Universidad de Granada Departamento de Física Aplicada



Tesis Doctoral

Influencia de la Contaminación de Electrones en la Dosimetría de Haces de Fotones de Uso Clínico

Antonio López Medina



Influencia de la Contaminación de Electrones en la Dosimetría de Haces de Fotones de Uso Clínico

TESIS DOCTORAL

por

Antonio López Medina

Departamento de Física Aplicada. Universidad de Granada

જીલ્સ

Directores: María del Carmen Carrión Pérez Diego Pablo Ruiz Padillo

ହ୍ୟ

Octubre 2005

Editor: Editorial de la Universidad de Granada Autor: Antonio López Medina D.L.: Gr. 1984- 2005 ISBN: 84-338-3655-2 D^a. María del Carmen Carrión Pérez, Doctora en Ciencias Físicas y Profesora titular del Departamento de Física Aplicada de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Granada, y

D. Diego Pablo Ruiz Padillo, Doctor en Ciencias Físicas y Profesor titular del Departamento de Física Aplicada de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Granada,

MANIFIESTAN:

Que la presente Memoria titulada «Influencia de la Contaminación de Electrones en la Dosimetría de Haces de Fotones de Uso Clínico», presentada por Antonio López Medina para optar al Grado de Doctor en Ciencias Físicas, ha sido realizada bajo nuestra dirección en la Facultad de Ciencias de la Universidad de Granada.

Con esta fecha autorizamos la presentación de la misma.

Granada, 28 de octubre de 2005

Fdo: María del Carmen Carrión Pérez

Fdo: Diego Pablo Ruiz Padillo

Memoria presentada por Antonio López Medina para optar al Grado de Doctor en Ciencias Físicas por la Universidad de Granada.

Fdo: Antonio López Medina

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría destacar que la realización de esta tesis no hubiera sido posible sin el arrojo y la valentía de mis Directores María del Carmen Carrión Pérez y Diego Pablo Ruiz Padillo, que no titubearon para abrir nuevos campos en su grupo de investigación y me permitieron desarrollar este trabajo con su apoyo y dedicación. Muestro mi más sincero agradecimiento hacia ellos.

Es difícil recordar ahora cómo comenzó a gestarse esta tesis, que se inició en 1998, cuando aún trabajaba en Granada y continuó de forma irregular en Córdoba y Vigo. Recuerdo a José Antonio Miñano Herrero y Rafael Guerrero Alcalde como compañeros de aventuras en nuestro acercamiento a la investigación desde el trabajo del hospital, sirviéndonos de acicate mutuo el avance de los trabajos de los otros.

Sin duda, estar en un equipo de trabajo donde siempre se han premiado las inquietudes manifestadas y asistir a las pequeñas revoluciones cotidianas de un hospital, ayudó enormemente a concebir este nuevo enfoque de la contaminación de electrones. En la creación de aquel ambiente de trabajo, no se puede olvidar la figura de Pablo Jiménez Cencerrado, que fue alma mater del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital do Meixoeiro. Por supuesto, el actual jefe de Servicio, Manuel Salgado Fernández ha sido pieza clave por permitirme el incremento de mi actividad investigadora en estos últimos años. La colaboración día a día con todo el Servicio de Radioterapia ha sido imprescindible durante todos estos años, donde destaca Víctor Muñoz Garzón como principal motor del Servicio y siempre dispuesto a abrir nuevos frentes y Luis Pérez Romasanta, ejemplo de cómo la fe en el trabajo bien hecho puede mejorar el tratamiento de cada paciente, sin olvidar nunca la actualización permanente como la mejor terapia contra la desidia. La adquisición de un nuevo acelerador lineal de electrones en el año 2003 por el Instituto Galego de Medicina Técnica, supuso la obligada actualización de los conocimientos de todos profesionales de nuestro Servicio. He de expresar mi agradecimiento a Julio Villar Barreiro, Director Gerente del Instituto Galego de Medicina Técnica durante todos estos años, y a Julio García Comesaña, Director de Centro del Hospital do Meixoeiro, por haber sabido potenciar siempre todas las políticas encaminadas a mejorar la calidad científica de los trabajos realizados y la formación de los profesionales, a la vez que saber exigir una alta calidad

clínica. De aquella época de exceso de trabajo, recuerdo las animadas discusiones científicas con Julio Vázquez Rodríguez, que fueron el origen de un artículo publicado un año y medio más tarde. No tengo palabras para agradecer a Antonio Teijeiro García y Manuel Hernández Herrera su colaboración en el diseño y la construcción del circuito magnético utilizado en esta tesis. La impagable ayuda prestada por Juan García Pérez de Schofield en la redacción correcta de los textos publicados en inglés, da muestras de su generosidad, que difícilmente puedo agradecer con una simple frase. No puedo olvidar agradecer a todos los compañeros de mi Servicio el apoyo mostrado y la colaboración en los trabajos científicos publicados. Gracias a todos, a Daniela Medal Francesch, a Francisco Javier Salvador Gómez, a Javier Torres Donaire, a Benito Andrade Álvarez y a todos los integrantes del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

Pocas veces se puede admirar a un compañero cercano. Aunque la vida nos haya alejado, nunca lo he dejado de sentir próximo. Hablo de José Antonio Terrón León, hombre cabal que igual sirve *pa un roto, que pa un descosío*. Yo siempre he recurrido a él cuando lo he necesitado y él siempre ha respondido, sin importarle perder una noche de sueño para responder un correo urgente, que siendo padre de tres hijos, bien sabe lo que es una noche sin dormir.

Cómo no agradecer a José Antonio Bullejos de la Higuera que me descubriera el fantástico mundo de la Física Médica y esa frase llena de ingenuidad, pero que ha mejorado la vida de tantos pacientes: *«Hay que leer los libros y luego, hacer lo que dicen»*.

Por supuesto que esta tesis ha necesitado de conocimientos científicos, de estudio, de medidas, de una tarea ardua de redacción, pero todo ello queda en nada sin el apoyo de toda mi familia, en el sentido más amplio. Empezando por Sara, que ha sido generosa con el tiempo que no le he dedicado y fue quien insistió en que no abandonase el trabajo comenzado. Mi hijo Daniel siempre ha respetado el ordenador dónde trabajo, aunque agraciadamente, nunca ha entendido que no le pudiera prestar toda mi atención cada minuto que estaba en casa, y con apenas tres meses y medio aprendió a dormir una noche seguida, lo que me ha permitido acabar esta tesis con buen estado de salud. Han sido mis padres los que siempre me han animado a llegar más lejos en mi desarrollo académico, laboral y personal. El apoyo de mis padres siempre ha sido multiplicado por cada uno de los cinco hermanos, con lo cual es mucho

más meritorio. Por último, no puedo olvidarme de mi abuelo Antonio, que con su ejemplo me ha enseñado cómo siempre es posible reinventarse a sí mismo, sin pensar que es tarde para empezar una nueva empresa.

A Sara y Daniel

ÍNDICE

I.1 Precisión en radioterapia e influencia dosimétrica de la contaminación de electrones	3
I.3 Objetivos y sinopsis de esta tesis	12
Capítulo II. Descripción del dispositivo experimental	15
II.1 Introducción	17
II.2 Descripción del acelerador lineal de electrones primus	18
II.2.1 Producción del haz	19
II.2.2 Cañón de electrones	20
II.2.3 Guía aceleradora	21
II.2.4 Producción de la microonda	24
II.2.5 Cabezal del acelerador lineal de electrones	26
II.3 Descripción del desviador magnético	32
II.3.1 Diseño del desviador magnético	32
II.3.2 Propiedades de la aleación NdFeB	33
II.3.3 Simulación 2D del campo magnético	34
II.3.4 Medidas del campo magnético	36
II.3.5 Desviación de electrones en el campo magnético	36
II.3.6 Dispositivo experimental para obtener un haz de fotones	s puro
	38
Capítulo III. Comparación entre TG-51 y TRS-398: efect la contaminación de electrones en la especificación de la calidad de baces de fetenes	o de 41

III.1 Introducción	43
III.2 Introducción a TRS-398	40
III.2.1 Formalismo basado en $N_{D,w}$	40
III.2.2 Implementación	50
III.2.3 Código de práctica de medida para haces de fotones de alta	
energía	6
III.2.4 Expresión y estimación de incertidumbres	6

III.3 Introducción a TG-51	72
III.3.1 Formalismo general	73
III.3.2 Obtención de un factor de calibración de dosis absorbida	en
agua	76
III.3.3 Maniquíes de medida	77
III.3.4 Medida de la carga	77
III.3.5 Especificación de la calidad del haz	81
III.3.6 Dosimetría en haces de fotones	84
III.3.7 Uso de otras cámaras de ionización	85
III.4 Material y métodos	86
III.4.1 Uso del desviador magnético	86
III.4.2 Especificación de la calidad del haz	87
III.5 Resultados	90
III.5.1 Contaminación de electrones	90
III.5.2 Índices de calidad y cocientes de poderes de frenado (S_{w} ,	_{air}) 93
III.5.3 Factor de corrección por la calidad del haz (k_Q)	96
III.6 Discusión	98
III.7 Conclusiones	100
Capítulo IV. Medidas de contaminación de electrones en haces de fotones: comparación de diferentes detectores	_ 101
IV.1 Introducción	_ 103
IV.2 Material y métodos	104
IV.2.1 Medidas de rendimientos en profundidad	104
IV.2.2 Detectores	105
IV.2.3 Dependencia energética	106
IV.2.4 Uso del desviador magnético	106
IV.3 Resultados	108

IV.2.2 Detectores	105
IV.2.3 Dependencia energética	106
IV.2.4 Uso del desviador magnético	106
IV.3 Resultados	108
IV.3.1 Dependencia energética	108
IV.3.2 Incertidumbres asociadas a cada detector	109
IV.3.3 Contaminación de electrones	110
IV.4 Discusión	114
IV.5 Conclusiones	115

Capítulo V. Medida de la contaminación de electrones en el acelerador lineal de electrones *SL*–75/5 y comparación con un sistema de planificación ______117

V.1 Introducción	119
V.2 Material y métodos	121
V.2.1 Método analítico de comparación a dos profundidades	122
V.2.2 Medidas directas con desviador magnético	123
V.2.3 Parámetros para evaluar la bondad de los modelos	124
V.3 Resultados	125
V.3.1 Variación de los rendimientos en profundidad con la dist	tancia
Fuente – Superficie	125
V.3.2 Medida de la contaminación de electrones	127
V.3.3 Comparación de las medidas con el modelo de rendimien	nto y
el cálculo realizado por el planificador	128
V.4 Conclusiones	133

Capítulo VI. Caracterización de la contaminación de electrones en haces de fotones de megavoltaje de uso clínico 135

/I.1 Introducción	
VI.1.1 Medida directa de la contaminación de electrones	
VI.1.2 Cálculo de la contaminación de electrones por mét	odos
analíticos	
VI.2 Material y métodos	
VI.2.1 Medidas realizadas	
VI.2.2 Obtención de un haz puro de fotones	
VI.2.3 Modelado de los datos	
VI.3 Resultados	
VI.3.1 Ajuste de rendimientos en profundidad de haces pu	iros de
fotones	
VI.3.2 Ajuste en dos pasos	
VI.3.3 Medida de la contaminación de electrones	
/I.4 Discusión	
VI.4.1 Ajuste de rendimientos en profundidad	
VI.4.2 Contaminación de electrones	
VI / 3 Variación de la contaminación de electrones con la	dista
v 1.4.5 v anación de la contaminación de electrones con la	
Fuente - Superficie	

Capítulo VII. Conclusiones	165
VII.1 Conclusiones generales	167
VII.2 Conclusiones específicas	169
VII.3 Futuras líneas de investigación	175
Glosario	177
Bibliografía	193

CAPÍTULO I INTRODUCCIÓN

Capítulo I

Introducción

I.1 PRECISIÓN EN RADIOTERAPIA E INFLUENCIA DOSIMÉTRICA DE LA CONTAMINACIÓN DE ELECTRONES

En los comienzos de la radioterapia, el concepto dosis se utilizaba en un sentido farmacológico que indicaba la cantidad de radiación impartida más que su impacto físico en la materia irradiada. En la actualidad, la dosis absorbida se define estrictamente como la energía media impartida (por la radiación ionizante) por unidad de masa. La dosis se ha convertido en la magnitud física fundamental que relaciona un tratamiento radioterápico con sus efectos biológicos (probabilidad de control tumoral y de complicaciones en tejido sano).

Cuando los haces de fotones de alta energía comenzaron a utilizarse en la clínica en los años cincuenta se desarrollaron métodos semiempíricos para el cálculo dosimétrico. Estos métodos de cálculo ofrecen una precisión suficiente para determinados posicionamientos del paciente, pero limitan las disposiciones posibles para el tratamiento. Adicionalmente, antes de la popularización de la tomografía computarizada en los años setenta, la principal fuente de incertidumbre provenía de la escasa información relevante del paciente. Al incrementarse la información radiológica del paciente, los algoritmos de cálculo han necesitado refinarse para considerar las heterogeneidades de los tejidos para cada elemento de volumen e incorporar modelos físicos de las interacciones de la radiación con la materia. Más recientemente, la incorporación al ámbito sanitario de nuevas modalidades de imagen que añaden información funcional de la región explorada, especialmente la resonancia magnética nuclear y la tomografía por emisión de positrones, ha incrementado la posibilidad de delimitar con mayor precisión el tejido tumoral y los órganos adyacentes. Esta mejor definición del volumen blanco^{*} permite explorar los grados de libertad en la administración de un tratamiento con el objetivo de aumentar la dosis en

^{*} Volumen blanco: volumen de tejido que se desea tratar a la dosis prescrita con las tolerancias establecidas.

el tejido tumoral y reducirla en el tejido sano e incluso modular la dosis en el interior del volumen blanco. Esta reducción del volumen blanco permite un aumento de dosis que, a su vez, requiere un aumento de precisión⁴.

Los fotones producidos en el cabezal del acelerador lineal de electrones producen una cascada de interacciones en el propio cabezal, en el aire y en el paciente. El haz primario se dispersa y a efectos de cálculo suele separarse en **dosis primaria**, debida a la energía depositada por el haz primario de fotones que no ha interaccionado previamente, **dosis dispersada en el paciente**, debida a la interacción del haz primario con el paciente pero cuya energía no es absorbida localmente, **dosis dispersa proveniente del cabezal**, que se corresponde con los fotones producidos al interaccionar la radiación primaria con los elementos del cabezal y **contaminación de partículas cargadas**, básicamente electrones y positrones producidos en el cabezal de radiación y en la columna de aire entre el cabezal y la superficie del paciente. La cantidad de contaminación debida a las partículas cargadas es muy sensible a la presencia de material dispersor. Por simplificación, esta contaminación de partículas cargadas se referirá en adelante como contaminación de electrones.

La contaminación de electrones requiere ser estudiada en profundidad por diversos motivos. En la actualidad, no existe un modelo que proporcione la distribución de dosis debida a la contaminación de electrones con la precisión suficiente para todas las disposiciones habituales de tratamiento implementado en los sistemas de planificación. Este hecho se debe parcialmente a la escasez de datos empíricos de este fenómeno y a la variabilidad de su importancia con el diseño del acelerador de electrones, especialmente de su cabezal. Adicionalmente, reducir la dosis en piel puede ser un efecto deseado en un gran número de tratamientos radioterápicos, por lo que el uso de un dispositivo magnético⁶⁵ capaz de eliminar la contaminación de electrones puede ser de utilidad clínica. Por último, la contaminación de electrones puede tener influencia en la determinación de la calidad del haz, parámetro necesario para calcular la dosis absorbida a partir de las medidas ionométricas realizadas con una cámara de ionización.

Los métodos semiempíricos permiten una precisión suficiente sólo para algunas disposiciones del tratamiento, limitando las posibilidades de conseguir un tratamiento óptimo, sin embargo, la cantidad de procesos involucrados hace que no existan modelos analíticos que permitan el cálculo de la dosis con la precisión requerida en todas las disposiciones posibles. Los métodos de Monte Carlo^{38,39,42,80} reproducen las interacciones básicas de los fotones con la materia^{2,24,43,49}. No obstante, la potencia de cálculo de los ordenadores actuales no permite su uso para el cálculo dosimétrico de los tratamientos rutinarios. Por ello se ha desarrollado una familia de algoritmos de cálculo semianalíticos^{1,2,4,5,49,58,80} basados en núcleos de deposición de la energía en un medio. Estos algoritmos realizan cálculos independientes: cálculo de unidades monitor^{37,119} dos distribución relativa de dosis. Para el cálculo de la distribución relativa de dosis utilizan un núcleo de deposición de energía para la dosis debida a fotones y un modelo simplificado de la contaminación de electrones. Si el núcleo de deposición de la energía se considera invariante en el espacio, se trata de un algoritmo de convolución^{1,4,5,85,90}, mientras que si varía con la posición se trata de un algoritmo de superposición^{4,31,30,58,85}, lo que conlleva un mayor tiempo de cálculo. Ambos algoritmos consideran la contaminación de electrones como un elemento adicional calculado de forma independiente.

