740	0.24%	0.740	0.29%	0.742	0.54%	0.738
17	0.651	-0.50%	0.652	-0.29%	0.651	-0.45%	0.655	0.10%	0.654	0.00%	0.658	0.54%	0.657	0.49%	0.654
19	0.576	-0.65%	0.578	-0.30%	0.578	-0.17%	0.581	0.38%	0.580	0.18%	0.584	0.77%	0.583	0.66%	0.579
22	0.478	-1.21%	0.482	-0.38%	0.482	-0.45%	0.482	-0.49%	0.483	-0.24%	0.486	0.33%	0.488	0.80%	0.484
25	0.398	-1.74%	0.400	-1.10%	0.401	-0.93%	0.403	-0.41%	0.405	-0.02%	0.407	0.56%	0.409	1.05%	0.405

5 cm x 5 cm

Prof (cm)	5.8 MeV		5.9 MeV		6.0 MeV		6.1 MeV		6.2 MeV		6.3 MeV		6.4 MeV		PDD medido
	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	
1.4	1.698	1.05%	1.699	1.09%	1.688	0.41%	1.684	0.18%	1.677	-0.22%	1.671	-0.60%	1.663	-1.03%	1.681
3	1.570	0.60%	1.573	0.81%	1.564	0.25%	1.563	0.14%	1.558	-0.16%	1.555	-0.36%	1.552	-0.53%	1.560
5	1.390	0.51%	1.390	0.53%	1.387	0.30%	1.385	0.13%	1.380	-0.18%	1.380	-0.19%	1.377	-0.40%	1.383
7	1.219	0.21%	1.222	0.45%	1.220	0.28%	1.217	0.02%	1.217	0.02%	1.217	-0.03%	1.215	-0.17%	1.217
10	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000
12	0.874	-0.31%	0.875	-0.22%	0.875	-0.19%	0.876	-0.06%	0.875	-0.15%	0.880	0.33%	0.879	0.25%	0.877
15	0.716	-0.58%	0.718	-0.28%	0.719	-0.12%	0.720	-0.07%	0.721	0.16%	0.723	0.35%	0.723	0.39%	0.720
17	0.626	-1.15%	0.630	-0.53%	0.631	-0.34%	0.632	-0.18%	0.634	0.13%	0.636	0.48%	0.636	0.42%	0.633
19	0.550	-1.13%	0.553	-0.66%	0.554	-0.40%	0.556	-0.07%	0.557	0.10%	0.560	0.61%	0.561	0.77%	0.557
22	0.454	-1.25%	0.457	-0.50%	0.458	-0.36%	0.460	0.13%	0.462	0.55%	0.463	0.74%	0.464	0.94%	0.460
25	0.375	-1.59%	0.377	-1.28%	0.379	-0.52%	0.382	0.04%	0.383	0.35%	0.386	1.16%	0.387	1.48%	0.381

3 cm x 3 cm

Prof (cm)	5.8 MeV		5.9 MeV		6.0 MeV		6.1 MeV		6.2 MeV		6.3 MeV		6.4 MeV		PDD medido
	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	
1.4	1.780	0.98%	1.778	0.85%	1.767	0.24%	1.759	-0.21%	1.754	-0.50%	1.745	-1.03%	1.742	-1.17%	1.763
3	1.629	0.77%	1.627	0.67%	1.620	0.25%	1.614	-0.14%	1.612	-0.27%	1.607	-0.56%	1.606	-0.62%	1.616
5	1.421	0.41%	1.420	0.34%	1.417	0.13%	1.413	-0.18%	1.411	-0.27%	1.407	-0.55%	1.408	-0.52%	1.415
7	1.236	-0.16%	1.235	-0.23%	1.233	-0.39%	1.229	-0.71%	1.231	-0.58%	1.228	-0.83%	1.227	-0.86%	1.238
10	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000
12	0.870	-0.27%	0.872	-0.05%	0.872	-0.06%	0.872	-0.01%	0.873	0.06%	0.872	0.02%	0.874	0.21%	0.872
15	0.707	-0.60%	0.709	-0.37%	0.712	0.04%	0.712	0.04%	0.713	0.13%	0.713	0.20%	0.716	0.61%	0.712
17	0.617	-1.08%	0.620	-0.62%	0.621	-0.43%	0.622	-0.27%	0.625	0.10%	0.626	0.27%	0.629	0.75%	0.624
19	0.540	-1.04%	0.544	-0.45%	0.545	-0.26%	0.546	0.05%	0.548	0.42%	0.550	0.72%	0.552	1.14%	0.546
22	0.445	-1.24%	0.448	-0.52%	0.448	-0.50%	0.450	-0.03%	0.452	0.49%	0.453	0.59%	0.456	1.34%	0.450
25	0.366	-1.27%	0.369	-0.51%	0.371	0.05%	0.373	0.46%	0.375	0.96%	0.376	1.43%	0.379	2.06%	0.371

Tabla A.7. Valores de porcentaje de dosis en profundidad, PDD, correspondientes a la simulación de 4 tamaños de campo, para la calidad de 10FFF. Para cada tamaño de campo se presentan los PDD relativos a varias energías de haz primario y los valores de la diferencia con el PDD medido experimentalmente. Los valores de PDD están expresados en dosis relativa a la dosis a profundidad de 10 cm.