La contaminación de electrones contribuye significativamente a la dosis antes de alcanzarse el equilibrio electrónico. Las principales fuentes de electrones contaminantes son: el filtro aplanador, la cuña, la bandeja y en general cualquier dispositivo interpuesto entre el blanco y la salida de los colimadores (cámaras monitoras de radiación, espejo, caras internas de los colimadores,...) y el aire. A altas energías, predomina el efecto de los primeros sobre el aire, mientras que a bajas energías, los electrones generados en aire proporcionan una mayor dosis en superficie^{18,72}. La distribución lateral de contaminación de electrones puede modelarse como una gaussiana^{86,87}, mientras que su dependencia con la profundidad se puede aproximar a una exponencial^{18,72,109,125}. Los parámetros obtenidos de la combinación de ambos modelos pueden utilizarse para definir un núcleo lineal de convolución⁵ (*pencil beam*) para su uso en un sistema de planificación de pacientes. No obstante y pese a que se ha estudiado la influencia^{72,109} de los distintos modificadores del haz, a día de hoy no existe un modelo general para la contaminación de electrones que sea capaz de resolver con la precisión adecuada todas las situaciones habituales en el tratamiento de pacientes. Así, las discrepancias más evidentes entre los sistemas de planificación y las medidas están causadas por la contaminación electrónica³⁴. La variación de la contaminación de electrones en un haz de fotones de uso clínico resulta difícil de calcular de forma precisa¹⁷ para todas las opciones de tratamiento^{35,66,91,115,119}. Los últimos formalismos³⁷ en el cálculo de las unidades monitor, consideran medidas de diversos parámetros^{44,51,78,89,120,121} que caracterizan el haz de radiación a profundidades mayores del alcance de los electrones secundarios, lo que reduce la incertidumbre más allá de dicho alcance. Las incertidumbres asociadas a la medida de dosis pueden suponer discrepancias de más de un 2%^{78,95,109} para regiones menos profundas que el alcance de los electrones en el medio.

Adicionalmente, se está intentando reducir la incertidumbre en todos los parámetros¹¹⁶ que intervienen en el cálculo dosimétrico y en el tratamiento del paciente. Además de la mejora en los sistemas de cálculo, se están implantando protocolos de calibración de dosis absoluta basados en factores de calibración medidos en agua³³, por ello se han desarrollado dos protocolos reconocidos internacionalmente: el protocolo TG-51⁶, de la American Association of Physicist in Medicine (AAPM), y el Código Internacional de Prácticas para la Dosimetría de Haces de Radioterapia¹³ (TRS-398), desarrollado por la Organización Internacional de la Energía Atómica (OIEA). Las diversas definiciones de calidad del haz^{26,61,63,117} pueden implicar, dependiendo del parámetro elegido, una mayor o menor relevancia de la contaminación de electrones en el cálculo de la dosis absoluta^{6,13,88} medida a la profundidad de referencia. Este hecho, puede ser especialmente importante si se comparan^{54,62,75} medidas de dosis absoluta de acuerdo con el protocolo $TG-51^6$ con las realizadas según el TRS-398¹³. No obstante, los protocolos de dosimetría^{6,7,13,14,50} establecen que los haces de fotones deben ser calibrados a profundidades mayores que el alcance de la contaminación de la partículas cargadas.

La precisión necesaria de un tratamiento radioterápico debe considerar la variación en la reacción radiobiológica de las células sanas y tumorales y la evidencia clínica de este comportamiento. Adicionalmente, parece conveniente establecer criterios generales que no impliquen considerar la variedad de sensibilidades posibles de cada célula. Así se considera que una precisión del 3% (una desviación estándar: 1 σ) puede ser suficiente para conseguir un control adecuado del tratamiento, ya que diferencias mayores del 10% en la dosis absorbida tienen relevancia clínica cuando se considera el control tumoral e incluso del 7% cuando se consideran complicaciones en tejidos sanos. Manteniendo la incertidumbre en el 3% se puede conseguir que la transferencia de datos entre centros para la dosis en el punto de prescripción no supere el 7%. No obstante, este requerimiento impuesto por la clínica no implica que siempre se pueda cumplir y se deben considerar las distintas fuentes de incertidumbre para reducir su influencia. A efectos prácticos se pueden distinguir cuatro fuentes de incertidumbre¹¹⁹ (1 σ):

- 1) **Calibración con un patrón secundario**. Para haces de fotones de alta energía la incertidumbre asociada a esta calibración utilizando un protocolo de calibración en agua^{6,13} tiene una incertidumbre asociada de 1.5%. Los protocolos anteriores^{14,101} basados en calibración en aire tenían una incertidumbre asociada de 2.5%. El hecho de utilizar el protocolo TG–51⁶ ó el TRS–398¹³ puede producir una disparidad en los resultados siempre inferior a 0.4%, si bien según el método elegido para medir la calidad del haz utilizando el TG–51⁶ pueden producirse disparidades similares debidas al efecto de la contaminación de electrones⁷⁵.
- 2) Medidas de distribución relativa de dosis. Las incertidumbres asociadas a estas medidas (rendimientos en profundidad, perfiles, factores de tamaño de campo,...) dependen del instrumental de medida y de la variabilidad de la máquina de tratamiento. No obstante, se puede considerar una incertidumbre^{48,74,77,114,119} asociada de 1.5% debida a estas medidas.
- 3) Incertidumbres asociadas a los sistemas de planificación. De forma general, en zonas de bajo gradiente y alta dosis, pueden introducir una incertidumbre^{76,119} inferior al 2%. No obstante, en casos complejos (campos asimétricos con cuña, zona anterior al alcance de los electrones contaminantes con uso de modificadores del haz) pueden introducir una incertidumbre de 4%.
- 4) **Tratamiento**. Durante el tratamiento se producen incertidumbres debidas básicamente a la inestabilidad de la unidad de tratamiento y a errores en el posicionamiento del paciente. Si se considera exclusivamente la inestabilidad de la unidad de tratamiento^{27,119}, se puede asignar una incertidumbre de 1.0%. Para reducir la incertidumbre en el posicionamiento del paciente se deben establecer con precisión el movimiento de los órganos y el volumen blanco en cada institución, con objeto de contornear los márgenes apropiados a los volúmenes de tratamiento, utilizar los sistemas de inmovilización siempre que sea posible y utilizar sistemas para la verificación del correcto posicionamiento del paciente.

Considerando estas cuatro fuentes, la incertidumbre asociada a un tratamiento radioterápico en el punto de prescripción es 3.1%, si bien en

algunos casos especiales, puede llegar a 4.6%. Se puede observar que reduciendo la incertidumbre en los sistemas de planificación en los casos más complejos, se puede llegar a conseguir la incertidumbre requerida para los tratamientos radioterápicos. Conseguir que los tratamientos de radioterapia alcancen esta precisión^{27,48,69}, requiere gran parte del trabajo del radiofísico hospitalario, que no obstante, abarca otras muchas áreas de la medicina: protección radiológica, medicina nuclear^{68,70}, radiodiagnóstico⁷¹ o el tratamiento de imágenes neurológicas^{16,67}.

I.2 MEDIDA DE LA CONTAMINACIÓN DE ELECTRONES

La contaminación de electrones ha sido investigada por varios autores a lo largo de los años. Numerosos experimentos^{20,21,64,87,96,100} se realizaron en las décadas 70 y 80 y determinaron que el desplazamiento de la profundidad del máximo²⁰ de dosis hacia la superficie al aumentar el tamaño de campo se debía a dicha contaminación. A partir de entonces, las principales formas de abordar el problema se han basado en a) el uso de campos magnéticos^{20,21,64,72,74,75,76,77,109} para desviar los electrones y / o la sustitución del aire por helio^{72,86,109}, b) modelos obtenidos a partir de medidas para diversos tamaños de campo^{18,52,81,125} y c) aproximaciones teóricas a partir de simulaciones de Monte Carlo^{29,32,39,82,93,123}. A partir de estas últimas se ha determinado que para un haz sin modificadores de alta energía y a las distancias usuales de tratamiento, la principal fuente de electrones^{39,93} contaminantes es el filtro aplanador situado tras el blanco. Para mayores distancias y energías menores, la masa de aire entre el cabezal del acelerador lineal de electrones y el medio de medida se convierte en otra fuente importante. En caso de tratarse de un haz modificado por el uso de cuña¹²⁴ y / o bandeja para la sujeción de bloques, la principal fuente de electrones de electrones es el modificador más próximo al medio de medida.

El método elegido para la medida de la contaminación de electrones ha sido conseguir un haz puro de fotones y comparar con medidas en diferentes configuraciones. Para obtener un campo puro de fotones se ha hecho uso de un intenso campo mágnético (0.2 T en el centro del mismo) capaz de desviar las partículas cargadas generadas en el cabezal de radiación situado tras los colimadores del acelerador lineal de electrones y se ha sustituido por helio la columna de aire entre el medio de medida y el desviador magnético.

En esta tesis se estudia la influencia dosimétrica de la contaminación de electrones en los siguientes aspectos: a) en la determinación de calidad del haz y su correspondiente influencia en la dosis de referencia en el punto de calibración⁷⁵, b) en la variación de la medida en la superficie debida al instrumento utilizado^{74,77}, c) en la distribución relativa de dosis con el tamaño de campo, la distancia fuente–superficie y modificadores del haz⁷², y d) su comparación con un sistema de planificación⁷⁶. Para ello se han llevado a cabo las siguientes medidas:

a) Medidas para determinar la calidad del haz según los protocolos TG-51⁶ y TRS-398¹³. Estas medidas⁷⁵ se han

realizado para todos los haces de fotones de uso clínico disponibles en el Hospital do Meixoeiro (*Primus* de *Siemens*: 6 y 18 MV, *SL*–75/5 de *Elekta*: 6 MV, *SL*–18 de *Elekta*: 6 y 15 MV), incluyendo medidas directas con uso del campo magnético en el caso del TG–51⁶.

- b) Rendimientos en profundidad (PDD: *Percentage Depth Dose*) en el acelerador lineal de electrones *Primus (Siemens)* con diversos detectores^{74,77}: cámaras de ionización tipo dedal de 0.6 cm³ y 0.1 cm³, cámara plano paralela y diodos tipo p para electrones y fotones asociados a un analizador tridimensional de haces. Estas medidas se han realizado para determinar el mejor detector a utilizar en las medidas posteriores y para valorar la influencia del detector elegido en las medidas de contaminación de electrones. Lo más conveniente se ha determinado que es el uso de diodos¹¹⁰ tipo p y de cámaras de ionización de 0.6 cm³, si bien se ha comparado con las medidas de las demás cámaras de ionización.
- c) Rendimientos en profundidad variando diversos parámetros en la medida⁷²: distancia fuente-superficie (SSD: Source -Surface Distance), tamaño de campo, modificadores del haz (bandeja, bloques). A partir de estas medidas, se ha realizado un modelo de la variación de la contaminación de electrones para haces de fotones. Dichas medidas se han realizado variando la distancia fuente-superficie y para su comparación se ha considerado la variación con el inverso del cuadrado de la distancia y debida a la radiación dispers a^{28} . Las medidas cubren los tamaños de relevancia en el uso clínico y los diversos modificadores del haz. Para comparar las medidas se midió en un haz limpio de contaminación de electrones utilizando el desviador magnético y sustituyendo el aire entre los imanes y la superficie de medida por helio. Así se ha medido la contaminación de electrones debida al aire, debida al cabezal y debida a modificadores del haz (bandeja con o sin bloque).
- d) Rendimientos⁷⁶ en profundidad con y sin imán y medidas adicionales necesarias para el uso clínico del sistema de planificación *Xio* basado en convolución y superposición^{83,84}.

Introducción

Se ha comparado la contaminación de electrones del haz de radiación modelado para 6 MV del acelerador SL-75/5 con la medida.

I.3 OBJETIVOS Y SINOPSIS DE ESTA TESIS

Dado el estado actual del tema y la falta de un estudio concluyente sobre la contaminación de electrones en haces de fotones de uso clínico, los objetivos que se persiguen en esta tesis en el campo de la dosimetría son los siguientes:

- 1. Elaboración de un procedimiento para la medida de la contaminación de electrones en haces de fotones.
- 2. Desarrollo de un modelo de la variación de la contaminación de electrones para haces de fotones de 6 y 18 MV del acelerador lineal de electrones *Primus*.
- 3. Esclarecer la influencia del indicador de la calidad de un haz para determinar dosis absoluta y las incertidumbres asociadas a cada indicador.
- 4. Determinar la incertidumbre en el sistema de cálculo dosimétrico *Xio* en la región anterior al alcance de los electrones contaminantes.
- 5. Diseño de un desviador magnético que permita reducir la dosis superficial en aquellos casos que así lo requiera la disposición del volumen blanco, lo que puede conducir a una reducción de la toxicidad de la radioterapia en algunos casos.

La tesis se ha estructurado en siete capítulos. Tras este primer capítulo de introdución y revisión bibliográfica, en el **capítulo II** se describen las partes básicas del acelerador lineal de electrones *Primus*, donde se han realizado la mayor parte de las medidas, y el diseño y fabricación del desviador magnético empleado en gran parte de las medidas. Esta última parte puede ser de especial utilidad si se desea diseñar un modificador del haz destinado a reducir la dosis superficial, causa de gran parte de la toxicidad de los tratamientos radioterápicos.

En el **capítulo III** se realiza una comparación de los protocolos más extendidos de dosimetría: $TG-51^6$ y $TRS-398^{13}$, y se aportan importantes aclaraciones al estudio de la influencia de la contaminación de electrones en el uso del protocolo $TG-51^6$ que ha sido objeto de un amplio debate^{10,11,97} de la comunidad científica internacional. Las medidas⁷⁵ se realizaron en los cinco haces de fotones disponibles en el Hospital do

Introducción

Meixoeiro y se hicieron considerando todas las posibilidades que describe cada protocolo. Para haces de energía superior a 10 MV, se consideraron las tres posibilidades descritas por el protocolo $TG-51^6$: a) posicionar un filtro de plomo a 50 cm de la superficie de medida, b) a 30 cm de la superficie de medida y c) realizar la medida sin filtro, además de la medida directa del indicador de calidad del haz haciendo uso del desviador magnético. Respecto a la medida del indicador de calidad del haz del protocolo TRS-398¹³ también se realizó de las dos formas recomendadas.

En el **capítulo IV** se presentan los resultados obtenidos con cinco detectores^{74,77} para la determinación de la contaminación de electrones: cámaras de ionización cilíndricas de 0.5 cm^3 y 0.1 cm^3 , cámara planoparalela, diodo de fotones y diodo de electrones. Todas las medidas se realizaron en el acelerador lineal *Primus* para dos haces de fotones de 6 y 18 MV.

En el **capítulo V** se estudia la contaminación de electrones⁷⁶ medida en el acelerador lineal *SL*–75/5 para un haz de fotones de 6 MV para distancias fuente–superficie de 90 y 100 cm y se compara con la modelada con el sistema de planificación *Xio*. Para valorar las diferencias con el planificador hace uso de los siguientes parámetros: diferencia en el máximo, desviación media, límite de confianza y límite de confianza tras el alcance de los electrones contaminantes.

En el **capítulo VI** se describe la contaminación de electrones⁷² medida en el acelerador lineal *Primus* para dos haces de fotones de 6 y 18 MV. Las medidas se realizaron con un diodo tipo p diseñado para medidas en haces de electrones. Se contemplan una gran cantidad de medidas que incluyen una gran variedad de tamaños de campo, distancia fuente–superficie, y uso de bandeja con o sin bloque. Para obtener el haz puro de fotones se hace uso de un desviador magnético y se sustituye el aire entre el desviador y la superficie de medida por helio. Se comparan las medidas con modelos propuestos^{18,125} anteriormente y se determinan los límites de aplicación de dichos modelos obtenidos a partir de medidas en campos pequeños pero sin ningún tipo de filtro para la contaminación de electrones.

Finalmente en el **capítulo VII** se presentan las conclusiones obtenidas, así como las futuras líneas de trabajo que permitan completar este estudio y esclarecer la influencia clínica que tiene la contaminación de electrones en la práctica clínica diaria y su influencia en los actuales sistemas de planificación.

Capítulo I

CAPÍTULO II

DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO EXPERIMENTAL

Capítulo II

II.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se describe el acelerador lineal de electrones *Primus (Siemens)* y el desviador magnético especialmente diseñado para medir la contaminación de electrones, por ser los dos aspectos experimentales más destacados de esta tesis. No obstante, en los capítulos III, IV, V y VI se tratarán de forma pormenorizada los detalles experimentales correspondientes a cada serie de medidas. Las medidas se han realizado en tres aceleradores de electrones diferentes, si bien, la mayoría de ellas han tenido lugar en el acelerador lineal *Primus*. Dadas las similitudes entre los tres aceleradores, sólo se ha realizado la descripción exhaustiva del acelerador *Primus*.

El objetivo de este capítulo es describir las posibles fuentes de contaminación de electrones presentes en el cabezal del acelerador lineal y los métodos empíricos utilizados para eliminar esta contaminación.

Este capítulo se estructura en dos apartados independientes y esta introducción. El primero (§II.2) de ellos está dedicado exclusivamente a la descripción del acelerador lineal *Primus* y la producción de haces de alta energía, poniendo especial énfasis en la descripción de los elementos que componen el cabezal del acelerador, por encontrarse en él las principales fuentes de contaminación de electrones. El siguiente apartado (§II.3) describe el diseño del desviador magnético, el campo magnético en la zona del entrehierro y la disposición del desviador magnético para eliminar la contaminación de electrones.

II.2 DESCRIPCIÓN DEL ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES *PRIMUS*

En el Hospital do Meixoeiro, existen tres aceleradores lineales de electrones instalados en la actualidad: *Primus (Siemens), SL-18 (Elekta)* y *SL-75/5 (Elekta)*. El acelerador *Primus* (figura II.1) fue instalado en 2002 y en él se han realizado gran parte de las medidas de esta tesis.



Figura II.1. Acelerador lineal Primus en su etapa de montaje en el Hospital do Meixoeiro.

El acelerador lineal *Primus* presenta un diseño compacto y está preparado para administrar la mayoría de los tratamientos actuales de teleterapia. Los principales bloques del acelerador son: la estructura estacionaria donde se encuentra la mayor parte de la electrónica del equipo (fuentes de alta tensión, controladores,...) y el *klystron* (amplificador de microondas) y la estructura giratoria, llamada *gantry*. El *gantry* permite el giro y en él se encuentran el cañón de electrones, la guía aceleradora, el discriminador magnético, el cabezal y el sistema de imagen portal (opuesto al cabezal y solidario con el *gantry*). En el cabezal están el blanco, el filtro homogenizador, el sistema de colimación, las cámaras monitoras de radiación y las ranuras externas del cabezal para introducir los posibles modificadores del haz.

Descripción del dispositivo experimental

El modelo instalado en el Hospital do Meixoeiro dispone de un sistema de colimación multilámina, dos haces de fotones (6 y 18 MV) y 6 de electrones (6, 9, 12, 15, 18 y 21 MeV). El hecho de disponer de haces de alta energía⁵⁷ (mayores de 15 MeV), hace necesario el uso de un *klystron* como amplificador de microondas. Otras características especiales³⁶ de este equipo son disponer de cuñas virtuales, una mesa de tratamiento de gran precisión con un tablero de fibra de carbono y su integración en una red de datos (*Lantis*).



Figura II.2. Esquema de producción de fotones en un acelerador lineal de electrones.

II.2.1 Producción del haz

El objetivo de un acelerador de electrones es producir haces de fotones o de electrones de alta energía (figura II.2). Para ello se inyectan electrones en una guía aceleradora. Los electrones incrementan su energía a partir de una señal de microonda que alimenta la guía aceleradora. Al final de la guía se encuentra un discriminador magnético de energías que selecciona los electrones con la energía requerida. Si se desea utilizar directamente el haz de electrones, se harán impactar sobre elementos dispersores de bajo número atómico que proporcionen un haz extenso, pero prácticamente monoenergético, o bien sobre un blanco de alto número atómico, para producir un haz de fotones con una distribución espectral compleja por radiación de frenado. La cantidad de radiación es cuantificada a la salida del haz en el cabezal por dos cámaras de ionización.
II.2.2 Cañón de electrones

El cañon de electrones³⁶ proporciona los electrones que serán acelerados en la guía aceleradora. Consiste en un triodo (figura II.3) en el que el cátodo se encuentra a alta temperatura y separado del ánodo por una rejilla. El ánodo tiene un orificio en el centro por donde los electrones son introducidos en la guía aceleradora.

La rejilla funciona como una válvula, cuando su voltaje es negativo respecto al cátodo, retiene los electrones, mientras que cuando cambia de polaridad, los acelera hacia el ánodo. Así se consiguen emitir pulsos de electrones hacia la guía aceleradora (figura II.4).





El cátodo³⁶ está compuesto por tungsteno poroso dopado con óxido de bario. Se calienta indirectamente por un filamento hasta alcanzar unos 1000 °C para facilitar la emisión por efecto termoiónico.

El ánodo se encuentra a la entrada de la guía aceleradora, donde los electrones alcanzan la energía requerida.

La cantidad de electrones y su velocidad son controladas por el inyector E (figura II.4). La velocidad con que los electrones se introducen en la guía aceleradora depende de la diferencia de tensión entre el cátodo y el ánodo (controlada por el inyector E y establecida normalmente a 12.5 kV). La cantidad de electrones depende del tamaño del pulso de la rejilla (controlada por el inyector I).

La corriente del flujo de electrones es aproximadamente 1 A para haces de baja energía y 0.15 A para el haz de 18 MV. Esta diferencia tan acusada se debe a que la eficiencia de producción de fotones en el blanco es mayor para alta energía que para baja.

Los electrones no son acelerados permanentemente, sino durante breves períodos de tiempo. La duración de cada pulso es constante y de unos 3 μ s. Los pulsos se producen a una frecuencia PRF (acrónimo de *pulse repetition frequency*). Cuanto mayor es la PRF, mayor es la cantidad de pulsos producidos y por tanto, mayor es la tasa de dosis. Para regular la tasa de dosis, las medidas de la cámara realimentan el sistema y varían la PRF para mantener la tasa constante.



Figura II.4. Esquema de la inyección de electrones.

II.2.3 Guía aceleradora

Para uso clínico, se hace uso de haces fotones y electrones de hasta 50 MeV, si bien no es posible obtener electrones de esta energía por medio de una diferencia de potencial.

La solución habitual⁵⁷ es la aceleración del haz de electrones en la guía aceleradora por un campo eléctrico alterno de alta frecuencia. En cada cavidad, cada electrón gana cierta energía, ΔE , durante la parte negativa del pulso. Este proceso se repite en cada cavidad resonante, ganando ΔE_i en la *i*-ésima cavidad. Así, para n cavidades resonantes:

Capítulo II

$$E = \Delta E_1 + \Delta E_2 + \ldots + \Delta E_n. \tag{II.1}$$

La guía aceleradora se encuentra en el *gantry* entre dos espirales que focalizan magnéticamente los electrones y gira solidariamente con él.

En cada cavidad, el electrón interactúa con el campo electromagnético, mientras que en el espacio entre dos cavidades, el campo electromagnético generado por la microonda es nulo. Mientras (figura II.5) el electrón 1 atraviesa una cavidad, la fase de la onda en la siguiente cavidad tiene tiempo para invertirse, de forma que cuando la vaya a atravesar el electrón 1 vuelva a ser acelerado en esta siguiente cavidad. En cambio, el electrón 2 que se encuentra entre dos cavidades no es acelerado.

Las velocidades alcanzadas por estos electrones son relativistas y muy cercanas a la velocidad de la luz. Por tanto, después de las primeras cavidades, aunque el electrón gane energía, no aumenta de forma apreciable su velocidad, por lo que las cavidades pueden ser del mismo tamaño.



Figura II.5. Esquema del tránsito de los electrones por la guía aceleradora. El electrón 1 es acelerado en la primera cavidad resonante, mientras el electrón 2 atraviesa el espacio entre dos cavidades sin variar su energía cinética.

Tabla II.I. Relación entre energías, cociente de la masa del electrón y la masa en reposo, y cociente entre la velocidad del electrón y de la luz en el vacío.

E (MeV)	m/m_0	v/c
1,0	3,0	0,941
4,0	8,8	0,9935
6,0	12,7	0,99691
10,0	20,5	0,99881
15,0	30,3	0,99946
21,0	42,0	0,99972

Descripción del dispositivo experimental

Un electrón que entra en la cavidad resonante cuando la fase de la microonda le es favorable, es acelerado. Una onda estacionaria, puede inyectarse a la guía aceleradora en cualquier parte de la misma y se reflejará en ambos extremos ($E_f y E_r$).

Existe una frecuencia de resonancia que permite que en cada nodo E(t) = 0, y cuyos máximos son:

$$E_m = E_f + E_r ; (II.2)$$

Conforme la onda se refleja en cada extremo con bajas pérdidas, se puede considerar $E_r \approx E_f$ y $E_m \approx 2 E_f$. Las guías aceleradoras con onda estacionaria son más eficientes y cortas que las de onda progresiva.

Las cavidades de acoplamiento entre las cavidades resonantes aseguran que la microonda se transmite de una cavidad a las siguientes. Debido a aquellas cavidades, el campo es opuesto en dos cavidades resonantes adyacentes. En la guía aceleradora se establece una onda estacionaria (figura II.6).

Los electrones se van agrupando más en la guía aceleradora. Dicho agrupamiento se produce en las dos primeras cavidades aceleradoras y en la mitad de la tercera. En la primera cavidad, la mitad de los electrones encontrarán dicha cavidad en fase favorable para el avance, y la otra mitad serán desechados (saldrán de la guía aceleradora). Los electrones que avancen dentro de la guía aceleradora, serán acelerados según la fase que encuentren dentro de la primera mitad de la primera cavidad, algunos más, otros menos. Por consiguiente, los menos acelerados, también se perderán y los que avancen se irán agrupando cada vez más y de forma síncrona con los máximos del campo eléctrico (figura II.7).



Figura II.6. Variación con el tiempo de la onda estacionaria en la guía aceleradora.

La eficiencia de una guía aceleradora depende del haz de electrones que discurre en su interior. Para cada energía y tasa, se optimiza la potencia de la microonda para que la salida sea máxima y estable.

II.2.4 Producción de la microonda

La microonda se produce en un oscilador con una frecuencia de 2.9985 MHz y con una potencia inferior a 100 W. Esta potencia es inferior a la necesaria para producir un haz de alta energía. Esta microonda es amplificada en el *Klystron* hasta una potencia de 7.5 MW. El *klystron* es alimentado por el modulador, que genera pulsos de hasta 110 A y 140 kV de 5.2 μ s de duración. Durante este período, la microonda es amplificada.







Figura II.8. Klystron.

El *klystron* (figura II.8) se encuentra en la estructura estacionaria del acelerador lineal y consta de un cañón dentro del tanque de pulsos, el cuerpo dentro de una estructura de solenoides y el colector recubierto por blindaje contra los rayos x.

La salida del *klystron* se conecta a la guía de ondas que transporta la microonda a la guía aceleradora. Consta (figura II.9) de un cañón de electrones, cinco cavidades y un colector. Cuando se aplica un pulso entre el cátodo y el ánodo, los electrones se emiten hacia el ánodo. En la primera cavidad, se le aplica una microonda generada por un oscilador y que modula el flujo de los electrones por las distintas cavidades, acelerándolos o desacelerándolos según la fase de la onda. Del mismo modo que en el acelerador, se produce el agrupamiento de los electrones.

Cuando el grupo de electrones (figura II.10) se aproxima a una cavidad, se inducen corrientes superficiales en esta cavidad de acuerdo con la ley de Lenz. Conforme los electrones pasan de una cavidad a otra, el proceso de amplificación y agrupamiento mejora.



Figura II.10. Generación de corrientes inducidas en el Klystron.

Rejilla 1

Rejilla 2

Rejilla

Los solenoides mantienen el haz de electrones próximo al eje del *klystron*. La energía no utilizada en la amplificación de la microonda se pierde en forma de calor y radiación (rayos x producidos en el colector al frenar los electrones). Por ello, se utiliza un circuito de refrigeración.

Rejilla 2

Rejilla 2

Rejilla

Para evitar inestabilidades en la microonda, el *klystron* funciona en saturación. La potencia de salida de saturación depende de la corriente del cañón de electrones.

La transmisión de la microonda desde la salida del *klystron* hasta la guía aceleradora se realiza por una guía de ondas rectangular rellena de SF₆ a una presión de $1,72 \cdot 10^5$ Pa, para evitar arcos. La microonda debe transmitirse desde la guía de ondas a la guía aceleradora y la guía de ondas debe permitir la rotación del *gantry*. Para ello se utiliza una unión rotatoria. Para evitar que parte de la onda sea reflejada desde la guía aceleradora a la guía de ondas se utiliza un conector de cuatro puertos, donde la onda reflejada se transforma en calor. Dicho conector se refrigera por agua.

II.2.5 Cabezal del acelerador lineal de electrones

El cabezal del acelerador lineal de electrones *Primus* (figura II.11) se compone del discriminador magnético (*bending magnet*), el blanco para fotones y la lámina dispersora primaria para electrones, filtros y colimación primaria, la cámara monitora de la radiación, un espejo para simular el campo de radiación con un campo luminoso, las mordazas en el eje Y y un sistema de colimación multilámina en el eje X, y tres ranuras para introducir la retícula de centraje, la cuña física y la bandeja portabloques o los aplicadores de electrones. Esta última ranura se ha utilizado para introducir en una bandeja modificada el desviador magnético para eliminar la contaminación de electrones^{72,74,75,77} procedente del cabezal.

II.2.5.1 Discriminador magnético (bending magnet)

Al final de la guía (figura II.12) y en la parte superior del cabezal se encuentra el discriminador magnético^{36,57} que selecciona sólo los electrones cuya energía se encuentra en el intervalo deseado para impactar contra el blanco.

La guía aceleradora y el discriminador magnético se encuentran a un vacío de $1.33 \cdot 10^{-7}$ Pa.

Para que los haces de fotones de baja energía y los de electrones se centren en el sistema de colimación, el haz de electrones debe ajustarse antes de entrar en el discriminador magnético. Para ello, se añaden dos solenoides a la salida de la guía aceleradora.

A pesar del agrupamiento, no todos los electrones tienen la misma energía a la salida de la guía aceleradora, mostrando un espectro relativamente ancho. Para obtener un espectro estrecho, se utiliza el discriminador magnético, que en el caso del acelerador *Primus*, obliga al haz de electrones a realizar un giro de 270°. Las funciones de dicho discriminador son seleccionar la energía del haz y filtrar los electrones con energías no deseadas, focalizar el haz y dirigirlo en dirección al paciente. Dependiendo de la energía del haz, se regula la corriente de la bobinas para establecer el campo magnético necesario.

Se aplica un campo magnético que obliga una trayectoria circular al haz de electrones. El radio del arco depende de la energía del electrón. Sólo impactan en el blanco aquellos electrones con el rango de energías requerido. El resto de los electrones, impactan en las paredes, por lo que el sistema está refrigerado por agua.



Figura II.11. Esquema del cabezal del acelerador *Primus*. Los números de las casillas se corresponden con la distancia en centímetros al blanco.



Figura II.12. Discriminador magnético acoplado a la guía aceleradora.

II.2.5.2 Blanco y filtros

Los electrones con la energía seleccionada impactan contra el blanco y emiten rayos x de alta energía por radiación de frenado. El blanco se compone de una aleación de oro y se refrigera por agua (figura II.13). El agua de este circuito está desionizada para prevenir la oxido – reducción. Este circuito de refrigeración con agua desionizada circula por el blanco, el discriminador magnético, la guía aceleradora, el conector de cuatro puertos, el *klystron* y los solenoides que lo rodean.

Si se desea obtener un haz de electrones, el haz de electrones incide sobre una delgada lámina de metal (de oro o de acero) que sustituye al blanco y dicho haz dispersado se hace incidir en un segundo dispersor de bajo número atómico. Para los haces de baja energía de electrones, la primera lámina metálica no se utiliza.





El haz de fotones generado en el blanco tiene más intensidad en la zona central, que en los extremos, por lo que se hace pasar por el filtro homogenizador de forma aproximadamente cónica que lo convierte en un haz con un perfil más plano. Cuanto mayor es la energía del haz, mayor es la altura de dicho cono. El filtro homogenizador es la principal fuente de electrones contaminantes para un haz de fotones, salvo que se utilice la bandeja portabloques como accesorio.

El haz de fotones de alta energía (18 MV), además de por el filtro homogenizador, se hace pasar por el compensador, cuya función también es homogeneizar el perfil del haz. Ambos filtros son de un material de número atómico efectivo alto y conocido como SST. El haz de 18 MV también atraviesa un filtro de aluminio situado antes del colimador primario y del compensador.

II.2.5.3 Sistema de colimación

Entre el compensador y el filtro homogenizador se encuentra el sistema de colimación primaria, que consiste en un colimador de Tungsteno con una cavidad

de forma cónica que delimita un campo circular de 50 cm de diámetro en el isocentro.

A 20.3 cm del blanco, se encuentra el sistema de colimación del eje Y. Consiste en dos mordazas de 6.8 cm de espesor de Tungsteno y focalizadas en el blanco. El movimiento de cada mordaza es independiente y permite movimientos de -10 cm a +20 cm. La colimación en el eje X se obtiene por un colimador multilámina (figura II.14) compuesto por 27 pares de láminas de 1 cm de ancho y dos pares de 6.5 cm. Todas las láminas son también de Tungsteno. Cada lámina puede moverse de -10 cm a +20 cm, con una precisión de ± 1 mm y con una trasmisión entre láminas del 1%. El colimador multilámina tiene doble focalización, en ambos ejes, con foco en el blanco. La penumbra en el isocentro correspondiente a las láminas varía dependiendo de su posición, y su valor oscila entre -2 mm y +7 mm. El sistema completo de colimación secundaria (ejes X e Y) puede girar 270°.



Figura II.14. Esquema de colimador multilámina.

II.2.5.4 Cámara monitora

Debajo del filtro homogenizador, se encuentran las cámaras monitoras. El acelerador *Primus* dispone de dos cadenas dosimétricas, una para haces de electrones y otra para haces de fotones. Puesto que todas las medidas se han realizado en haces de fotones en esta tesis, se hace una descripción de la segunda. La cámara de fotones consiste en una cámara de ionización plano – paralela hermética de delgadas paredes de alúmina (Al₂O₃). La cámara monitora determina la dosis que recibe el paciente, mide la tasa de dosis de la radiación del equipo y comprueba la homogeneidad y simetría del haz. Simultáneamente, realimenta y controla el equipo para conseguir que el haz sea homogéneo y simétrico (enviando una señal de control a los solenoides previos al desviador magnético) y que la tasa de dosis se mantenga constante (controla la PRF).

La cámara monitora se compone de dos cámaras monitoras (figura II.15), la primera de ellas en la parte superior de la cámara y mide en la práctica totalidad de la superficie de la cámara y la segunda está dividida en una región central y cuatro segmentos. Los cuatro segmentos miden la homogeneidad y simetría del haz. Las cámaras monitoras miden la dosis y la tasa de dosis que proporciona el equipo.



Figura II.15. Esquema de la cámara monitora.