15 cm x 15 cm

Prof (cm)	10.0 MeV		10.2 MeV		10.4 MeV		10.6 MeV		10.8 MeV		PDD medido
	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	
2.2	1.400	0.52%	1.394	0.08%	1.393	-0.02%	1.392	-0.06%	1.382	-0.77%	1.393
3	1.377	0.63%	1.369	0.08%	1.371	0.20%	1.371	0.22%	1.367	-0.11%	1.368
5	1.266	0.31%	1.263	0.09%	1.263	0.06%	1.262	0.02%	1.264	0.21%	1.262
7	1.152	-0.08%	1.152	-0.06%	1.153	0.01%	1.151	-0.19%	1.156	0.25%	1.153
10	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000
12	0.907	-0.17%	0.909	0.09%	0.908	-0.02%	0.911	0.37%	0.910	0.27%	0.908
15	0.783	-0.27%	0.782	-0.45%	0.784	-0.12%	0.789	0.51%	0.787	0.27%	0.785
17	0.710	-0.25%	0.708	-0.53%	0.714	0.35%	0.718	0.88%	0.714	0.31%	0.712
19	0.643	-0.48%	0.641	-0.72%	0.645	-0.23%	0.650	0.63%	0.649	0.44%	0.646
22	0.553	-1.06%	0.556	-0.40%	0.558	-0.12%	0.560	0.26%	0.560	0.25%	0.558
25	0.477	-1.48%	0.480	-1.01%	0.481	-0.66%	0.484	-0.19%	0.484	-0.19%	0.485

10 cm x 10 cm

Prof (cm)	10.0 MeV		10.2 MeV		10.4 MeV		10.6 MeV		10.8 MeV		PDD medido
	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	
2.2	1.429	1.49%	1.414	0.37%	1.415	0.45%	1.400	-0.62%	1.398	-0.77%	1.408
3	1.399	0.80%	1.393	0.36%	1.394	0.41%	1.388	0.00%	1.382	-0.45%	1.388
5	1.278	0.29%	1.277	0.21%	1.278	0.29%	1.273	-0.05%	1.276	0.19%	1.274
7	1.162	0.17%	1.159	-0.10%	1.159	-0.07%	1.156	-0.30%	1.158	-0.12%	1.160
10	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000
12	0.901	-0.19%	0.901	-0.15%	0.904	0.12%	0.902	-0.03%	0.907	0.46%	0.903
15	0.772	-0.37%	0.774	-0.03%	0.777	0.30%	0.777	0.37%	0.779	0.52%	0.775
17	0.699	-0.11%	0.699	-0.10%	0.701	0.20%	0.703	0.41%	0.705	0.72%	0.700
19	0.631	-0.13%	0.631	-0.22%	0.635	0.46%	0.635	0.51%	0.639	1.10%	0.632
22	0.541	-0.79%	0.542	-0.68%	0.544	-0.21%	0.546	0.13%	0.551	0.94%	0.546
25	0.465	-1.03%	0.467	-0.43%	0.470	0.18%	0.470	0.03%	0.475	1.24%	0.469

5 cm x 5 cm

Prof (cm)	10.0 MeV		10.2 MeV		10.4 MeV		10.6 MeV		10.8 MeV		PDD medido
	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	
2.2	1.469	1.13%	1.467	1.03%	1.458	0.40%	1.452	0.00%	1.447	-0.36%	1.452
3	1.443	0.78%	1.439	0.52%	1.433	0.10%	1.437	0.36%	1.430	-0.14%	1.432
5	1.309	0.18%	1.308	0.14%	1.302	-0.30%	1.307	0.03%	1.307	0.07%	1.306
7	1.174	-0.08%	1.178	0.27%	1.175	0.01%	1.176	0.12%	1.179	0.35%	1.174
10	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000
12	0.889	-0.71%	0.895	-0.09%	0.897	0.17%	0.897	0.14%	0.900	0.53%	0.896
15	0.754	-0.94%	0.757	-0.47%	0.764	0.37%	0.766	0.71%	0.764	0.38%	0.761
17	0.683	-0.03%	0.683	0.07%	0.684	0.14%	0.690	1.01%	0.687	0.65%	0.683
19	0.613	-0.11%	0.615	0.17%	0.616	0.41%	0.618	0.62%	0.623	1.42%	0.614
22	0.518	-1.25%	0.526	0.31%	0.528	0.61%	0.529	0.82%	0.531	1.31%	0.524
25	0.445	-1.01%	0.449	-0.02%	0.452	0.66%	0.453	0.74%	0.455	1.29%	0.449

3 cm x 3 cm

Prof (cm)	10.0 MeV		10.2 MeV		10.4 MeV		10.6 MeV		10.8 MeV		PDD medido
	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	PDD	Dif.	
2.2	1.516	1.31%	1.511	0.99%	1.500	0.25%	1.502	0.42%	1.491	-0.32%	1.496
3	1.480	0.44%	1.479	0.39%	1.473	-0.03%	1.470	-0.21%	1.465	-0.53%	1.473
5	1.326	-0.16%	1.334	0.44%	1.327	-0.08%	1.331	0.20%	1.322	-0.44%	1.328
7	1.184	-0.32%	1.192	0.31%	1.184	-0.38%	1.191	0.26%	1.183	-0.40%	1.188
10	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000	0.00%	1.000
12	0.891	-0.26%	0.895	0.24%	0.894	0.12%	0.898	0.60%	0.895	0.22%	0.893
15	0.752	-0.48%	0.759	0.41%	0.755	-0.08%	0.759	0.42%	0.760	0.57%	0.755
17	0.673	-0.39%	0.680	0.61%	0.677	0.07%	0.682	0.82%	0.684	1.13%	0.676
19	0.605	-0.30%	0.611	0.68%	0.608	0.24%	0.613	1.05%	0.614	1.20%	0.607
22	0.516	-0.47%	0.519	0.13%	0.520	0.26%	0.524	1.13%	0.521	0.48%	0.518
25	0.440	-0.35%	0.442	-0.07%	0.444	0.42%	0.447	1.19%	0.445	0.77%	0.442



Tabla A.8. Valores de la función gamma correspondiente a la comparación de los PDD simulados y medidos para la calidad de 6FFF. Se presenta el valor de la función gamma para cada profundidad y cada energía de haz primario simuladas y un conjunto de 4 tamaños de campo. Se incluye los valores de la función Gamma Sum Value (GSV) de cada energía.