La cámara monitora 2 controla la tasa de dosis. En el caso de que la amplitud de los pulsos se reduzca, controla la PRF para que compense dicha reducción de dosis, aumentando el número de pulsos. Cuando actúa la cámara monitora 2 para controlar la tasa de dosis, el sistema funciona en circuito cerrado, mientras que durante los primeros segundos, funciona en circuito abierto y con el valor preseleccionado de PRF.

Los segmentos controlan la homogeneidad y simetría del haz. Para el haz de 18 MV, además de actuar sobre los solenoides situados al final de la guía de ondas, este sistema de control puede actuar también sobre los solenoides de centraje del haz de electrones en la guía aceleradora. Este hecho se debe a que el centraje del haz varía con el movimiento del *gantry* y corrige variaciones en la homogeneidad en el eje Y.

La tensión de polarización de las cámaras es de 600 V. Debido a efectos capacitivos, los pulsos de 3 µs han de adecuarse para su lectura correcta, por lo que pasan por circuitos preamplificadores, integradores y amplificadores.

II.2.5.4 Modificadores del haz

En la parte más baja y exterior del cabezal se encuentran las ranuras para los tres modificadores del haz: la retícula, la cuña física (no existe en el acelerador lineal *Primus* instalado en el Hospital do Meixoeiro, por utilizar la cuña dinámica) y la bandeja portabloques.

La retícula consiste en una lámina de 2 mm de espesor de metracrilato situada a 39.2 cm del blanco. Sirve para que su sombra dibuje una cruceta de centraje sobre la piel del paciente.

La bandeja portabloques es una lámina de 10 mm de metacrilato situada a 57.2 cm del blanco (42.8 cm del isocentro). Se utiliza para la sujeción de los bloques de protección. Esta bandeja es la mayor fuente de contaminación de electrones cuando se utiliza y dicha contaminación varía con mayor dependencia con la distancia, al ser la más próxima al paciente.

Una bandeja, modificada para no añadir contaminación de electrones, fue utilizada^{72,75,76,74,77} para sujetar el desviador magnético (imanes y U de hierro) con que se realizaron gran parte de las medidas de esta tesis.

II.3 DESCRIPCIÓN DEL DESVIADOR MAGNÉTICO

II.3.1 Diseño del desviador magnético

Para la realización de un desviador magnético existen dos posibilidades, utilizar electroimanes o imanes permanentes. Dadas las características de los actuales imanes permanentes de NdFeB (Neodimio, Hierro y Boro), se ha optado por esta segunda solución, ya que resulta más fácil de construir, es más barata y más simple que la basada en electroimanes^{20,21,64}. El dispositivo⁷³ que se ha construido es un circuito magnético constituido por dos imanes permanentes y una U de hierro. Esta disposición, permite confinar mejor las líneas de campo, ya que la U de hierro conduce las líneas de campo magnético entre los imanes y reduce el valor de dicho campo fuera de esta región, evitando posibles influencias indeseadas con el acelerador de electrones. En la figura II.16 puede verse el esquema en planta y alzado del desviador magnético construido.



Figura II.16. Esquema en planta y alzado del desviador magnético.

Una vez realizado el desviador magnético, se ha podido determinar empíricamente la contaminación de electrones. En el **capítulo III** se ha medido la contaminación de electrones proveniente del cabezal con dos métodos independientes: utilizando las medidas con y sin desviador magnético y utilizando filtros de plomo y simulación de Monte Carlo para haces estándares para calcular la contaminación de electrones a la profundidad del máximo de dosis. El **capítulo IV** compara las características de cinco detectores para medir la contaminación de electrones, para ello se han realizado medidas con y sin

Descripción del dispositivo experimental

desviador magnético. El **capítulo V** compara la contaminación de electrones medida haciendo uso del desviador magnético con la calculada por el sistema de planificación *Xio*. En el **capítulo VI** se ha utilizado el desviador magnético y sustituido la columna de aire por helio entre el cabezal y la superficie del agua para obtener haces de fotones puros y poder medir la contaminación de electrones generada en el cabezal y el aire de forma independiente.

El desviador magnético se dispuso en una bandeja (figura II.17) preparada para colocarse en una bandeja portabloques. A la bandeja se le hizo un hueco mayor que la distancia entre los imanes, para eliminar esta fuente de electrones contaminantes. Esta bandeja modificada junto con el desviador magnético se puede colocar cómodamente en la ranura correspondiente del cabezal de acelerador lineal de electrones cómodamente.



Figura II.17. Desviador magnético sobre la bandeja preparado para ser utilizado en el portaaccesorios del acelerador lineal de electrones.

II.3.2 Propiedades de la aleación NdFeB

La aleación NdFeB es un imán perteneciente a la tercera generación de imanes permanentes de Tierras Raras. Estos imanes son más económicos, fáciles de mecanizar y menos frágiles que los de Samario y Cobalto (SmCo) o los de Aluminio, Níquel y Cobalto (AlNiCo). Su densidad es un 13% menor que la de los imanes de SmCo.

Las principales ventajas de usar aleaciones de NdFeB son de una parte, sus altos valores magnéticos (figura II.18) que permiten que se puedan realizar medidas muy reducidas con una extraordinaria potencia, y de otra que son los más adecuados para utilizarlos a temperatura ambiente, como era el objeto de las medidas. Las desventajas de este tipo de imanes no son importantes para nuestro estudio, ya que se realizaron a temperatura ambiente (podría reducirse el campo magnético a altas temperaturas, superiores a 200° C), y no se pensaban utilizar durante un largo período de tiempo, lo que podría conllevar la oxidación de la aleación.

En los últimos 10 años, los imanes de NdFeB se han hecho muy populares en las industrias de alta tecnología, especialmente para los pequeños altavoces de los sistemas de alta fidelidad, consiguiendo que estos sean más compactos y de mayor potencia y también son muy usados en interruptores, enganches y otros componentes magnéticos.





II.3.3 Simulación 2D del campo magnético

Para seleccionar el imán permanente, se simuló por elementos finitos en 2D el diseño anterior para los imanes comerciales disponibles. La simulación 2D puede utilizarse como aproximación del valor del campo magnético en el centro del desviador magnético y para valorar la forma del campo en el plano central. Para dicha simulación se hizo uso del programa FEMM 3.3. V.8 desarrollado por *Aladdin Enterprises*, Menlo Park, California, EE.UU. Se simuló el campo magnético (figura II.19) correspondiente a dos imanes permanentes de NdFeB,

Descripción del dispositivo experimental

con un campo remanente de Br = 1.23 T, y un campo coercitivo de Hc = 860 kA/m (10.8 kOe) y una U de hierro dulce con una conductividad eléctrica, $\sigma = 10.44 \cdot 10^6 \text{ m}^{-1}\Omega^{-1}$. El campo magnético obtenido en el centro del campo para esta simulación es de 0.216 T.



	4.750e-001 : >5.000e-001	
	4.500e-001 : 4.750e-001	
	4.250e-001 : 4.500e-001	
	4.000e-001 : 4.250e-001	
	3.750e-001 : 4.000e-001	
	3.500e-001 : 3.750e-001	
	3.250e-001 : 3.500e-001	
	3.000e-001 : 3.250e-001	
	2.750e-001 : 3.000e-001	
	2.500e-001 : 2.750e-001	
	2.250e-001 : 2.500e-001	
	2.000e-001 : 2.250e-001	
	1.750e-001 : 2.000e-001	
	1.500e-001 : 1.750e-001	
	1.250e-001 : 1.500e-001	
	1.000e-001 : 1.250e-001	
	7.502e-002 : 1.000e-001	
	5.002e-002 : 7.502e-002	
	2.502e-002 : 5.002e-002	
	<2.309e-005 : 2.502e-002	
Density Plot: B , Tesla		

Figura II.19. Simulación 2D por elementos finitos del desviador magnético diseñado.



Figura II.20. El plano medio XY indica el plano en el que se realizaron las medidas de campo magnético.

II.3.4 Medidas del campo magnético

El campo magnético se ha medido con una sonda Hall conectada a un teslámetro de la marca comercial *PHYWE* en el plano indicado en la figura II.20. Los valores del campo magnético medido pueden observarse en la tabla II.II y en la figura II.21. El campo magnético medido en el centro del haz es de 200 mT, valor que se corresponde con el simulado (216 mT) en 2D y la forma del campo el plano medio es similar a la simulada.

En el centro del entrehierro el valor del campo de radiación el campo magnético es similar al utilizado en medidas previas realizadas por otros autores en estudios previos con imanes permanentes o con electroimanes (Tabla II.III).

Tabla II.II. Valores de campo magnético medidos en el plano medio XY. La incertidumbre experimental asociada a estas medidas es 2 mT y 1 mm.

x (cm)	Y (cm)	H(mT)	X(cm)	<i>y</i> (cm)	H(mT)
-5.0	0.0	360	0.0	-5.0	107
-4.0	0.0	320	0.0	-4.0	140
-3.0	0.0	260	0.0	-3.0	165
-2.0	0.0	220	0.0	-2.0	183
-1.0	0.0	200	0.0	-1.0	196
0.0	0.0	200	0.0	0.0	200
1.0	0.0	200	0.0	1.0	196
2.0	0.0	228	0.0	2.0	180
3.0	0.0	265	0.0	3.0	165
4.0	0.0	316	0.0	4.0	140
5.0	0.0	366	0.0	5.0	116

II.3.5 Desviación de electrones en el campo magnético

Se realizaron varias placas con haces de electrones de 6, 12 y 18 MeV para estimar el ángulo de desviación sufrido por los electrones contaminantes (figura II.22). Para un campo circular de 3 cm de diámetro, el ángulo de desviación de los electrones es 17.4° para un haz de 18 MeV, mientras que un haz de 12 MeV de las mismas características, sufre una desviación de 32.5°.

La energía máxima de los electrones contaminantes debe ser bastante menor que la energía nominal de un haz de fotones de alta energía. Petti *et al*⁹² demostraron mediante simulación de Monte Carlo que para un haz de 25 MV de un Clinac-35 (Varian), la máxima energía de los electrones contaminantes es de 12 MeV. Malataras *et al*⁸² llegaron a similares conclusiones utilizando el mismo método para haces de 15 MV y obtuvieron muy bajas probabilidades para Descripción del dispositivo experimental

electrones contaminantes con energías superiores 12 MeV para haces de 23 MV. Beauvais *et al*¹⁸ concluyeron de forma experimental y considerando que la distribución espectral de los electrones contaminantes es similar a las partículas β , que la energía máxima de los electrones contaminantes para un haz de fotones de 18 MV es de 13.6 MeV.



Figura II.21. Valores de campo magnético medidos en el plano medio XY. Las medidas se han ajustado a un polinomio de grado 2 de dos dimensiones y se representa la superficie obtenida.

Tabla II.III. Tabla comparativa del campo en el centro del desviador magnético y tipo de imán utilizado para distintos autores. En la tercera columna, entre paréntesis, se indica la energía del haz de fotones utilizado.

		Campo magnético en el centro (Energía nominal del
Autor(es)	Tipo de imán	haz)
Esta tesis ⁷²⁻⁷⁷	Imán permanente	0.20 T (6 MV y 18 MV)
Sjögren & Karlsson		
$(1996)^{109}$	Imán permanente	0.12 T (20 MV)
	Electroimán e	
Jursinic & Mackie (1996) ⁵⁶	Imán permanente	0.1446 T (6, 10, 24 MV)
Biggs (1987) ¹⁹	Imán permanente	0.14 T (4 - 25 MV)
Biggs & Russell (1983) ²¹	Electroimán	0.08 T (25 MV)
Ling et al (1981) ⁶⁴	Electroimán	0.23 T (10 MV)
Biggs & Ling (1979) ²⁰	Electroimán	0.39 T (25 MV)

En las medidas de los capítulos III, IV y V, el desviador magnético se situó a una distancia mayor que 33 cm de la superficie del agua, por lo que los electrones de 18 MeV se desvian 10.2 cm. Si se consideran electrones de 12 MeV, la desviación será mayor de 21 cm. El máximo tamaño de campo considerado es 10×10 cm².

En el capítulo VI, la distancia entre la superficie del agua y el desviador magnético varía de 18 cm a 58 cm. En el caso más desfavorable y considerando electrones de 12 MeV, la desviación sufrida sería de 11.5 cm. Haciendo estas consideraciones, se ha determinado que se puede medir en el eje central de un campo de 13×13 cm² definido en el isocentro, incluso a 75 cm de distancia del blanco.



Figura II.22. Haces de electrones desviados en el desviador magnético. Imagen Superior: 12 MeV; imagen inferior: 18 MeV.

II.3.6 Dispositivo experimental para obtener un haz de fotones puro

La dosis relativa debida a la contaminación de electrones se determina por la sustracción a las curvas de rendimientos en profundidad, las medidas en un haz de fotones puro y normalizando previamente ambas curvas a 10 cm de profundidad, es decir, mucho más allá del alcance máximo de los electrones contaminantes. Para obtener un haz de fotones puro (capítulo VI) se han realizado las medidas con el desviador magnético y se ha sustituido la columna de aire entre la superficie del agua de medida y el desviador haciendo uso de una bolsa de helio (figura II.23).

No obstante para las medidas de calidad del haz (Capítulo III), sólo es necesario atenuar los electrones procedentes del cabezal, ya que los generados en

Descripción del dispositivo experimental

el aire^{82,92} son bastante menos energéticos y apenas influyen en la dosis en el máximo, por lo que sólo ha sido necesario utilizar el desviador magnético. También se ha determinado la dosis en el máximo correspondiente a un haz de fotones puro a partir de la medida con un filtro de plomo y la simulación de Monte Carlo de un haz estándar filtrado con plomo.



Figura II.23. Desviador magnético dispuesto en el accesorio portabloques y una bolsa rellena de helio para reemplazar el aire.

En los capítulos IV y V, tampoco se ha hecho uso de la bolsa de helio en las medidas de contaminación de electrones, en el capítulo IV porque no era relevante el origen de esta contaminación para evaluar su influencia en el detector y en el capítulo V porque no se ha considerado la influencia de los electrones generados en aire.

Capítulo II

CAPÍTULO III

COMPARACIÓN ENTRE TG-51 Y TRS-398: EFECTO DE LA CONTAMINACIÓN DE ELECTRONES EN LA ESPECIFICACIÓN DE LA CALIDAD DE HACES DE FOTONES

Capítulo III

III.1 INTRODUCCIÓN

En los últimos años, se han desarrollado dos protocolos de medida de dosis absorbida basados en medidas en agua: el desarrollado por el Task Group 51 (TG-51⁶) de la American Association of Physicist in Medicine (AAPM) y el Código Internacional de Práctica para la Dosimetría basado en Estándares de Dosis Absorbida en Agua (Technical Reports Series No. 398: TRS-398¹³) de la Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA). Ambos protocolos proponen procedimientos en los que la dosis en agua en el haz del usuario se deriva de un factor de calibración para la dosis absorbida en agua en un haz de referencia. El protocolo TRS-398^{13} se ha adoptado en la mayoría de los países europeos, incluido España, donde es el protocolo recomendado por la Sociedad Española de Física Médica, mientras que el protocolo TG-51⁶ es utilizado ampliamente en EE.UU. y Canadá. Los protocolos anteriores (TG-21¹⁰⁴, TRS- $38\overline{1}^7$, TRS-277¹⁴) se basaban en la calibración de *kerma* en aire en el haz de referencia. Pueden encontrarse en múltiples referencias bibliográficas^{15,33} comparaciones entre los actuales y los anteriores protocolos. El TRS-398¹³, utiliza como índice de calidad del haz el índice TPR_{20.10}, definido como el cociente de las dosis absorbidas a 20 y 10 cm de profundidad en un maniquí de agua, medidas a distancia Fuente - Cámara constante, 100 cm, y tamaño de campo de 10×10 cm² en el plano de la cámara. El TG-51⁶ define su índice de calidad del haz, $\% dd(10)_r$, como la componente de fotones del porcentaje de dosis en agua a 10 cm de profundidad para un campo de tamaño $10 \times 10 \text{ cm}^2 \text{ y}$ con una distancia Fuente - Superficie de 100 cm. Para medir la dosis en la calidad del haz del usuario se introduce un factor de corrección por la calidad del haz. No es posible realizar medidas directas del factor de corrección por la calidad del haz para una calidad de haz idéntica a la del usuario en la mayoría de los laboratorios de metrología, por lo que habitualmente se utilizan factores calculados teóricamente^{8,50,98} y que pueden calcularse para el haz del usuario a partir del índice de calidad del haz medido.

El efecto de la contaminación de electrones en las medidas de $\% dd(10)_x$ se ha propuesto como una desventaja^{10,11} en la aplicación del TG-51, mientras otros autores^{61,61,99,100} han subrayado los beneficios de utilizar como indicador de calidad del haz el parámetro $\% dd(10)_x$, debido a la linealidad entre los cocientes

de poder de frenado en agua y aire y dicho parámetro, incluso para haces que no son de uso clínico, como los utilizados por algunos laboratorios de calibración (Reino Unido, Australia, Bélgica y Canadá).

El principal argumento en contra de la utilización de $\% dd(10)_x$, expresado por Andreo^{10,11}, se basa en que la contaminación de electrones se ha calculado para algunas máquinas considerando algunos espectros de uso clínico, pero no para todas las máquinas donde se realizan las medidas (laboratorios de calibración y todos los haces de uso clínico). La contaminación de electrones depende de la máquina elegida, pero no afecta al factor de corrección de calidad del haz. Andreo ha propuesto la utilización de haces de uso clínico para la medida directa del factor de corrección por la calidad del haz en laboratorios de calibración primario, junto con el uso del parámetro $TPR_{20,10}$ como indicador de calidad del haz.