Valores función gamma. Campo 3 cm x 3 cm

Prof. (cm)	5.8 MeV	5.9 MeV	6.0 MeV	6.1 MeV	6.2 MeV	6.3 MeV	6.4 MeV
1.4	1.936	1.681	0.489	0.422	1.007	2.087	2.371
3	1.534	1.337	0.496	0.274	0.536	1.125	1.238
5	0.819	0.675	0.264	0.358	0.539	1.103	1.047
7	0.326	0.468	0.783	1.436	1.171	1.682	1.741
10	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
12	0.532	0.093	0.115	0.016	0.121	0.034	0.417
15	1.200	0.751	0.078	0.081	0.252	0.400	1.215
17	2.151	1.243	0.854	0.549	0.202	0.541	1.489
19	2.094	0.895	0.515	0.106	0.843	1.421	2.261
22	2.448	1.040	1.011	0.065	0.984	1.171	2.401
25	2.583	1.024	0.092	0.917	1.898	2.115	2.768
SUMA	15.623	9.207	4.698	4.224	7.552	11.678	16.948

Valores función gamma. Campo 5 cm x 5 cm

Prof. (cm)	5.8 MeV	5.9 MeV	6.0 MeV	6.1 MeV	6.2 MeV	6.3 MeV	6.4 MeV
1.4	2.088	2.159	0.821	0.359	0.446	1.216	2.079
3	1.183	1.601	0.507	0.288	0.313	0.732	1.060
5	1.006	1.050	0.600	0.265	0.359	0.384	0.808
7	0.410	0.901	0.562	0.049	0.044	0.062	0.331
10	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
12	0.626	0.449	0.383	0.128	0.294	0.660	0.490
15	1.171	0.560	0.240	0.134	0.326	0.691	0.768
17	2.260	1.059	0.680	0.366	0.260	0.955	0.845
19	2.235	1.335	0.796	0.148	0.195	1.212	1.536
22	2.353	1.011	0.724	0.252	1.097	1.470	1.866
25	2.733	2.350	1.042	0.078	0.700	2.215	2.555
SUMA	16.066	12.475	6.356	2.066	4.035	9.598	12.336

Valores función gamma. Campo 10 cm x 10 cm

Prof. (cm)	5.8 MeV	5.9 MeV	6.0 MeV	6.1 MeV	6.2 MeV	6.3 MeV	6.4 MeV
1.4	1.514	1.113	0.289	0.174	0.952	1.320	1.873
3	1.114	1.069	0.297	0.076	0.595	0.524	1.190
5	0.559	1.318	0.388	0.414	0.168	0.026	0.938
7	0.609	1.128	0.016	0.528	0.140	0.287	0.120
10	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
12	0.130	0.772	0.180	0.621	0.062	0.565	0.770
15	0.658	0.314	0.048	0.393	0.483	0.579	1.070
17	1.010	0.583	0.904	0.201	0.009	1.070	0.977
19	1.304	0.606	0.339	0.753	0.353	1.521	1.319
22	2.349	0.758	0.901	0.994	0.473	0.652	1.590
25	3.094	2.222	1.879	0.829	0.048	1.119	2.068
SUMA	12.339	9.883	5.242	4.983	3.283	7.662	11.915

Valores función gamma. Campo 15 cm x 15 cm

Prof. (cm)	5.8 MeV	5.9 MeV	6.0 MeV	6.1 MeV	6.2 MeV	6.3 MeV	6.4 MeV
1.4	1.454	0.731	0.277	0.004	0.708	0.587	0.467
3	1.009	0.717	0.211	0.029	0.216	0.161	0.844
5	1.043	0.787	0.146	0.366	0.140	0.200	0.166
7	0.689	0.492	0.181	0.391	0.107	0.223	0.010
10	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
12	0.563	0.769	1.061	0.406	0.668	0.323	0.295
15	1.120	0.558	1.841	0.329	0.414	0.008	0.129
17	1.639	1.229	1.743	1.050	0.822	0.101	0.009
19	1.876	2.039	2.823	0.958	0.799	0.017	0.366
22	3.304	2.530	2.649	2.097	1.268	0.068	0.133
25	4.636	3.865	2.727	2.540	2.339	1.486	0.615
SUMA	17.333	13.717	13.660	8.171	7.481	3.173	3.033

GAMMA SUM VALUE	5.8 MeV	5.9 MeV	6.0 MeV	6.1 MeV	6.2 MeV	6.3 MeV	6.4 MeV
	61.360	45.283	29.956	19.444	22.351	32.111	44.233

Tabla A.9. Valores de la función gamma correspondiente a la comparación de los PDD simulados y medidos para la calidad de 10FFF. Se presenta el valor de la función gamma para cada profundidad y cada energía de haz primario simuladas y un conjunto de 4 tamaños de campo. Se incluye los valores de la función Gamma Sum Value (GSV) de cada energía.

Valores función gamma. Campo 3 cm x 3 cm

Prof. (cm)	10.0 MeV	10.2 MeV	10.4 MeV	10.6 MeV	10.8 MeV
2.2	2.586	1.959	0.493	0.839	0.644
3	0.878	0.784	0.054	0.422	1.064
5	0.332	0.884	0.151	0.391	0.877
7	0.642	0.604	0.760	0.504	0.811
10	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
12	0.539	0.469	0.246	1.180	0.425
15	0.958	0.817	0.159	0.817	1.132
17	0.802	1.206	0.148	1.614	2.223
19	0.595	1.342	0.460	2.055	2.335
22	0.930	0.270	0.539	2.251	0.960
25	0.681	0.091	0.856	2.370	1.527
SUMA	8.943	8.427	3.867	12.442	11.998

Valores función gamma. Campo 5 cm x 5 cm

Prof. (cm)	10.0 MeV	10.2 MeV	10.4 MeV	10.6 MeV	10.8 MeV
2.2	2.233	2.045	0.809	0.000	0.719
3	1.552	1.028	0.195	0.710	0.266
5	0.367	0.275	0.599	0.061	0.153
7	0.153	0.526	0.017	0.238	0.696
10	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
12	1.417	0.179	0.334	0.290	1.066
15	1.911	0.977	0.733	1.410	0.759
17	0.059	0.146	0.292	2.001	1.309
19	0.228	0.325	0.811	1.231	2.778
22	2.414	0.608	1.213	1.627	2.395
25	2.023	0.045	1.326	1.458	2.548
SUMA	12.357	6.156	6.332	9.025	12.690

Valores función gamma. Campo 10 cm x 10 cm

Prof. (cm)	10.0 MeV	10.2 MeV	10.4 MeV	10.6 MeV	10.8 MeV
2.2	3.017	0.829	0.970	1.163	1.451
3	1.652	0.783	0.883	0.066	0.832
5	0.659	0.503	0.659	0.014	0.456
7	0.424	0.127	0.075	0.525	0.162
10	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
12	0.297	0.208	0.323	0.036	0.984
15	0.645	0.028	0.698	0.826	1.107
17	0.120	0.120	0.479	0.877	1.527
19	0.173	0.364	1.025	1.087	2.270
22	1.508	1.285	0.361	0.336	1.931
25	1.985	0.775	0.463	0.123	2.520
SUMA	10.482	5.024	5.936	5.052	13.239

Valores función gamma. Campo 15 cm x 15 cm

Prof. (cm)	10.0 MeV	10.2 MeV	10.4 MeV	10.6 MeV	10.8 MeV
2.2	1.042	0.143	0.043	0.115	1.562
3	1.249	0.161	0.408	0.438	0.234
5	0.601	0.174	0.111	0.032	0.411
7	0.156	0.104	0.017	0.382	0.484
10	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
12	0.331	0.154	0.044	0.746	0.527
15	0.536	0.895	0.229	1.014	0.533
17	0.507	1.074	0.700	1.755	0.644
19	0.964	1.434	0.465	1.261	0.894
22	2.135	0.827	0.251	0.500	0.500
25	2.748	2.043	1.329	0.372	0.372
SUMA	10.271	7.010	3.599	6.615	6.163

GAMMA SUM VALUE	10.0 MeV	10.2 MeV	10.4 MeV	10.6 MeV	10.8 MeV
	42.054	26.616	19.734	33.133	44.091

Tabla A.10. Resultados del ajuste a una función gaussiana de tipo $f(x) = ae^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-b}{c}\right)^2}$ del histograma usado en la obtención de la incertidumbre tipo A del parámetro Energía del haz primario.

	a	b	c	r ²
6FFF	661.117	6.155	0.060	0.999
10FFF	800.634	10.378	0.098	0.999

Tabla A.11. Factores de corrección, $k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}(x, y, z)$, para campo de 5mm correspondientes a puntos del perfil, junto con sus incertidumbres. Se recogen los valores obtenidos para las cámaras PTW 31022 e IBA NanoChamber, y las dos calidades de haz.

X (cm)	PTW 31022 Pinpoint				IBA Razor Nano Chamber			
	6FFF		10FFF		6FFF		10FFF	
	$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$	Incert. (A+B)	$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$	Incert. (A+B)	$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$	Incert. (A+B)	$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$	Incert. (A+B)
0.0	1.135	0.016	1.133	0.011	1.003	0.017	0.997	0.011
0.8	1.197	0.019	1.165	0.021	1.020	0.016	0.999	0.009
1.6	1.327	0.011	1.306	0.007	1.077	0.006	1.066	0.014
2.4	1.175	0.009	1.203	0.019	1.051	0.023	1.064	0.018
3.2	0.633	0.005	0.706	0.013	0.733	0.007	0.783	0.007
4.0	0.646	0.033	0.745	0.007	0.919	0.057	0.938	0.012
4.8	0.757	0.016	0.822	0.016	0.963	0.044	0.955	0.011
5.6	0.821	0.054	0.845	0.017	1.008	0.059	0.975	0.023
6.4	0.844	0.055	0.887	0.021	1.032	0.103	0.977	0.018
7.2	0.873	0.013	0.886	0.041	1.028	0.056	1.003	0.047
8.0	0.826	0.053	0.863	0.034	1.009	0.066	0.946	0.090

Tabla A.12. Factores de corrección, $k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}(0,0, z)$, para campo de 5mm correspondientes a puntos del PDD, junto con sus incertidumbres. Se recogen los valores obtenidos para las cámaras PTW 31022 e IBA NanoChamber, y las dos calidades de haz.

X (cm)	PTW 31022 Pinpoint				IBA Razor Nano Chamber			
	6FFF		10FFF		6FFF		10FFF	
	$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$	Incert. (A+B)	$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$	Incert. (A+B)	$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$	Incert. (A+B)	$k_{Q_{clin},Q}^{f_{clin},f_{ref}}$	Incert. (A+B)
1 / 1.3	1.126	0.016	1.132	0.011	1.010	0.021	1.001	0.008
3	1.123	0.007	1.131	0.005	1.008	0.012	1.002	0.006
5	1.118	0.007	1.119	0.012	1.011	0.013	0.997	0.004
7	1.111	0.009	1.120	0.011	1.006	0.009	0.999	0.006
10	1.111	0.006	1.114	0.005	1.009	0.016	1.002	0.004
12	1.099	0.006	1.112	0.004	1.008	0.028	0.999	0.004
15	1.096	0.009	1.110	0.006	1.001	0.010	1.001	0.005
17	1.092	0.008	1.104	0.004	1.003	0.021	0.997	0.005
19	1.096	0.015	1.101	0.004	1.007	0.033	1.002	0.008
22	1.086	0.021	1.089	0.005	1.007	0.025	0.998	0.011
25	1.086	0.016	1.079	0.022	1.003	0.018	0.990	0.016

APÉNDICE B

COMPARACIÓN DE DISTRIBUCIONES DOSIMÉTRICAS

APÉNDICE B

COMPARACIÓN DE DISTRIBUCIONES DOSIMÉTRICAS

Debido al avance de las técnicas de irradiación en radioterapia la complejidad de los tratamientos ha ido en aumento lo que ha hecho crecer a su vez la dificultad técnica que supone para los equipos de irradiación el administrar esas distribuciones de dosis pudiendo llegar producirse diferencias entre el tratamiento planificado y el administrado. Por este motivo, previamente al tratamiento de los pacientes, ha de evaluarse si la distribución de dosis que va a administrar el equipo coincide con la predicha por el sistema de planificación, dentro de unas tolerancias establecidas. Esta comprobación se realiza midiendo la distribución administrada mediante un equipo y comparando esta distribución medida con la calculada previamente.

Para comparar las distribuciones de dosis medidas y las planificadas por el TPS, han sido desarrollados diversos métodos de comparación de distribuciones dosimétricas.