El objetivo de este capítulo es la medida de la calidad del haz con ambos índices, y comparar los valores obtenidos de poder de frenado y factores de corrección de calidad del haz. Se ha empleado el dispositivo magnético descrito en el capítulo II para la medida directa de $\% dd(10)_x$ en cinco haces de uso clínico. Se ha determinado la contaminación de electrones debida al cabezal del acelerador para cada haz y el valor de $\% dd(10)_x$ medido se ha comparado con el calculado a partir de los tres métodos de medida descritos en el TG-51⁶ para haces de alta energía (superiores a 10 MV): con una lámina de plomo a 50 ± 5 cm de la superficie del agua, a 30 ± 1 cm y con el haz estándar sin modificador. El otro indicador de la calidad del haz, TPR20,10, también se ha determinado siguiendo las indicaciones del protocolo TRS-398¹³. Cualquier variación en el índice de calidad del haz influye en los valores calculados de los cocientes de poderes de frenado agua – aire y los factores de corrección por la calidad del haz. Adicionalmente se han utilizado las medidas periódicas de control de calidad para comparar la variación de ambos indicadores de calidad del haz en el tiempo. En este último caso se ha utilizado $D_{20,10}$ (cociente de dosis a profundidades de 10 y 20 cm en un maniquí de agua para un campo de 10×10 cm² con una distancia Fuente – Superficie constante de 100 cm) en lugar de $TPR_{20,10}$, y medidas de rendimientos en profundidad sin ningún modificador para el cálculo de $\% dd(10)_x$ en lugar de medidas con filtro de plomo. Considerando ambos protocolos y sus referencias bibliográficas se han calculado los valores de cociente de poderes de frenado agua - aire y factor de corrección por la calidad del haz para comparar los resultados con los datos experimentales.

Este capítulo se encuentra estructurado en siete apartados, incluyendo esta introducción. El segundo apartado (§III.2) introduce el *Código Internacional de Práctica para la Dosimetría basado en Estándares de Dosis Absorbida en Agua* (TRS-398¹³) describiendo el formalismo utilizado, su implementación para haces de fotones y el cálculo de incertidumbres asociadas. La introducción al *Task*

Comparación entre TG-51 y TRS-398: efecto de la contaminación de electrones

Group 51 (TG-51⁶) se realiza en el apartado §III.3, donde se explica pormenorizadamente el formalismo para obtener la dosis de absorbida en agua en un haz de fotones y el factor de calibración de una cámara de ionización. En este apartado también se explicitan los tres procedimientos para obtener el índice de calidad del haz, $\% dd(10)_x$, utilizados en este protocolo. Los métodos empíricos para alcanzar los objetivos de este capítulo, se desarrollan en el apartado §III.4, que incluye el uso concreto del desviador magnético para medir $\% dd(10)_x$, así como los métodos alternativos descritos en el TG-51⁶. Los resultados obtenidos se exponen en el apartado §III.5, es decir, la contaminación de electrones proveniente del cabezal en los cinco haces medidos, los índices de calidad obtenidos y su variación en el tiempo, y los factores de corrección por la calidad del haz para cada método utilizado. La discusión con los resultados obtenidos por otros autores se realiza en el apartado §III.6, y en el apartado §III.7 se establecen las conclusiones a partir de los resultados obtenidos.

III.2 INTRODUCCIÓN A TRS-398. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN RADIOTERAPIA CON HACES EXTERNOS: UN CÓDIGO INTERNACIONAL DE PRÁCTICA PARA LA DOSIMETRÍA BASADO EN ESTÁNDARES DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

El desarrollo de estándares primarios de dosis absorbida en agua para haces de fotones y electrones de alta energía, y las mejoras que se han introducido en los últimos tiempos en los conceptos de dosimetría de la radiación, ofrecen la posibilidad de reducir la incertidumbre en la dosimetría de haces de radioterapia. La dosimetría de haces de kilovoltaje y de haces de protones e iones pesados también puede realizarse conforme a estos estándares. No obstante, en esta tesis, sólo se hará mención a los procedimientos para la calibración de haces de fotones, ya que el resto se escapan del objeto de estudio, esto es, la influencia dosimétrica de la contaminación de electrones en haces de fotones. Muchos Laboratorios de Calibración de Dosimetría Primarios proporcionan calibraciones en términos de dosis absorbida en agua para la calidad de rayos gamma de ⁶⁰Co. Algunos de estos laboratorios también proporcionan calibraciones para haces de fotones y electrones de alta energía o se encuentran desarrollando las técnicas necesarias para estas modalidades.

El código de práctica de medida TRS-398¹³, publicado por la OIEA, introduce un método de calibración de cámaras de ionización sistemático y unificado internacionalmente en términos de dosis absorbida en agua para los haces utilizados en radioterapia. La estructura de este nuevo código se diferencia de los anteriores publicados por la OIEA, como el TRS-277¹⁴ o el TRS-381⁷ en que las recomendaciones prácticas y los datos referidos a cada tipo de radiación se han introducido en una sección individual dedicada a ese tipo de radiación específica. Para cada tipo de radiación hay procedimientos detallados y hojas de cálculo.

Este código de práctica de medida se dirige a los usuarios que dispongan de calibraciones de dosis absorbidas en agua trazables a un patrón primario. Por tanto se trata de la mayoría de los usuarios, ya que casi todos los Laboratorios de Calibración disponen de calibraciones en términos de dosis absorbida en agua para las calidades de radiación recomendadas en este protocolo. Los usuarios que hagan uso de calibraciones anteriores basadas en *kerma* en aire, pueden calcular sus nuevos valores para dosis absorbida en agua haciendo uso de este protocolo.

El actual estado de desarrollo de los laboratorios primarios de calibración de dosis en agua para haces de electrones y fotones de alta energía permite reducir las incertidumbres asociadas a la calibración de haces de radiación. Las medidas de dosis absorbida en grafito utilizando calorímetros de grafito fue el primer avance en este sentido. Este procedimiento se considera a medio camino de la calibración de *kerma* en aire y la determinación directa de dosis en agua, ya

Comparación entre TG-51 y TRS-398: efecto de la contaminación de electrones

que las medidas calorimétricas absolutas en agua son mucho más complejas. Los procedimientos para determinar la dosis absorbida en agua utilizando métodos de medida que se basan en cantidades derivadas han mejorado mucho en la década anterior. Los métodos bien establecidos son los de ionización, dosimetría química y calorimetría en agua y en grafito. No obstante sólo los calorímetros en agua permiten la determinación directa de la dosis absorbida en agua en un maniquí de agua, ya que los factores de perturbación y conversión necesarios para el resto de procedimientos no están suficientemente bien establecidos. Estos desarrollos han permitido en la actualidad la calibración de cámaras de ionización en términos de dosis absorbida en agua para su uso en haces de radioterapia.

Los factores de calibración de los laboratorios secundarios de calibración de dosimetría son transferidos al usuario del hospital. Para haces de rayos gamma de ⁶⁰Co, los laboratorios secundarios pueden calibrar en agua sin un gran esfuerzo experimental, si bien proporcionar calibraciones para haces de otras calidades no es posible en la mayoría de los casos. Los cálculos numéricos del factor de corrección de calidad del haz relativos al haz de ⁶⁰Co pueden considerarse equivalentes a los obtenidos experimentalmente, pero con una mayor incertidumbre asociada.

III.2.1 Formalismo basado en N_{D,w}

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de alta energía de fotones y electrones utilizando una cámara de ionización o un dosímetro calibrados en términos de dosis absorbida en agua en un haz de ⁶⁰Co ha sido descrita en detalle por Hohlfeld⁵⁰. Trabajos complementarios en este campo y extensiones de dicho formalismo han sido desarrollados por Andreo⁸ y Rogers⁹⁸.

La dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia, z_{ref} , para un haz de referencia de calidad Q_0 y en ausencia de la cámara, puede calcularse a partir de la expresión:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0}, \tag{III.1}$$

donde M_{Q^0} es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia utilizadas en el laboratorio de calibración y N_{D,w,Q^0} es el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua del dosímetro obtenido en el laboratorio de calibración. En la mayoría de las situaciones clínicas, las condiciones de medida no coinciden con las condiciones utilizadas en el laboratorio de calibración. Este hecho afecta al dosímetro y hay que distinguir entre las condiciones de medida utilizadas en el laboratorio de calibración y las condiciones de medida clínicas. El factor de calibración para una cámara de ionización irradiada en las condiciones de referencia es el cociente del *valor real establecido por convenio* entre el valor medido. Las condiciones de referencia se definen como un conjunto de valores de las magnitudes influyentes en la medida para las que el factor de calibración es válido sin ningún otro factor de corrección. Las condiciones de referencia para una calibración en términos de dosis absorbida en agua son, por ejemplo, la disposición geométrica (distancia y profundidad), el tamaño de campo, el material y las dimensiones del maniquí irradiado y las condiciones ambientales (presión, temperatura y humedad relativa).

Las magnitudes influyentes en la medida son aquellas que aunque no son el sujeto de la medida, pueden influir en la magnitud medida. Son de muy diversa naturaleza, por ejemplo, presión, temperatura y tensión de polarización de la cámara de ionización. En el proceso de calibración de una cámara, la mayor parte de las magnitudes influyentes son controladas o se corrige el efecto que provocan en la medida (por ejemplo: correcciones por presión y temperatura). En este último caso, se supone que las magnitudes influyentes actúan de manera independiente sobre la medida, por lo que se puede aplicar un producto de factores de corrección, Πk_i , donde cada factor de corrección, k_i , se relaciona con una única magnitud. No obstante, el punto de partida es que se utiliza un haz de referencia de calidad Q_0 y las medidas realizadas en otras calidades requerirán un factor de corrección k_{Q,Q^0} , que no está incluido en los anteriores factores de corrección k_i .

Cuando un dosímetro se utiliza en un haz de calidad Q diferente de la utilizada en su calibración, Q_0 , la dosis absorbida en agua se determina por la expresión:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}, \tag{III.2}$$

donde el factor k_{Q,Q_0} corrige por los efectos de la diferencia entre medir en el haz de referencia de calidad Q_0 y en el haz del usuario de calidad Q, y la lectura del dosímetro M_Q se ha corregido al valor de referencia por los factores de corrección correspondientes a las magnitudes influyentes en la medida e independientes de la calidad del haz.

El factor de corrección por calidad del haz, k_{Q,Q_0} , se define como el cociente, a las calidades Q y Q_0 , de los factores de calibración en términos de dosis absorbida en agua de la cámara de ionización:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{D_{w,Q} / M_Q}{D_{w,Q_0} / M_{Q_0}}.$$
(III.3)

Comparación entre TG-51 y TRS-398: efecto de la contaminación de electrones

La calidad del haz de referencia más frecuente para la calibración de cámaras de ionización es la radiación gamma de ⁶⁰Co, en cuyo caso en este Código de práctica de medida se utiliza el símbolo k_Q . En algunos laboratorios primarios de calibración se dispone de haces de fotones y electrones de alta energía y son utilizados directamente para la calibración, en cuyo caso se utiliza el símbolo k_{Q,Q_0} .

Idealmente, el factor de corrección por calidad del haz debería medirse para cada cámara en la misma calidad que el haz del usuario. No obstante, esto no es posible en la mayoría de los laboratorios de calibración. Tales medidas sólo pueden realizarse en unos pocos laboratorios primarios en el mundo. El procedimiento requiere un sistema dosimétrico independiente de la energía, como un calorímetro, que opere a esas calidades. Existe un problema adicional, que es reproducir en el laboratorio una calidad de haz idéntica a la producida por los aceleradores de uso clínico.

Mientras no existan suficientes datos experimentales, o continúen las dificultades para las medidas directas de k_{Q,Q_0} para los haces clínicos usuales, el factor de corrección puede calcularse teóricamente. En las regiones donde la teoría de Bragg-Gray^{25,45} pueda aplicarse, puede utilizarse la siguiente expresión⁸ para el cálculo de k_{Q,Q_0} a partir de los formalismos anteriores^{7,14} basados en *kerma* en aire:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q \cdot (W_{air})_Q \cdot p_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} \cdot (W_{air})_{Q_0} \cdot p_{Q_0}},$$
(III.4)

que es válida para todos los tipos de haces de alta energía e incluye, para las calidades $Q ext{ y } Q_0$, los cocientes de los poderes de frenado, $s_{w,air}$, la energía media liberada en aire por par de iones formado, W_{air} , y factores de perturbación, p_Q . Los factores de perturbación $p_Q ext{ y } p_{Q^0}$ incluyen todas las desviaciones de las condiciones de detector ideales de Bragg-Gray, esto es, p_{wall} (factor de corrección por la no equivalencia a agua de la pared de la cámara), p_{cav} (factor de corrección por la perturbación en la fluencia por el aire del interior de la cámara), p_{cel} (factor de punto de medida).

En los haces de fotones terapéuticos de electrones y fotones se puede realizar la aproximación $(W_{air})_Q \approx (W_{air})_{Q^0}$, con lo que la ecuación (III.4) puede escribirse:

$$k_{Q,Q_0} \approx \frac{(s_{w,air})_Q \cdot p_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} \cdot p_{Q_0}},$$
(III.5)

que depende sólo de los cocientes de los poderes de frenado agua – aire y los factores de perturbación a las calidades Q y Q_0 . Los únicos factores específicos involucrados dependientes de la cámara son los factores de perturbación p_Q y p_{Q_0} . No obstante, si se desean comparar datos experimentales con determinaciones teóricas, deberá utilizarse la ecuación (III.4) en lugar de la (III.5), ya que no es descartable una variación en W_{air} . Valores tabulados deducidos a partir de la ecuación (III.5) se encuentran en este código de práctica de medida.

En el caso de haces de baja y media energía no se aplican las condiciones de Bragg-Gray^{25,45}, por lo que no se puede utilizar la expresión (III.4). Para estas calidades de radiación el formalismo se basa exclusivamente en la medida directa de $N_{D,w,Q}$ o k_{Q,Q^0} para cada cámara individual del usuario.

III.2.2 Implementación

Los esfuerzos realizados por los laboratorios de calibración primarios se han concentrado en proporcionar calibraciones en términos de dosis absorbida en agua para cámaras de ionización en haces de ⁶⁰Co, y con menor extensión en otros haces de fotones y electrones de alta energía.

Dependiendo del laboratorio de calibración, los usuarios pueden disponer de calibraciones en agua, $N_{D,w,O0}$, de acuerdo a diferentes opciones:

- a) La primera aproximación es proporcionar a los usuarios un factor de calibración para una calidad de referencia, usualmente, ⁶⁰Co. Para otras calidades, el factor de calibración se obtiene haciendo uso del factor de corrección por calidad del haz, k_{Q,Q^0} , para una cámara particular y una calidad Q. Sólo algunos laboratorios de calibración disponen de fuentes adicionales de radiación y pueden proporcionar directamente valores medidos de k_{Q,Q^0} . La gran ventaja de esta aproximación es que se considera la respuesta individual de la cámara para distintos tipos de haces y calidades. Existe la limitación de que las calidades del haz del laboratorio de calibración no coinciden estrictamente con la calidad del haz clínico del usuario, lo que tiene especial influencia en haces de alta energía y aún está siendo objeto de estudio.
- b) Otra alternativa, prácticamente idéntica a la anterior salvo en la presentación, es proporcionar al usuario una serie de factores de calibración $N_{D,w,Q}$ para la cámara de ionización del usuario para las calidades Q. La ventaja del método anterior, es que una vez obtenidos varios valores para k_{Q,Q^0} no es necesario recalibrar la cámara para varias calidades y hacerlo de forma periódica sólo para una calidad de referencia,

 Q_0 . Adicionalmente, el método anterior permite realizar una calibración de k_{Q,Q_0} en un laboratorio primario y de N_{D,w,Q_0} en un laboratorio secundario.

- c) La tercera aproximación consiste en proporcionar al usuario un factor de calibración N_{D,w,Q^0} para la cámara de ionización en un haz de referencia, usualmente ⁶⁰Co y deducir teóricamente los factores de corrección por calidad del haz, k_{Q,Q^0} para cada modelo de cámara. Este método ignora las variaciones entre cámaras del mismo modelo en su respuesta con la energía y los cálculos se realizan según las especificaciones de los fabricantes.
- d) La cuarta aproximación la ofrecen algunos laboratorios de calibración: proporcionan un sola medida de N_{D,w,Q^0} para una cámara dada, obtenida para un haz de referencia, junto con los valores experimentales de k_{Q,Q^0} para ese tipo de cámara. Esta opción no considera las variaciones cámara a cámara dentro de un mismo tipo. Adicionalmente, existe un conjunto reducido de modelos de cámaras cuyos valores k_{Q,Q^0} estén determinados experimentalmente. La opción c) es mucho más habitual, y se puede considerar con validez similar siempre y cuando el valor teórico de k_{Q,Q^0} esté experimentalmente corroborado por algún laboratorio de calibración.

Basándose en estas descripciones, se dan las siguientes recomendaciones para la correcta aplicación de este código de práctica:

- La aproximación a), o su equivalente b), son las alternativas más aconsejables, a pesar del reconocimiento de que otras calidades de haz diferentes del ⁶⁰Co están disponibles en unos pocos laboratorios primarios.
- II) La aproximación c) se recomienda para aquellos usuarios que no tengan acceso a valores medidos directamente de k_{Q,Q^0} a varias calidades del haz en los laboratorios de calibración. El uso de ⁶⁰Co como calidad de referencia para determinar $N_{D,w}$ es particularmente apropiado para los laboratorios de calibración secundarios que no puedan disponer de un acelerador. Esta es la práctica más habitual a día de hoy con el uso teórico de los factores k_Q .
- III) La aproximación d) es una opción alternativa a la opción c) siempre que en el laboratorio de calibración se haya realizado un gran muestreo de cámaras de ionización y la desviación estándar para cada tipo de cámara sea pequeña.