Uno de los métodos más empleados en la evaluación de distribuciones dosimétricas es el conocido como índice gamma.

Este criterio de comparación ha sido el utilizado en el proceso de comisionado del modelo de acelerador construido en este estudio (apartado 3.2), donde se han llevado a cabo comparaciones de las distribuciones de dosis generadas en las simulaciones y de las obtenidas en las medidas experimentales realizadas.

Índice Gamma

Es un criterio de comparación de distribuciones de dosis desarrollado por Low, Harms, Mutic, & Purdy, 1998 [108].

Se basa en la comparación de valores de dosis en puntos de las distribuciones de dosis medida y calculada.

Es un método diseñado para priorizar la tolerancia de distancia al acuerdo (DTA) en zonas de alto gradiente y la diferencia de dosis en zonas de bajo gradiente

Se parte de dos distribuciones. Una medida por un equipo detector con puntos de dosis en coordenadas r_m y otra calculada por un sistema de planificación con puntos de dosis en coordenadas r_c .

A cada punto de la distribución medida por el detector, r_m , se le asigna un valor γ que se define como

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}$$

$$\text{Donde } \Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{|r_c - r_m|^2}{\Delta d_M^2} + \frac{(D'(r_c) - D(r_m))^2}{\Delta D_M^2}}$$

Para cada punto r_m de la distribución medida, γ es el mínimo valor que toma la función $\Gamma(r_m, r_c)$ en un conjunto de puntos r_c de la distribución calculada. Este conjunto de puntos se ubica en un entorno arbitrario del punto r_m .

Los parámetros de la función $\Gamma(r_m, r_c)$ se define como sigue:

$D(r_m)$ Dosis en el punto r_m de la distribución medida

$D'(r_c)$ Dosis en el punto r_c de la distribución calculada

ΔD_M Tolerancia establecida para la dosis

El criterio de aprobación para un punto r_m es

$\gamma(r_m) \leq 1$ pasa el criterio

$\gamma(r_m) > 1$ no pasa el criterio

Habitualmente se exige que la distribución de dosis que se compara tenga un porcentaje mínimo de puntos dentro de tolerancia para darla por válida.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Bortfeld T, Jeraj R. The physical basis and future of radiation therapy. *Br J Radiol*. 2011;84(1002):485–498. doi: 10.1259/bjr/86221320.
- [2] Chandra RA, Keane FK, Voncken FEM, Thomas CR, Jr. Contemporary radiotherapy: Present and future. *Lancet*. 2021;398(10295):171–184. doi: 10.1016/S0140-6736(21)00233-6.
- [3] Chetty IJ, Martel MK, Jaffray DA, et al. Technology for innovation in radiation oncology. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2015;93(3):485–492. doi: 10.1016/j.ijrobp.2015.07.007.
- [4] Zaorsky NG, Harrison AS, Trabulsi EJ, et al. Evolution of advanced technologies in prostate cancer radiotherapy. *Nature Reviews Urology*. 2013;10(10):565–579. doi: 10.1038/nrurol.2013.185.
- [5] Boyages J, Baker L. Evolution of radiotherapy techniques in breast conservation treatment. *Gland Surgery*. 2018;7(6):576–595. doi: 10.21037/gs.2018.11.10.
- [6] Garibaldi C, Jereczek-Fossa B, et al. Recent advances in radiation oncology. *Ecancermedicalscience*. 2017 30:11:785. doi: 10.3332/ecancer.2017.785.
- [7] Bortfeld T. IMRT: A review and preview. *Phys Med Biol*. 2006;51(13):R363–R379. doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R21.
- [8] Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys*. 2008;35(1):310–317. doi: 10.1118/1.2818738.
- [9] Boda-Heggemann J, Lohr F, Wenz F, Flentje M, Guckenberger M. kV cone-beam CT-based IGRT A clinical review. *Strahlentherapie Und Onkologie*. 2011;187(5):284–291. doi: 10.1007/s00066-011-2236-4.

- [10] Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, Martinez AA. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2002;53(5):1337–1349. doi: 10.1016/S0360-3016(02)02884-5.
- [11] Chung HT, Xia P, Chan LW, Park-Somers E, Roach, Mack, III. Does image-guided radiotherapy improve toxicity profile in whole pelvic-treated high-risk prostate cancer? comparison between ig-imrt and imrt. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2009;73(1):53–60. doi: 10.1016/j.ijrobp.2008.03.015.
- [12] Nijkamp J, Pos FJ, Nuver TT, et al. Adaptive radiotherapy for prostate cancer using kilovoltage cone-beam computed tomography: First clinical results. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2008;70(1):75–82. doi: 10.1016/j.ijrobp.2007.05.046.
- [13] Purdie TG, Bissonnette J, Franks K, et al. Cone-beam computed tomography for on-line image guidance of lung stereotactic radiotherapy: Localization, verification, and intrafraction tumor position. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2007;68(1):243–252. doi: 10.1016/j.ijrobp.2006.12.022.
- [14] Al-Hallaq HA, Cervino L, Gutierrez AN, et al. AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. *Med Phys*. 2022;49(4):E82–E112. doi: 10.1002/mp.15532.
- [15] Al-Hallaq H, Batista V, Kugele M, Ford E, Viscariello N, Meyer J. The role of surface-guided radiation therapy for improving patient safety. *Radiotherapy and Oncology*. 2021;163:229–236. doi: 10.1016/j.radonc.2021.08.008.
- [16] Freislederer P, Batista V, ollers M, et al. ESTRO-ACROP guideline on surface guided radiation therapy. *Radiotherapy and Oncology*. 2022;173:188–196. doi: 10.1016/j.radonc.2022.05.026.

- [17] Lavrova E, Garrett MD, Wang Y, et al. Adaptive radiation therapy: A review of CT-based techniques. *Radiology-Imaging Cancer*. 2023;5(4):e230011. doi: 10.1148/rycan.230011.
- [18] Glide-Hurst CK, Lee P, Yock AD, et al. Adaptive radiation therapy (ART) strategies and technical considerations: A state of the ART review from NRG oncology. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2021;109(4):1054–1075. doi: 10.1016/j.ijrobp.2020.10.021.
- [19] Ding GX, Duggan DM, Coffey CW, et al. A study on adaptive IMRT treatment planning using kV cone-beam CT. *Radiotherapy and Oncology*. 2007;85(1):116–125. doi: 10.1016/j.radonc.2007.06.015.
- [20] Huynh E, Hosny A, et al. Artificial intelligence in radiation oncology. *Nat Rev Clin Oncol*. 2020;17(12):771-781. doi: 10.1038/s41571-020-0417-8.
- [21] Ono T, Iramina H, Hirashima H, Adachi T, Nakamura M, Mizowaki T. Applications of artificial intelligence for machine- and patient-specific quality assurance in radiation therapy: Current status and future directions. *J Radiat Res*. 2024;65(4):421–432. doi: 10.1093/jrr/rrae033.
- [22] Vandewinckele L, Claessens M, Dinkla A, et al. Overview of artificial intelligence-based applications in radiotherapy: Recommendations for implementation and quality assurance. *Radiotherapy and Oncology*. 2020;153:55–66. doi: 10.1016/j.radonc.2020.09.008.
- [23] Wang C, Zhu X, Hong JC, Zheng D. Artificial intelligence in radiotherapy treatment planning: Present and future. *Technology in Cancer Research & Treatment*. 2019;18:1533033819873922. doi: 10.1177/1533033819873922.
- [24] Vassiliev ON, Titt U, Pönisch F, Kry SF, Mohan R, Gillin MT. Dosimetric properties of photon beams from a flattening filter free clinical accelerator. *Phys Med Biol*. 2006;51(7):1907–1917. doi: 10.1088/0031-9155/51/7/019.

- [25] Mackie Tr, Holmes T, Swerdloff S, et al. Tomotherapy - a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys.* 1993;20(6):1709–1719. doi: 10.1118/1.596958.
- [26] Adler JR, Chang SD, Murphy MJ, Doty J, Geis P, Hancock SL. The cyberknife: A frameless robotic system for radiosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg.* 1997;69(1-4):124–128. doi: 10.1159/000099863.
- [27] Cai B, Laugeman E, Mazur TR, et al. Characterization of a prototype rapid kilovoltage x-ray image guidance system designed for a ring shape radiation therapy unit. *Med Phys.* 2019;46(3):1355–1370. doi: 10.1002/mp.13396.
- [28] Knoos T, Wieslander E, Cozzi L, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol.* 2006;51(22):5785–5807. doi: 10.1088/0031-9155/51/22/005.
- [29] Ahnesjo A, Saxner M, Trepp A. A pencil beam model for photon dose calculation. *Med Phys.* 1992;19(2):263–273. doi: 10.1118/1.596856.
- [30] Ahnesjo A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys.* 1989;16(4):577–592. doi: 10.1118/1.596360.
- [31] Vassiliev ON, Wareing TA, McGhee J, Failla G, Salehpour MR, Mourtada F. Validation of a new grid-based boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. *Phys Med Biol.* 2010;55(3):581–598. doi: 10.1088/0031-9155/55/3/002.
- [32] Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, et al. Report of the AAPM task group no. 105: Issues associated with clinical implementation of monte carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med Phys.* 2007;34(12):4818–4853. doi: 10.1118/1.2795842.

- [33] Kutcher J, Coia L, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40 Med Phys. 1994;21(4):581-618. doi: 10.1118/1.597316.
- [34] Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM task group no. 218. Med Phys. 2018;45(4):E53–E83. doi: 10.1002/mp.12810.
- [35] Dogan N, Mijnheer B, et al. AAPM Task Group Report 307: Use of EPIDs for Patient-Specific IMRT and VMAT QA. Med Phys. 2023 ;50(8):e865-e903. doi: 10.1002/mp.16536
- [36] Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al. American association of physicists in medicine radiation therapy committee task group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med Phys. 1998;25(10):1773–1829. doi: 10.1118/1.598373.
- [37] Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys. 2009;36(9):4197–4212. doi: 10.1118/1.3190392.
- [38] Attix F H Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry
1986 John Wiley and Sons
- [39] Laub WU, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. Med Phys. 2003;30(3):341–347. doi: 10.1118/1.1544678.
- [40] Alfonso R, Andreo P, Capote R, Christaki K, Huq MS, Izewska J, et al. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy. An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination. 2017. IAEA Technical Reports Series no 483.
- [41] Das IJ, Ding GX, Ahnesjo A. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry. Med Phys. 2008;35(1):206–215. doi: 10.1118/1.2815356.

- [42] Healy BJ, van der Merwe D, Christaki KE, Meghzifene A. Cobalt-60 machines and medical linear accelerators: Competing technologies for external beam radiotherapy. *Clin Oncol*. 2017;29(2):110–115. doi: 10.1016/j.clon.2016.11.002.
- [43] David Greene, P.C Williams. *Linear Accelerators for Radiation Therapy*. 1997 CRC Press ISBN 9780750304764.
- [44] Dong-Hee Han et al. Evaluation by thickness of a linear accelerator target at 6-20 MeV electron beam in MCNP6, *Nuclear Engineering and Technology*, 2023, Volume 55, Issue 6, 2023, Pages 1994-1998, ISSN 1738-5733, doi: /10.1016/j.net.2023.02.026.
- [45] Hrbacek J, Lang S, Kloeck S. Commissioning of photon beams of a flattening filter-free linear accelerator and the accuracy of beam modeling using an anisotropic analytical algorithm. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 2011;80(4):1228–1237. doi: 10.1016/j.ijrobp.2010.09.050.
- [46] Lutz W, Winston K, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1988;14(2):373-81. doi: 10.1016/0360-3016(88)90446-4
- [47] Andreo P, Burns D T, Hohlfield K, Saiful Huq M, Kanai T, Laitano F, Smyth V, and Vynckier S 2004 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An international Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water IAEA Technical Report Series TRS-398 v.11b edition International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria
- [48] Autumn E. Walter, Jon B. Hansen, Larry A. DeWerd. Evaluation of ionization chamber stability checks using various sources, *Physica Medica*, 2020, Volume 80, Pages 327-334, ISSN 1120-1797, doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.11.010.
- [49] Knoll, Glenn F. *Radiation Detection and Measurement*. 1979. John Wiley and Sons