- IV) La dosimetría de baja y media energía debe basarse en las aproximaciones a) o b) en un intervalo de valores Q elegidos lo más similares que se pueda a los haces de uso clínico.
- V) Mientras no sea posible disponer de un conjunto de valores experimentales de N_{D,w,Q^0} para haces de protones o iones pesados, sólo se puede utilizar la aproximación c) para haces de este tipo.

III.2.2.1 Equipamiento

Sólo se consideran medidas ionométricas en este código de prácticas. Un sistema ionométrico para la dosimetría en radioterapia debe tener los siguientes componentes:

- a) una o más cámaras de ionización, con sus cables y conectores,
- b) un electrómetro, habitualmente calibrado en términos de carga o corriente,
- c) uno o más maniquíes con sus correspondientes fundas,
- d) un sistema de verificación de la estabilidad del dispositivo de medida.

Las cámaras de ionización cilíndricas deben utilizarse para la calibración de haces de rayos x de media energía (por encima de 80 kVp y capa hemirreductora mayor de 2 mm de aluminio), radiación gamma de 60 Co, haces de fotones de alta energía, haces de electrones de energía mayor de 10 MeV y haces terapéuticos de protones e iones pesados. Este tipo de cámaras es muy conveniente para las medidas a estas calidades de radiación debido a que son robustas y su uso en maniquíes de agua es simple. El volumen de la cavidad de la cámara debe estar comprendido entre 0.1 cm³ y 1 cm³. Este intervalo es un compromiso entre una sensibilidad suficiente y la capacidad de medir dosis en un punto. Estos requerimientos los cumplen las cámaras cilíndricas cuyo diámetro de la cavidad de aire sean aproximadamente 7 mm y su longitud interna sea de unos 25 mm. Durante la medida, el haz de radiación debe estar alineado de tal forma que la fluencia de radiación sea aproximadamente uniforme en la sección de la cámara. La longitud de la cámara determina el menor tamaño de campo que puede ser medido con una determinada cámara.

La construcción de la cámara debe ser lo más homogénea posible, pero el electrodo central puede ser de otro material diferente al de las paredes de la cámara por razones técnicas. La elección de los materiales de la cámara puede jugar un papel importante para asegurar que la respuesta en energías no varíe de forma considerable. También es necesario que la cámara no sea hermética y que se diseñe para alcanzar rápidamente el equilibrio de presión y temperatura con el ambiente. Comparación entre TG-51 y TRS-398: efecto de la contaminación de electrones

El usuario debe decidir si utiliza una cámara como referencia (calibrada en un laboratorio y utilizada para la calibración de los haces clínicos) o como instrumento de campo (calibración por intercomparación con una cámara de referencia para medidas rutinarias). Las cámaras con paredes de grafito tienen normalmente una mejor estabilidad a largo plazo y presentan una respuesta más uniforme que las de paredes plásticas, en cambio éstas son más robustas y adecuadas para las medidas rutinarias. La humedad ambiental puede afectar a las medidas, especialmente si las paredes de la cámara son de nylon o A-150. Dado que una cámara de ionización es un instrumento de alta precisión, se debe prestar especial atención en la adquisición de una cámara y comprobar que se haya probado en haces de radioterapia suficientemente.

El uso de cámaras plano - paralelas en haces de fotones y electrones de alta energía se ha descrito en detalle en el protocolo TRS-381⁷. Las cámaras plano – paralelas se recomiendan para haces de electrones de todas las energías. mientras que se recomiendan de forma exclusiva para haces de energías inferiores a 10 MeV. Para haces de fotones, sólo se recomiendan para medidas de dosimetría de referencia sólo cuando exista una calibración en términos de dosis absorbida en agua para la calidad del haz del usuario. También pueden utilizarse para la dosimetría de referencia de haces de protones e iones pesados, especialmente para haces con una estrecha dispersión del pico de Bragg (SOBP: spread-out Bragg peak). La cámara debe diseñarse para su uso en agua y su construcción debe ser lo más homogénea y equivalente a agua posible. Son de especial importancia los efectos de retrodispersión de la pared posterior de la cámara. Las cámaras diseñadas para ser usadas con maniquíes sólidos, deben ser lo más equivalentes al material del maniquí que sea posible. Algunas cámaras están construidas de diversos materiales, por lo que no es simple seleccionar el material del maniquí.

Una de las principales ventajas de las cámaras plano – paralelas para la dosimetría de haces de electrones es la posibilidad de minimizar los efectos de perturbación de la dispersión. Las cámaras de ionización plano – paralelas deben diseñarse de forma que las medidas de la cámara se correspondan con la radiación de electrones incidentes en la pared frontal, mientras que la contribución de los electrones que atraviesan las paredes laterales sea despreciable. Este diseño permite considerar el punto efectivo de medida de la cámara, P_{eff} , en la superficie interior de la ventana de entrada y en el centro de dicha ventana para todas las calidades de haz y para todas las profundidades. Por motivos prácticos, es conveniente considerar el punto de referencia de la cámara en esta misma posición. Para cumplir dichos requisitos referentes a los efectos de perturbación de la radiación dispersa y P_{eff} , las cámaras plano – paralelas deben tener forma de disco y el cociente entre el diámetro y la altura de la cavidad debe ser mayor que 5. Adicionalmente, el diámetro de la cámara debe ser inferior de 20 mm para reducir la influencia de la no uniformidad del perfil del haz de

radiación. La altura de la cavidad no debe exceder de 2 mm, y el electrodo de recolección de carga debe estar rodeado por un anillo de guarda con una anchura mayor que 1.5 veces la altura de la cavidad. El espesor másico de la ventana de entrada no debe sobrepasar 0.1 g cm⁻² (ó 1 mm de PMMA), para hacer medidas suficientemente superficiales. También es necesario que la cámara no sea hermética y que la cavidad de aire alcance el equilibrio termodinámico con el medio rápidamente. Las cámaras plano – paralelas también pueden utilizarse para dosimetría relativa de haces de fotones, protones e iones pesados.

Las cámaras de ionización para medidas en haces de rayos x de baja energía, también deben ser plano – paralelas y con una ventana de entrada de 2-3 mg cm⁻². Para haces de más de 50 kV, se debe utilizar una lámina plástica adicional que permita alcanzar el equilibrio electrónico. La ventana de entrada debe disponerse al mismo nivel que la superficie del maniquí. Durante la calibración, deben utilizarse el mismo maniquí y las láminas adicionales. Para minimizar la dependencia de la cámara con la distribución espectral del haz de rayos x, la respuesta de la cámara con la energía en el intervalo de energías requerido debe variar menos del 5%.

III.2.2.2 Realización de la medida

El equipamiento para la medida de la corriente (o la carga acumulada) en la cámara de ionización incluye un electrómetro y una fuente de alimentación que proporcione la tensión de polarización a la cámara. El electrómetro debe tener preferiblemente un *display* digital y con una resolución de al menos cuatro dígitos (resolución del 0.1% en las lecturas). La variación en la respuesta del sistema de medida debe variar menos del 0.5% por año (estabilidad a largo plazo).

El electrómetro y la cámara de ionización pueden calibrarse de forma independiente. Esto es especialmente útil en centros que disponen de varias cámaras y electrómetros. En algunos casos, el conjunto cámara – electrómetro se considera como una unidad y se calibra conjuntamente.

Se debe determinar el efecto del cambio de polaridad en la cámara de ionización y su variación con el voltaje.

III.2.2.3 Maniquíes

El medio de referencia para las medidas de dosis absorbida recomendado es el agua para haces de fotones y electrones. Los maniquíes deben sobrepasar el mayor campo que se vaya a medir en al menos 5 cm por cada lado a la

profundidad de medida. Adicionalmente, debe dejarse un margen de al menos 5 g cm^{-2} más allá de la máxima profundidad de medida, salvo para haces de rayos x de media energía, en cuyo caso el margen debe superar los 10 g cm^{-2} .

Los maniquíes en láminas de poliestireno, PMMA y algunos plásticos equivalentes a agua tales como *Agua Sólida, Agua Plástica, Agua Virtual*, etc., pueden utilizarse para la dosimetría de electrones de baja energía (por debajo de 10 MeV) y son usualmente utilizados para rayos x de baja energía. No obstante, la determinación de la dosis debe referirse siempre a dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia en un maniquí homogéneo de agua. Idealmente, el material del maniquí debe ser equivalente a agua, es decir, debe tener las mismas propiedades de absorción y dispersión que el agua. La composición elemental, la densidad nominal y el número atómico medio para los materiales de maniquíes habituales están tabulados¹³.

A pesar de su uso creciente, el uso de maniquíes plásticos está desaconsejado para medidas de referencia (salvo para haces de baja energía de rayos x), ya que son los responsables de las mayores discrepancias en la determinación de la dosis absorbida en agua. Se debe principalmente a las diferencias de densidad entre los distintos lotes de producción y a las aproximaciones utilizadas para escalar las profundidades y la dosis absorbida del plástico al agua. La densidad del plástico debe medirse para cada lote individual, ya que las variaciones de uno a otro son del orden del 4%. Debe verificarse el espesor y la densidad de cada lámina y realizar radiografías de las mismas para comprobar la inexistencia de burbujas.

Aunque su uso no está recomendado para la dosimetría de referencia, puede ser adecuado para las medidas de rutina, siempre que se haya establecido una relación entre las medidas en plástico y las medidas en agua durante la calibración del haz. La comparación entre las medidas en agua y las medidas en plástico debe realizarse con rigor y comprobarse de nuevo en un intervalo adecuado.

Si se utilizan materiales aislantes para la construcción de los maniquíes, los usuarios deben tomar precauciones para evitar la acumulación de cargas en las superficies. Es especialmente importante si se usa una cámara tipo dedal en un maniquí plástico en un haz de electrones, método de medida no recomendado. La acumulación de cargas también puede tener un efecto importante durante la calibración de haces de electrones con una cámara plano – paralela. Por efecto de la acumulación de cargas se puede crear un campo eléctrico intenso que altere la distribución de la fluencia de electrones y por tanto la lectura de la cámara. Para minimizar este efecto, el maniquí debe construirse con láminas delgadas que en ningún caso excedan de 2 cm. Como se remarcó anteriormente, el espesor real de cada lámina debe verificarse y la variación del mismo en la lámina,
particularmente para las láminas más delgadas. También deben evitarse capas de aire entre las láminas en el momento de la medida.

III.2.2.4 Fundas impermeables para cámaras de ionización

Salvo que la cámara esté especialmente diseñada y sea sumergible en agua, debe utilizarse con una funda impermeable. La funda debe ser de PMMA, con una pared lo suficientemente delgada (preferiblemente de espesor no mayor de 1.0 mm) que permita el equilibrio térmico con el agua en menos de 10 minutos y debe diseñarse para que el aire de la cavidad alcance la presión del ambiente rápidamente. La distancia entre la pared externa de la cámara y la interna de la funda debe oscilar entre 0.1 y 0.3 mm. Para evitar un aumento de la humedad alrededor de la cámara, la funda debe retirarse del agua mientras no se mida. Si se utiliza la misma la funda impermeable en el laboratorio de calibración y en la dosimetría de referencia del haz clínico del usuario, se gana precisión.

Incluso para las cámaras de ionización que son impermeables, el uso de la funda puede ser deseable para conseguir un posicionamiento preciso de la cámara en el maniquí a una determinada profundidad, aunque esta ventaja depende del equipamiento utilizado.

El uso de fundas no rígidas de goma no se recomienda, especialmente para la cámara de referencia, ya que existe un mayor riesgo de pérdida de la impermeabilidad y se restringe el equilibrio de presión del aire de la cámara. Adicionalmente, este tipo de fundas suele contener polvos finos, que pueden perturbar la medida, especialmente en el caso de rayos x de media y baja energía.

III.2.2.5 Posicionamiento de las cámaras de ionización a la profundidad de referencia

Deben considerarse los efectos de la cavidad de la cámara, la pared y la funda impermeable (si se utiliza) para el correcto posicionamiento de la cámara a la profundidad de referencia, z_{ref} . Si la calidad del haz del usuario, Q, es la misma que la calidad del haz de calibración, Q₀, ó si se utilizan los valores medidos de k_{Q,Q_0} , estos efectos se tienen en cuenta durante la calibración de la cámara y, normalmente, la profundidad de calibración es la misma que la profundidad de referencia (salvo que no se utilice la misma funda impermeable en ambas medidas y haya una diferencia apreciable de espesores entre las fundas). Ésta es una de las ventajas importantes de las calibraciones en términos de dosis absorbida en agua.

Si no hay una calibración directa a la calidad del haz del usuario, deben utilizarse los valores calculados de k_{Q,Q^0} . En este caso, algunos efectos que perturban la medida se han considerado en el cálculo de k_{Q,Q^0} , mientras que otros deben considerarse en el posicionamiento de la cámara, incluyendo la posible ventana del maniquí. El término *espesor equivalente a agua* (en g cm⁻²) se refiere a producto del espesor real (en cm) por la densidad del material (en g cm⁻³).

Debe tenerse en cuenta que en el uso clínico habitual, puede ser más práctico colocar la cámara con precisión a una profundidad de referencia en milímetros y corregir el resultado a z_{ref} utilizando la distribución del rendimiento en profundidad del haz del usuario, que utilizar la cámara en una fracción de milímetro.

La cavidad de la cámara afecta de dos formas a la medida. La cavidad de aire perturba la fluencia de electrones que entran en la cavidad, y esta perturbación se considera en el cálculo de k_{Q,Q_0} . Si el centro de la cavidad de una cámara se posiciona en z_{ref} no se corresponde con la fluencia de electrones en z_{ref} en un maniquí sin cámara. Esta perturbación se incluye en el cálculo de k_{Q,Q^0} ó bien desplazando la cámara una cantidad que compense este efecto, posicionando la cámara en el llamado punto efectivo de medida. Para las cámaras plano paralelas, el punto efectivo de medida se sitúa en el punto de referencia, por lo que no es necesaria ninguna corrección por desplazamiento. Para las cámaras cilíndricas, el método de corrección elegido depende de las condiciones de referencia establecidas para cada tipo de radiación. Para ⁶⁰Co, haces de fotones de alta energía y haces de protones, el centro de la cámara se coloca en z_{ref} y el factor de desplazamiento se incluye en el cálculo de k_{Q,Q^0} , mientras que para haces de electrones o de iones pesados, el centro de la cámara se desplaza de $z_{ref.}$ Este desplazamiento en profundidad es 0.5 veces el radio de la cámara para haces de electrones y 0.75 veces para iones pesados.

La perturbación introducida por las paredes de la cámara se introduce en el cálculo de k_{Q,Q^0} , si bien no se incluye la diferente atenuación de la radiación primaria por las paredes de la cámara de la correspondiente al mismo espesor de maniquí. Si la calidad de calibración, Q_0 , coincide con la del usuario, Q, esta última diferencia se considera en la calibración. Si la calidad del haz es diferente, este efecto se considera suficientemente pequeño como para ser despreciado en haces de fotones. En caso de haces de partículas cargadas, el espesor equivalente de las paredes debe utilizarse para calcular la posición de la cámara. En la práctica, dados los pequeños espesores de cámara habitualmente utilizados, dicha corrección suele ser despreciable.

Las fundas impermeables se tratan de forma similar a las paredes de las cámaras, e incluso si la misma funda se utiliza en la calibración en el laboratorio y en la dosimetría de referencia del haz clínico del usuario puede considerarse parte de la pared de la cámara. Esta última es la aproximación recomendada, pero en caso de no utilizarse, debe considerarse el espesor equivalente de la funda para posicionar la cámara en z_{ref} .

Si se utiliza un haz horizontal, debe considerarse el espesor equivalente de la ventana de entrada al maniquí para todas las modalidades de radiación. También debe considerarse el posible efecto de abombamiento de la pared debido a la presión del agua en la superficie interior. Este efecto puede variar con el tiempo, acentuándose con el tiempo transcurrido desde el llenado del maniquí de agua, y puede ser más significativo para rayos x de media energía y haces de electrones de baja energía.

III.2.2.6 Calibración de cámaras de ionización

Cuando se envía una cámara de ionización a calibrar, se debe comprobar la estabilidad de la cámara mediante medidas de estabilidad antes y después de la calibración. Este procedimiento garantiza que la cámara no se ha visto afectada por el transporte. Una cámara de ionización de referencia debe calibrarse a una calidad de referencia Q_0 cada dos o tres años, o si el usuario sospecha que la cámara ha sufrido cualquier deterioro. Si ha realizado una calibración para otras calidades y se han obtenido los valores k_{Q,Q_0} (ó $N_{D,w,Q}$), se debe comprobar la estabilidad con la variación de la calidad del haz realizando una recalibración de dichos factores cada tres calibraciones de una cámara a la calidad Q_0 . Una cámara debe ser recalibrada para todas las calidades cada seis años al menos. En el caso de cámaras destinadas a medidas de rayos x de baja y media energía, se recomienda una recalibración para todas las calidades en cada calibración. Si la estabilidad de una cámara no se ha verificado durante un período superior a cinco, el usuario puede establecer una frecuencia de calibración mayor.

Calibración en ⁶⁰Co

La calibración de una cámara puede llevarse a cabo en un laboratorio de calibración primario o, más frecuentemente, en uno secundario. Sólo se considera este último caso en este tipo de calibración.

Se supone conocida la dosis de absorbida en agua en un maniquí de agua a una profundidad de 5 g cm⁻², D_w, para una haz de rayos gamma de ⁶⁰Co. Esta medida se realiza en un laboratorio de calibración secundario con una cámara de ionización calibrada. El usuario sitúa su cámara en el punto de referencia a una profundidad de 5 g cm⁻² y su factor de calibración, $N_{D,w}$ es:

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M}, \qquad (\text{III.6})$$

donde M es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes influyentes, para que se corresponda con las condiciones de referencia para los que el factor de calibración es válido. Las condiciones de referencia se indican en la tabla III.I.

Magnitud influyente	Valor de referencia o características de			
	referencia			
Material del maniquí	Agua			
Tamaño del maniquí	$30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$			
Temperatura	20°C			
Presión	101.3 kPa			
Humedad relativa	50%			
Profundidad de referencia, <i>z_{ref}</i>	5 g cm^{-2}			
Punto de referencia de la cámara	En el eje central en el centro del volumen de la cavidad para cámaras cilíndricas; superficie interior de la ventana de la cámara para cámaras plano – paralelas			
Posición del punto de referencia	a la profundidad <i>z_{ref}</i>			
Distancia Fuente – Cámara	100 cm			
Tamaño de campo	10×10 cm			

Tabla III.I. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua para haces de ⁶⁰Co.

Calibración en haces de fotones de alta energía

Sólo los laboratorios de calibración primarios que dispongan de un acelerador, pueden realizar calibraciones en haces de fotones y electrones de alta energía. El usuario podrá bien obtener una serie de factores $N_{D,w,Q}$ para varias calidades de haz o un factor N_{D,w,Q_0} y valores medidos de k_{Q,Q_0} .

Aún no existen laboratorios de calibración primarios que dispongan de haces de protones o iones pesados. No obstante, podrán obtenerse factores de calibración en agua en el haz de protones clínico del usuario, cuando los laboratorios de calibración puedan realizar medidas calorimétricas en un centro de terapia de protones.

III.2.2.7 Consideraciones prácticas para la medida en el haz del usuario

Antes de realizar las medidas, debe comprobarse la estabilidad del sistema dosimétrico. Se debe dejar la cámara un tiempo suficiente en la habitación del

haz para que se alcance el equilibrio térmico. Algunos electrómetros funcionan mejor después de dos horas de su conexión a la red eléctrica. Siempre es recomendable preirradiar la cámara de ionización con 2-5 Gy para alcanzar el equilibrio de cargas en los distintos materiales. Las condiciones de polaridad deben ser estables, y una modificación de la polaridad puede requerir un tiempo de espera de unos 20 minutos. En este último caso, no esperar el tiempo suficiente puede introducir un error mayor que el que se desea corregir.

La corriente de fugas se considera la corriente que se mide en ausencia de radiación. Las fugas pueden ser inducidas por la radiación y una cámara de ionización puede no presentar fugas antes de ser irradiada y presentarlas después de serlo. Por ello, la corriente de fugas debe medirse antes y después de ser irradiada la cámara, y en todos los casos debe ser menor que 0.1% de la corriente medida durante la irradiación y normalmente del mismo signo. Si se usa una cámara de pequeño volumen y baja tasa de dosis, la corriente fugas puede llegar al 1%, en cuyo caso debe corregirse por las fugas y prestar atención al signo de la corriente de fugas. Si la cámara tiene una corriente de fugas mayor del 1% no debe utilizarse para la dosimetría de referencia de un haz de uso clínico.

III.2.2.8 Corrección de las magnitudes influyentes

El factor de calibración para una cámara de ionización es válido sólo para las condiciones de referencia que se aplican en la calibración. Cualquier cambio de las condiciones en el haz clínico del usuario, debe corregirse por los factores correspondientes.

Presión, temperatura y humedad

Todas las cámaras recomendadas son abiertas al aire ambiente, por lo que la masa de aire del interior de la cavidad está sujeta a las variaciones atmosféricas. El factor de corrección que se aplica a la lectura por este motivo es:

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)P_0}{(273.2 + T_0)P},$$
(III.7)

donde *P* y *T* son la presión y la temperatura del aire de la cavidad de la cámara durante la medida y P_0 y T_0 son los valores de referencia (generalmente 101.3 kPa y 20°C). La temperatura del aire de la cámara debe considerarse la temperatura del maniquí, que no tiene que coincidir con la temperatura del aire de la sala. Para medidas en un maniquí de agua con funda impermeable, la funda debe estar ventilada para obtener rápidamente el equilibrio termodinámico.

No se aplican correcciones por humedad si la humedad relativa se encuentra entre el 20% y el 80% y el factor de calibración está referido a una humedad del 50%. Si el factor de calibración está referido a aire seco, el factor de corrección para ⁶⁰Co es $k_h = 0.997$.

Calibración del electrómetro

Si se calibran el electrómetro y la cámara de ionización de forma independiente, cada uno de ellos tiene un factor de calibración. El factor de calibración del electrómetro, se considera un factor que corrige la medida, k_{elec} . Habitualmente, el factor $N_{D,w}$ de una cámara de ionización se da en unidades de Gy/nC, por lo que el factor de calibración del electrómetro suele expresarse en nC/unidad arbitraria o en nC/nC si la lectura del electrómetro se expresa en términos de carga (en este último caso, el factor de calibración del electrómetro suele ser muy próximo a la unidad).

Si cámara y electrómetro se calibran juntos, no es necesario hacer uso de este factor de calibración, ya que aparece incluido en el valor de $N_{D,w}$.

Efecto de la polaridad

Siempre debe comprobarse el efecto de cambiar la polaridad en las lecturas de una cámara cuando se verifica el estado de la misma. Para la mayoría de las cámaras este efecto es despreciable en haces de fotones, salvo en el caso de cámaras con ventanas de entrada muy delgadas y haces de rayos x de baja energía. En el caso de partículas cargadas, especialmente electrones, este efecto puede ser significativo.

Cuando una cámara varía su lectura según la polaridad en sus electrodos, la lectura real se considera el promedio de las lecturas con ambas polaridades. Para las medidas de rutina, puede medirse siempre a la misma polaridad y corregir por este efecto por el siguiente factor:

$$k_{pol} = \frac{|M_{+}| + |M_{-}|}{2M},$$
(III.8)

donde M_+ y M_- son las lecturas del electrómetro con polaridad positiva y negativa respectivamente y M es lectura del electrómetro con la polaridad de rutina (positiva o negativa). La medidas M_+ y M_- deben realizarse con especial esmero, asegurándose que la cámara es estable frente al cambio de polaridad (algunas cámaras tardan hasta 20 minutos en estabilizarse). Para evitar la influencia de las posibles fluctuaciones de un acelerador de electrones de uso clínico, es aconsejable que estas lecturas estén normalizadas a un monitor externo. Idealmente, dicha medida monitora externa debe situarse a la misma profundidad y separada de 3 a 4 cm del centro de la cámara en el plano transversal al haz.

Recombinación de iones

La incompleta recolección de iones debido a su recombinación en la cavidad de la cámara debe corregirse por un factor k_s . Existen dos efectos independientes: i) la recombinación general, que se produce por los iones formados en las trayectorias de distintas partículas ionizantes, que es dependiente de la densidad de partículas ionizantes y por tanto de la tasa de dosis, y ii) la recombinación inicial, producida por los iones formados en la trayectoria de la misma partícula ionizante, que es independiente de la tasa de dosis. Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y de la tensión aplicada. Salvo para iones pesados, el segundo tipo de recombinación es menor que 0.2%.

Para los haces pulsados de radiación, generados en un acelerador lineal de electrones, la tasa de radiación instantánea es relativamente alta durante el pulso, por lo que la recombinación general es significativa. Si se asume la linealidad del inverso de la lectura, 1/M, respecto al inverso de la tensión, se pueden realizar dos medidas a distintas tensiones que determinen el factor de corrección por la saturación, k_s . Si se realiza la medida M_1 a la tensión V_1 y la medida M_2 a la tensión V_2 , el factor de corrección puede calcularse según la expresión:

$$k_{s} = a_{0} + a_{1} \frac{M_{1}}{M_{2}} + a_{2} \left(\frac{M_{1}}{M_{2}}\right)^{2}, \qquad (\text{III.9})$$

donde las constantes a_i están tabuladas¹³ para distintos cocientes de V_l/V_2 .

III.2.3 Código de práctica de medida para haces de fotones de alta energía

La calibración de haces de alta energía en términos de dosis absorbida en agua conforme a este código de práctica puede realizarse para haces de fotones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV. Para haces de fotones, la calidad del haz de referencia más habitual es la del ⁶⁰Co. Algunos laboratorios de calibración primarios proporcionan factores de calibración para otros haces de fotones, si bien en la mayoría de los laboratorios de calibración disponen de un haz de esta calidad. Por todo ello, en este código de medidas, todos los datos se dan para un haz de referencia de ⁶⁰Co. Aquellos usuarios que dispongan de factores de calibración basados en otras calidades, siempre pueden utilizar estos datos renormalizando los $N_{D,w,Q}$ a N_{D,w,Q^0} del ⁶⁰Co. Los cocientes de $N_{D,w,Q}$ respecto a ⁶⁰Co proporcionan una determinación experimental de los factores k_Q . Si existen valores experimentales disponibles para k_{Q,Q^0} ó k_Q para una cámara individual es

la opción preferible, sin embargo, si no hay valores disponibles, se deberán utilizar los valores calculados de forma teórica.

Sólo se recomiendan cámaras cilíndricas para la dosimetría de referencia de haces de fotones de alta energía. Las cámaras plano paralelas sólo se recomiendan para la dosimetría relativa. Para haces de fotones de alta energía con propósitos de calibración en el laboratorio de calibración o para medidas de dosimetría de referencia en el haz clínico del usuario, el punto de referencia de la medida para una cámara cilíndrica se establece en el eje central de la cámara en el centro del volumen de la cavidad. En las cámaras plano – paralelas el punto de referencia de medida se establece en la superficie interna de la ventana de entrada y en el centro de dicha ventana. El punto de referencia de medida de la cámara

Los maniquíes de agua recomendados deben medir al menos 5 cm más por cada lado que el tamaño de campo y un espesor superior en 5 cm a la máxima profundidad de medida. Si se utilizan haces horizontales, la ventana de entrada al maniquí, t_{win} , debe ser de plástico y de un espesor entre 0.2 cm y 0.5 cm. El espesor equivalente (en g cm⁻²) de la ventana del maniquí debe considerarse para establecer la profundidad a la que se posiciona la cámara, el espesor se calcula como el producto $t_{win} \rho_{pl}$, donde ρ_{pl} es la densidad másica del plástico (en g cm⁻³). Los valores más cómunes de plásticos utilizados son PMMA y poliestireno, cuyas densidades son $\rho_{PMMA} = 1.19$ g cm⁻³ y $\rho_{poliestireno} = 1.06$ g cm⁻³.

Si se utilizan cámaras de ionización no impermeables puede utilizarse una funda, construida de PMMA, y de espesor inferior a 1 mm preferentemente. El aire entre la cámara y la funda debe ser suficiente para que permita el equilibrio de la presión del aire (0.1 a 0.3 mm de espesor). Debe utilizarse la misma funda durante la calibración y en la dosimetría de referencia en el haz clínico del usuario. Si no fuera posible esto último, la cámara en el haz clínico del usuario deberá estar construida del mismo material y tener un espesor similar.

III.2.3.1 Elección del índice de calidad del haz

Para haces de alta energía producidos por aceleradores clínicos, la calidad del haz Q se define como el cociente $TPR_{20,10}$. Este es el cociente de dosis absorbida a profundidades de 20 y 10 cm en un maniquí de agua, medido a una distancia Fuente – Cámara constante de 100 cm y un tamaño de campo de 10×10 cm² en el plano de la cámara.

La característica más importante de este índice de calidad del haz es su independencia respecto a la contaminación de electrones del haz incidente. También proporciona una medida del coeficiente de atenuación efectivo de la exponencial a la que puede aproximarse el rendimiento en profundidad más allá de la profundidad del máximo. Como $TPR_{20,10}$ se define como un cociente de dosis, no es necesario el uso de factores de corrección por desplazamiento a ambas profundidades. Adicionalmente, la mayoría de los pequeños errores sistemáticos debidos al posicionamiento de la cámara, tienden a compensarse.

Otros índices de calidad del haz, como el rendimiento en profundidad a 10 cm y la profundidad de la dosis del 80% del máximo se han propuesto en la literatura. Debe remarcarse que no existe un indicador de calidad del haz que satisfaga todos los requerimientos en todo este intervalo de energías y en todos los haces utilizados en laboratorios de calibración y en hospitales. Es importante destacar que los haces de los aceleradores que no son de uso clínico que se encuentran en algunos laboratorios de calibración no son idénticos a los de los aceleradores clínicos.

A pesar de que la definición de $TPR_{20,10}$ se realiza estrictamente en términos de cociente de dosis absorbida, se puede utilizar el cociente de ionización con una precisión aceptable debido a la escasa variación con la profundidad de cocientes de los poderes frenado agua – aire y a que se suponen constantes los factores de perturbación a profundidades mayores del máximo.

Otra opción para la determinación de $TPR_{20,10}$ consiste en determinar el cociente entre el rendimiento en profundidad de 20 y 10 cm de profundidad, $D_{20,10}$, para un campo 10×10 cm² definido en la superficie del maniquí a una distancia Fuente – Superficie de 100 cm y hacer uso de la relación entre ambos parámetros establecida empíricamente⁴⁰.

III.2.3.2 Determinación de la dosis absorbida en agua

El formalismo utilizado será el descrito en el apartado §III.2.1. La dosis de referencia en agua a profundidad de referencia z_{ref} , para un haz de fotones de calidad Q y en ausencia de la cámara viene determinado por la ecuación (III.2). Las medidas de la cámara deben corregirse por los efectos de la presión y temperatura, la calibración del electrómetro, y los efectos de recombinación y polaridad. Así se puede determinar la dosis absorbida a la profundidad de referencia, z_{ref} . No obstante, en los cálculos dosimétricos habituales en la clínica es frecuente determinar la dosis a una profundidad definida por el usuario, utilizando los datos de rendimientos en profundidad o los cocientes tejido – maniquí (*TPR*) o tejido – máximo (*TMR*) para las disposiciones isocéntricas.

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida se resumen en la siguiente tabla:

Tabla III.II. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbidad en agua para haces de fotones de alta energía.

Magnitud influyente	Valor de referencia o características de			
	referencia			
Material del maniquí	Agua			
Tipo de cámara	Cilíndrica			
Profundidad de referencia, <i>z_{ref}</i>	5 ó 10 g cm ⁻² ; para $TPR_{20,10} < 0.7$			
·	10 g cm ⁻² ; para $TPR_{20,10} < 0.7$			
Punto de referencia de la	en el eje central en el centro del volumen de la			
cámara	cavidad			
Posición del punto de	a la profundidad z			
referencia	a la profundidad z_{ref}			
Distancia Fuente – Superficie	100 cm^{a}			
ó Distancia Fuente – Cámara				
Tamaño de campo	$10 \times 10 \text{ cm}^{b}$			

^aSi la dosis de referencia se determina en una disposición isocéntrica, se utilizará la distancia al isocentro sea o no 100 cm.

^bEl tamaño de campo se define en la superficie del maniquí para una disposición con distancia Fuente – Superficie fija y en el plano de la cámara para una disposición isocéntrica.

III.2.3.3 Valores de k_{Q,Q_0}

En el caso de una cámara calibrada en ⁶⁰Co, los factores k_Q se encuentran tabulados¹³ para una serie de calidades del haz del usuario y para un gran número de tipos de cámaras. Estos factores se han adaptado a partir de cálculos anteriores realizados por Andreo⁸ y pueden utilizarse a las profundidades de referencia de la tabla III.II. Para las cámaras no sumergibles, se ha supuesto una funda impermeable de 0.5 mm de PMMA, pero se pueden utilizar fundas de hasta 1 mm sin introducir un error mayor de 0.1%. No obstante, el uso de los valores tabulados de k_Q introduce una mayor incertidumbre que los valores medidos, ya que no se consideran las variaciones en la respuesta con la energía de una cámara a otra. Para todas las cámaras el valor de k_Q es 1 para la calidad de ⁶⁰Co.

Si una cámara ha sido calibrada para varias calidades, los datos del laboratorio de calibración se presentarán idealmente como un solo factor de calibración, N_{D,w,Q^0} , y un conjunto de factores medidos k_{Q,Q^0} . El valor k_{Q,Q^0} para la calidad Q del usuario puede obtenerse por interpolación de los valores medidos. Si el laboratorio de calibración ha proporcionado una serie de valores de $N_{D,w,Q}$, los datos deben convertirse primero al formato deseado, es decir, se elegirá una calidad como Q_0 y se calcularán los valores medidos de k_{Q,Q^0} :

Capítulo III

$$k_{Q,Q^0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}}$$
(III.10)

y posteriormente se puede interpolar el valor de k_{Q,Q_0} para la calidad del usuario.

Una vez que se han obtenido los valores experimentales de N_{D,w,Q^0} y k_{Q,Q^0} , no es necesario recalibrar la cámara para todas las calidades Q, sino sólo para la calidad de referencia Q_0 . En este último caso, el nuevo factor N_{D,w,Q^0} se utilizará junto con los valores anteriores de k_{Q,Q^0} , si bien la dependencia con la calidad del haz deberá recalibrarse cada tres calibraciones para la calidad de referencia Q_0 ó en caso de sospecha de deterioro de la cámara.