- [70] Gonzalez-Castano DM, Gomez F, Brualla L, et al. A liquid-filled ionization chamber for high precision relative dosimetry. *Physica Medica-European Journal of Medical Physics*. 2011;27(2):89–96. doi: 10.1016/j.ejmp.2010.04.002.
- [71] Andreo P, Palmans H, Marteinsdottir M, Benmakhlouf H, Carlsson-Tedgren A. On the monte carlo simulation of small-field micro-diamond detectors for megavoltage photon dosimetry. *Phys Med Biol*. 2016;61(1):L1–L10. doi: 10.1088/0031-9155/61/1/L1.
- [72] Khan F. M., *The physics of radiatlon therapy*. Third Edition. 2003. Lippincott Williams and Wilkins
- [73] Brewster L, Mohan R, Mageras G, Burman C, Leibel S, Fuks Z. Three dimensional conformal treatment planning with multileaf collimators. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 1995;33(5):1081–1089. doi: 10.1016/0360-3016(95)02061-6.
- [74] Convery Dj, Rosenbloom Me. The generation of intensity-modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation. *Phys Med Biol*. 1992;37(6):1359–1374. doi: 10.1088/0031-9155/37/6/012.
- [75] Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM task group 101. *Med Phys*. 2010;37(8):4078–4101. doi: 10.1118/1.3438081.
- [76] Falco MD, Fusella M, Clemente S, et al. The influence of basic plan parameters on calculated small field output factors-A multicenter study. *Physica Medica-European Journal of Medical Physics*. 2021;88:98–103. doi: 10.1016/j.ejmp.2021.06.008.
- [77] Casar B, Gershkevitch E, Mendez I, Jurkovic S, Huq MS. Output correction factors for small static fields in megavoltage photon beams for seven ionization chambers in two orientations - perpendicular and parallel. *Med Phys*. 2020;47(1):242–259. doi: 10.1002/mp.13894.

- [78] Stasi M, Baiotto B, Barboni G, Scielzo G. The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields. *Med Phys.* 2004;31(10):2792–2795. doi: 10.1118/1.1788911.
- [79] Capote R, Sánchez-Doblado F, Leal A, Lagares JI, Arráns R, Hartmann GH. An EGSnrc monte carlo study of the microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beamlets. *Med Phys.* 2004;31(9):2416–2422. doi: 10.1118/1.1767691.
- [80] Agostinelli S, Garelli S, Piergentili M, Foppiano F. Response to high-energy photons of PTW31014 PinPoint ion chamber with a central aluminum electrode. *Med Phys.* 2008;35(7):3293–3301. doi: 10.1118/1.2940190.
- [81] Miller JR, Hooten BD, Micka JA, DeWerd LA. Polarity effects and apparent ion recombination in microionization chambers. *Med Phys.* 2016;43(5):2141–2152. doi: 10.1118/1.4944872.
- [82] Martens C, De Wagter C, De Neve W. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2000;45(9):2519–2530. doi: 10.1088/0031-9155/45/9/306.
- [83] De Angelis C, Onori S, Pacilio M, et al. An investigation of the operating characteristics of two PTW diamond detectors in photon and electron beams. *Med Phys.* 2002;29(2):248–254. doi: 10.1118/1.1446101.
- [84] Ciancaglioni I, Marinelli M, Milani E, et al. Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams. *Med Phys.* 2012;39(7):4493–4501. doi: 10.1118/1.4729739.
- [85] Manuel Larraga-Gutierrez J, Ballesteros-Zebadua P, Rodriguez-Ponce M, Amanda Garcia-Garduno O, Galvan de la Cruz OO. Properties of a commercial PTW-60019 synthetic diamond detector for the dosimetry of small radiotherapy beams. *Phys Med Biol.* 2015;60(2):905–924. doi: 10.1088/0031-9155/60/2/905.

- [86] De Coste V, Francescon P, Marinelli M, et al. Is the PTW 60019 microDiamond a suitable candidate for small field reference dosimetry? *Phys Med Biol*. 2017;62(17):7036–7055. doi: 10.1088/1361-6560/aa7e59.
- [87] Hartmann GH, Zink K. A monte carlo study on the PTW 60019 microDiamond detector. *Med Phys*. 2019;46(11):5159–5172. doi: 10.1002/mp.13721.
- [88] Marinelli M, Prestopino G, Verona C, Verona-Rinati G. Experimental determination of the PTW 60019 microDiamond dosimeter active area and volume. *Med Phys*. 2016;43(9):5205–5212. doi: 10.1118/1.4961402.
- [89] Butler DJ, Beveridge T, Lehmann J, Oliver CP, Stevenson AW, Livingstone J. Spatial response of synthetic microDiamond and diode detectors measured with kilovoltage synchrotron radiation. *Med Phys*. 2018;45(2):943–952. doi: 10.1002/mp.12733.
- [90] Russo S, Reggiori G, Cagni E, et al. Small field output factors evaluation with a microDiamond detector over 30 italian centers. *Physica Medica-European Journal of Medical Physics*. 2016;32(12):1644–1650. doi: 10.1016/j.ejmp.2016.10.017.
- [91] Partanen M, Niemela J, Ojala J, Keyrilainen J, Kapanen M. Properties of IBA Razor Nano Chamber in small-field radiation therapy using 6MV FF, 6 MV FFF, and 10 MV FFF photon beams. *Acta Oncol*. 2021;60(11):1419–1424. doi: 10.1080/0284186X.2021.1979644.
- [92] Alfonso R, Andreo P, Capote R, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys*. 2008;35(11):5179–5186. doi: 10.1118/1.3005481.
- [93] Fernandez-Varea JM, Carrasco P, Panettieri V, Brualla L. Monte carlo based water/medium stopping-power ratios for various ICRP and ICRU tissues. *Phys Med Biol*. 2007;52(21):6475–6483. doi: 10.1088/0031-9155/52/21/009.

- [94] Rogers D, Faddegon Ba, Ding Gx, Ma Cm, We J, Mackie. Tr. Beam: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys.* 1995;22(5):503–524. doi: 10.1118/1.597552.
- [95] López-Sánchez M, Pérez-Fernández M, Fandiño JM, Teijeiro A, Luna-Vega V, Gómez-Fernández N, Gómez F, González-Castaño DM. An EGS Monte Carlo model for Varian TrueBEAM treatment units: Commissioning and experimental validation of source parameters. *Phys Med.* 2019 Aug;64:81-88. doi: 10.1016/j.ejmp.2019.06.017.
- [96] López-Sánchez M, Pérez-Fernández M, Pardo E, Fandiño JM, Teijeiro A, Gómez-Fernández N, Gómez F, González-Castaño DM. Small static radiosurgery field dosimetry with small volume ionization chambers. *Phys Med.* 2022 May; 97:66-72. doi: 10.1016/j.ejmp.2022.04.002. Epub 2022 Apr 13. PMID: 35429721.
- [97] Caprile P, Hartmann GH. Development and validation of a beam model applicable to small fields. *Phys Med Biol.* 2009;54(10):3257–3268. doi: 10.1088/0031-9155/54/10/020.
- [98] Kawrakow I, Mainegra-Hing E, Rogers D, Tessier F, Walters B. NRCC Report PIRS-701. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. National Research Council of Canada. 2023.
- [99] Wulff J, Zink K, Kawrakow I. Efficiency improvements for ion chamber calculations in high energy photon beams. *Med Phys.* 2008;35(4):1328–1336. doi: 10.1118/1.2874554.
- [100] Walters B, Kawrakow I, Rogers D. NRCC Report PIRS-794revB. DOSXYZnrc Users Manual. National Research Council of Canada. 2006.
- [101] Kawrakow I. NRCC Report PIRS-899. egspc: the EGSnrc C++ class library. National Research Council of Canada. 2005.
- [102] Rogers D, Walters B, Kawrakow I. NRCC Report PIRS-0509(A)revK. BEAMnrc Users Manual. National Research Council of Canada 2009.

- [103] Belosi MF, Rodriguez M, Fogliata A, et al. Monte carlo simulation of TrueBeam flattening-filter-free beams using varian phase-space files: Comparison with experimental data. *Med Phys.* 2014;41(5):051707. doi: 10.1118/1.4871041.
- [104] Rodriguez M, Sempau J, Fogliata A, Cozzi L, Sauerwein W, Brualla L. A geometrical model for the monte carlo simulation of the TrueBeam linac. *Phys Med Biol.* 2015;60(11):N219–N229. doi: 10.1088/0031-9155/60/11/N219.
- [105] Monte Carlo Data Package. High Energy Accelerator (Rev2). Varian Medical Systems
- [106] Khelashvili G, Chu J, Diaz A, Turian J. Dosimetric characteristics of the small diameter BrainLab™ cones used for stereotactic radiosurgery. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 2012;13(1):4–13.
- [107] Reggiori G, Stravato A, Mancosu P, et al. Small field characterization of a nanochamber prototype under flattening filter free photon beams. *Physica Medica-European Journal of Medical Physics.* 2018;49:139–146. doi: 10.1016/j.ejmp.2017.08.007.
- [108] Vieilleveigne L, Arnaud F. Dosimetric performance of the new PTW 31022 PinPoint 3D ionization chamber in high energy photon beams. *Biomedical Physics & Engineering Express.* 2018; 4 047002. doi:10.1088/2057-1976/aabeef
- [109] Pena J, Gonzalez-Castano DM, Gomez F, Sanchez-Doblado F, Hartmann GH. Automatic determination of primary electron beam parameters in monte carlo simulation. *Med Phys.* 2007;34(3):1076–1084. doi: 10.1118/1.2514155.
- [110] Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998;25(5):656–661. doi: 10.1118/1.598248.

- [111] Liu HH, Mackie TR, McCullough EC. Modeling photon output caused by backscattered radiation into the monitor chamber from collimator jaws using a monte carlo technique. *Med Phys.* 2000;27(4):737–744. doi: 10.1118/1.598936.
- [112] Feng Z, Yue H, Zhang Y, Wu H, Cheng J, Su X. Monte Carlo simulation of beam characteristics from small fields based on TrueBeam flattening-filter-free mode. *Radi. Oncol.* 2016:1–9.
- [113] O’Grady K. Monte Carlo modelling of the Varian TrueBeam linear accelerator, with chamber effects included in determination of the source parameters. *Medical Physics Unit McGill University*; 2016. M.Sc. Thesis.
- [114] Bruggmoser G, Saum R, Kranzer R. Determination of recombination and polarity correction factors, k_S and k_P , for small cylindrical ionization chambers PTW 31021 and PTW 31022 in pulsed filtered and unfiltered beams. *Z Med Phys.* 2018 Aug;28(3):247-253. doi: 10.1016/j.zemedi.2017.09.010. Epub 2018 Jan 12. PMID: 29336934.
- [115] ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. ICRU Report 50. Oxford, United Kingdom: Oxford University Press; 1993.
- [116] ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50). ICRU Report 62. Oxford, United Kingdom: Oxford University Press; 1999.
- [117] ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). ICRU Report 83. *J ICRU* 2010;10:1–106
- [118] ICRU. Prescribing recording and reporting of stereotactic treatments with small photon beams. Oxford University Press 2017;14 [ICRU Report 91: *J. ICRU* 2014].



En este trabajo se ha abordado el estudio de la respuesta de varias cámaras de ionización de pequeño volumen activo en el seno de un campo pequeño generado por un acelerador de la casa Varian Medical Systems. Se han obtenido los factores de corrección correspondientes al campo generado por un colimador cónico, para cada una de las cámaras. Esta tarea ha sido llevada a cabo por medio de la realización de medidas experimentales en haces producidos por aceleradores reales y, paralelamente, mediante la obtención de valores de dosis en haces simulados usando código Monte Carlo.

Para poder llevar a cabo la simulación de las dosis depositadas en las microcámaras, se ha desarrollado, mediante código de simulación EGS, un modelo de acelerador destinado a simular los haces de radiación producidos por las unidades reales.