Algunos laboratorios de calibración proporcionan el valor N_{D,w,Q^0} para la cámara del usuario y valores experimentales genéricos de k_{Q,Q^0} obtenidos para el tipo de cámara del usuario. Sólo se recomienda utilizar estos valores experimentales de k_{Q,Q^0} si se han obtenido con un amplio muestreo de cámaras de ese tipo específico y la variación de este factor entre las distintas cámaras es muy pequeña.

III.2.3.4 Calibración por intercomparación de cámaras de ionización de campo

Una cámara de campo (que no va a ser utilizada para medidas de referencia, aunque sí de constancia) puede calibrarse por intercomparación frente a una cámara calibrada de referencia. Las cámaras se comparan situando alternativamente las cámaras en el maniquí de agua con sus puntos de referencia en z_{ref} en un haz del usuario de calidad de referencia Q_0 . El factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua para la cámara de ionización de campo viene dado por:

$$N_{D,w,Q_0}^{campo} = \frac{M_{ref}}{M_{campo}} N_{D,w,Q_0}^{ref}, \qquad (\text{III.11})$$

donde M_{ref} y M_{campo} son las lecturas por unidades monitor de las cámaras de referencia y campo respectivamente, corregidas por las magnitudes influyentes (temperatura, presión, calibración del electrómetro, polaridad y recombinación) y N_{D,w,Q_0}^{ref} es el factor de calibración en términos de dosis absorbida en agua para la cámara de referencia.

III.2.3.5 Medidas no realizadas en las condiciones de referencia

La dosimetría clínica requiere las medidas de la distribución de dosis en profundidad en el eje central (habitualmente llamado rendimiento en profundidad, o PDD – acrónimo de *percentage depth dose*), los cocientes maniquí – tejido (*TPR – tissue phantom ratio*) o cocientes máximo – tejido (*TMR – tissue maximum ratio*), distribuciones de isodosis, perfiles transversales al haz y factores de campo (*output factors*) en función del tamaño y la forma del campo en condiciones de referencia y no referencia. Tales medidas deben realizarse para todas las combinaciones posibles de energías, tamaños de campo y distancias Fuente – Superficie o Fuente – Isocentro que se utilicen en los tratamientos radioterápicos.

Rendimientos en profundidad o PDD

Todas las medidas deben seguir las recomendaciones del apartado §III.2.2.1, pese a que se puedan elegir otros tipos de detectores. Para la medida de curvas de ionización en profundidad se recomienda el uso de cámaras plano – paralelas. Si se utiliza una cámara de ionización cilíndrica, debe situarse en el punto efectivo de medida. Esto requiere que toda la curva se desplace 0.6 r_{cil} hacia la superficie, donde r_{cil} es el radio de la cavidad de la cámara cilíndrica. Para aumentar la precisión en las zonas previas al equilibrio electrónico, se pueden utilizar cámaras de extrapolación o cámaras plano – paralelas con un buen aislamiento. Si se desea utilizar un detector de estado sólido (diodos o detectores de diamante) se debe haber verificado previamente su comportamiento por comparación con una cámara de ionización.

Como los cocientes de los poderes de frenado y los efectos de perturbación pueden suponerse constantes con la profundidad para una calidad de un haz de fotones de alta energía y un tamaño de campo, las distribuciones relativas de ionización pueden utilizarse como distribuciones relativas de dosis absorbida, al menos para profundidades mayores o iguales que el máximo.

Factores de campo

Los factores de campo son los cocientes de las medidas corregidas en condiciones que no son de referencia, entre las medidas de referencia. Estas medidas se realizan típicamente a la profundidad del máximo o a una profundidad de referencia^{37,119} y se corrigen a la profundidad del máximo utilizando los rendimientos en profundidad. Cuando se miden factores de campo, bien en campos abiertos, bien en campos con cuña, se debe garantizar que la uniformidad de la fluencia de la radiación en la cavidad de la cámara. Esto es especialmente importante para tamaños de campo inferiores a 5 cm × 5 cm. Algunos aceleradores presentan una V muy pronunciada en el centro del perfil

que varía con la profundidad y el tamaño de campo. Para detectores excesivamente grandes, puede ser difícil corregir este efecto con precisión. Por ello, las cámaras de dedal con una cavidad excesivamente grande y las plano – paralelas con grandes electrodos deben evitarse para la realización de estas medidas.

En haces con cuña, la intensidad de radiación varía fuertemente con la dirección de la cuña. Por ello, la dimensión del detector en la dirección de la cuña debe ser tan pequeña como sea posible. Se recomienda para estas medidas, una cámara dedal pequeña con su eje perpendicular a la dirección de la cuña. La coincidencia de los ejes del haz, del colimador y de la cuña debe verificarse antes de realizar las medidas.

III.2.4 Expresión y estimación de incertidumbres

Tradicionalmente, el error se ha tratado como dos componentes, llamados error aleatorio y error sistemático. De acuerdo con esta definición, un error es la diferencia entre el valor medido y el valor real. Si los errores se conocen con exactitud, el valor verdadero puede determinarse, pero en realidad, sólo es posible realizar una estimación de los errores. Por tanto, después de aplicar todas las correcciones conocidas a una medida, no se necesita considerar los errores (su valor esperado es cero) y la magnitud de interés es la incertidumbre. Un error tiene un valor numérico y un signo. Por el contrario, la incertidumbre asociada a una medida es un parámetro que caracteriza la dispersión de valores *que razonablemente pueden atribuirse al mesurando*. Este parámetro es normalmente una desviación estándar estimada. Una incertidumbre carece de signo y se supone simétrica. Es una medida de la falta de conocimiento exacto, una vez que se han reconocido todos los efectos sistemáticos y se han eliminado por las correcciones apropiadas.

Las incertidumbres de las medidas se expresan como incertidumbres estándar relativas y la evaluación de las incertidumbres estándar se clasifica en tipo A y tipo B. El método de evaluación de la incertidumbre estándar tipo A se realiza mediante el análisis estadístico de una serie de observaciones, mientras que el método de evaluación de la incertidumbre estándar tipo B se basa en otros métodos no basados en el análisis estadístico de una serie de observaciones.

En la categorización tradicional de las incertidumbres es habitual distinguir entre contribuciones aleatorias y sistemáticas. Ésta es una clasificación no recomendada, ya que incluye ambigüedades. Por ejemplo, una componente aleatoria en una medida puede convertirse en sistemática en otra medida dependiente del resultado de la primera.

III.2.4.1 Incertidumbres estándar tipo A

En una serie de *n* medidas, con valores observados x_i , el mejor estimador de la magnitud x se determina normalmente por el valor de la media aritmética:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} x_i$$
 (III.12)

La dispersión de los *n* valores medidos x_i , alrededor de su media \bar{x} puede caracterizarse por la desviación estándar:

$$\sigma(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n} (x_i - \bar{x})^2}$$
(III.13)

y la magnitud $\sigma^2(x_i)$ se llama varianza de la muestra.

Es habitual que la magnitud de interés sea el valor medio de la desviación estándar, $\sigma(\bar{x})$, para la que se aplica la siguiente relación general:

$$\sigma(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}}\sigma(x_i). \tag{III.14}$$

Un método alternativo para estimar $\sigma(\bar{x})$ puede basarse en el resultado de varios grupos de medidas. Si todos los grupos tienen el mismo tamaño, las expresiones anteriores pueden utilizarse, considerando como x_i la media del grupo *i*-ésimo y \bar{x} es la media de todas las medias de los *n* grupos. Para grupos de diferente tamaño, se deben utilizar distintos *pesos estadísticos*.

La *incertidumbre estándar tipo* A, notada como u_A , se identifica con la desviación estándar del valor medio:

 $u_A = \sigma(\bar{x}). \tag{III.15}$

Obviamente, el valor *verdadero* de una incertidumbre no puede realizarse mediante una determinación empírica, por lo que por definición es sólo una estimación. Esto es válido para ambas incertidumbres, tipo A y tipo B. En la ecuación (III.14), puede observarse que la incertidumbre tipo A se reduce al aumentar el número de medidas. Si se utilizan diversas técnicas de medida, se preferirán aquellas con menor dispersión, que son las que presentan menor desviación estándar, $\sigma(x_i)$, pero en la práctica las posibilidades de reducción son limitadas.

En el pasado, las incertidumbres debidas a efectos aleatorios se han evaluado a menudo como el límite de confianza, establecido usualmente al 95% de confianza. Esta aproximación no se utiliza ya que no hay bases estadísticas para su combinación. La teoría de propagación de errores requiere combinaciones en términos de varianzas.

III.2.4.2 Incertidumbres estándar tipo B

Hay muchas fuentes de incertidumbres en la medida que no pueden estimarse mediante la repetición de medidas. Estas se llaman incertidumbres tipo B. En ellas se incluyen las influencias desconocidas, e incluso sospechadas, en el proceso de medida, y los pequeños efectos de las magnitudes influyentes (presión, temperatura, etc.), la aplicación de los factores de corrección o datos físicos procedentes de la literatura, etc.

Las incertidumbres tipo B deben estimarse para que se correspondan con las desviaciones estándar. Por ello, es conveniente asumir que estas incertidumbres tienen una distribución de probabilidad que se corresponda con una forma reconocible. Por mayor simplicidad, puede asumirse que la incertidumbre tipo B sigue una distribución rectangular de densidad de probabilidad, es decir, que tiene una probabilidad constante en el intervalo [-M, M]. Con esta distribución, la incertidumbre estándar tipo B viene dada por la expresión:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \,. \tag{III.16}$$

Otra opción es considerar que sigue una distribución triangular, con los mismos límites, en cuyo caso, puede demostrarse que:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}}.$$
 (III.17)

Otra aproximación válida es suponer una distribución gaussiana. Así si de forma empírica la muestra se encuentra en el intervalo[-L, L], la incertidumbre estándar tipo B se calcula con la siguiente expresión:

$$u_B = \frac{L}{k}, \qquad (\text{III.18})$$

donde k = 2 si el límite *L* se ha determinado con bastante seguridad (95%), o k = 3 si se ha determinado con casi completa seguridad (99%).

Puesto que las incertidumbres tipo A y tipo B son estimadas como desviaciones estándar, se combinan siguiendo las reglas estadísticas para la combinación de varianzas (desviación estándar al cuadrado). Si u_A y u_B son las incertidumbres estándar tipo A y tipo B de una magnitud, entonces la incertidumbre estándar de esa magnitud es:

$$u = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} .$$
 (III.19)

La incertidumbre estándar combinada también tiene carácter de desviación estándar. Si adicionalmente se considera que tiene una distribución de probabilidad gaussiana, se corresponde con un límite de confianza del 68%.

III.2.4.3 Incertidumbre estimada en la determinación de la dosis absorbida en agua en las condiciones de referencia

Cuando se utiliza un sistema dosimétrico de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz clínico del usuario, las incertidumbres de las distintas magnitudes físicas o introducidas por los procedimientos utilizados pueden separarse en dos niveles. El nivel 1 considera las incertidumbres hasta la calibración del sistema dosimétrico de referencia en términos de $N_{D,w}$ en el laboratorio de calibración. El nivel 2 se asocia a la calibración del haz clínico del usuario (dosimetría de referencia) e incluye las incertidumbres asociadas a las medidas en el punto de referencia del maniquí. El nivel 2 también incluye las incertidumbres asociadas al valor de k_Q .

Cuando la calibración del sistema dosimétrico se realiza en un laboratorio secundario para la calidad del ⁶⁰Co, la incertidumbre combinada en D_w tiene un valor típico de 1.5%, basándose en los cálculos de k_Q . Si la calibración se realiza en un laboratorio primario y se utilizan valores medidos de k_Q para la cámara del usuario, la incertidumbre asociada se reduce hasta 1.2%. Si se utiliza una cámara de ionización de campo, calibrada por intercomparación, la incertidumbre asociada aumenta aproximadamente un 0.2%.

III.3 INTRODUCCIÓN A TG-51. PROTOCOLO PARA LA DOSIMETRÍA CLÍNICA DE REFERENCIA DE HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA Y ELECTRONES

Los avances en dosimetría de la radiación continúan mejorando la precisión de las calibraciones de haces de fotones y electrones de uso clínico. El documento TG-51⁶, representa el tercero de una serie de protocolos adoptados por la AAPM y representa un cambio radical frente a los dos anteriores. Los anteriores protocolos se basaban en las medidas en aire con una cámara de ionización y se derivaban de las teorías de Bragg-Gray^{25,45} y Spencer-Attix¹¹¹. En la primera generación de protocolos, los laboratorios de calibración proporcionaban factores de exposición para cámaras de ionización en haces de 60Co y los factores de conversión a dosis estaban tabulados en función de la energía nominal del haz. El procedimiento era muy simple, ya que no hacía consideraciones especiales referentes al tipo de cámara o a la calidad del haz del usuario. La omisión de algunas consideraciones conlleva errores en la calibración de hasta el 5%. En la segunda generación de protocolos, como por ejemplo, el TG-21¹⁰⁴, publicado en 1983, se redujo la incertidumbre asociada, aumentando la complejidad. La precisión de la calibración de la dosis era mucho mejor, pero añadía complejidad, especialmente para determinar los factores que dependen del tipo de cámara y su variación con la calidad del haz. Esta complejidad implica un aumento del riesgo potencial de implementación clínica errónea.

Este nuevo protocolo también se basa en medidas con cámaras de ionización, pero utiliza factores de calibración de dosis absorbida en agua. Por ello, es mucho más fácil de comprender y más simple de llevar a la práctica que los protocolos anteriores. En los años noventa, los laboratorios primarios de calibración hicieron un gran esfuerzo para cambiar sus patrones de exposición o *kerma* en aire a patrones de dosis absorbida en agua, que es la magnitud utilizada en la dosimetría clínica de referencia. Los patrones para dosis absorbida en agua tienen una incertidumbre (1 σ) menor del 1% para ⁶⁰Co y haces de radiación de frenado de hasta 25 MV. Es apropiado introducir un protocolo que permita la incorporación de esta mejora de la precisión. Estas mejoras se han introducido en los protocolos de tercera generación que se basan en el uso de cámaras de ionización calibradas en términos de dosis absorbida en agua en un haz de ⁶⁰Co.

La dosimetría de referencia basada en factores de calibración de dosis absorbida en ⁶⁰Co requiere factores de conversión de calidad del haz, que se notarán como k_Q , y estos factores se han calculado utilizando la teoría de la cavidad de Spencer-Attix para la mayoría de las cámaras de ionización cilíndricas que actualmente se utilizan en la dosimetría de referencia de haces de uso clínico. La determinación de los factores k_Q para haces de electrones es más compleja que para fotones, ya que además de la dependencia energética, tiene cierta dependencia con el gradiente del haz clínico del usuario. El protocolo se ha

redactado de forma que permita la futura incorporación de medidas en los laboratorios de calibración primarios de dosis absorbida en haces de aceleradores lineales de electrones.

La dosimetría de referencia debe realizarse en un maniquí de agua. Las medidas de dosimetría de referencia en materiales plásticos, incluidos los plásticos equivalentes a agua, no se contemplan. Así se asegura la simplicidad y precisión del protocolo, ya que la magnitud de interés es la dosis absorbida en agua. Las medidas periódicas pueden realizarse en agua plástica, si bien la dosimetría de referencia inicial y, al menos, una calibración anual deben realizarse en agua.

Este protocolo, también se diferencia del TG-21¹⁰⁴, en que no se combinan teoría y práctica, sino que es sólo un protocolo sobre cómo realizar la dosimetría de referencia en un haz de uso clínico.

Se supone que la implantación del nuevo protocolo, no debe suponer una modificación de más del 1% en la dosimetría de referencia de haces de fotones, respecto al uso del protocolo TG-21¹⁰⁴. En el caso de haces de electrones, la modificación puede ser algo mayor, debido a que se consideran cocientes de poderes de frenado más realistas que los empleados anteriormente.

El ámbito de aplicación de este protocolo es la dosimetría de referencia en haces de uso clínico con energías comprendidas entre ⁶⁰Co y 50 MV para haces de fotones y entre 4 y 50 MeV para haces de electrones.

El principal propósito de este protocolo es asegurar la uniformidad de la dosimetría de referencia en haces de radioterapia externa de fotones de alta energía y electrones. Para conseguirlo, se parte del factor de calibración de una cámara de ionización que es trazable directamente a los patrones nacionales de dosis absorbida en agua de los laboratorios de calibración primarios de EE.UU. y Canadá (*National Institute of Standard and Technology*, NIST, en EE.UU., y *National Research Council of Canada*, NRCC, en Canadá). La trazabilidad directa también se puede conseguir con los factores de calibración obtenidos de laboratorios de calibración dosimétrica acredidatos.

III.3.1 Formalismo general

Muchos de los datos utilizados en este protocolo sólo son aplicables en las condiciones de referencia. Estas condiciones se especifican más adelante e incluyen factores como la profundidad de medida, el tamaño de campo y la distancia Fuente – Superficie. También se hace referencia a dosis y carga "por

número de unidades monitor (o minutos para ⁶⁰Co)", aunque no suele expresarse explícitamente.

Dado un factor de calibración de dosis absorbida en agua, $N_{D,w}^Q$ (en cGy/C o Gy/unidad arbitraria), para una cámara de ionización en un haz de calidad Q, se verifica que:

$$D_w^Q = M N_{D,w}^Q \qquad (Gy), \tag{III.20}$$

donde D_w^Q es la dosis absorbida en agua (en Gy) en el punto de medida de la cámara de ionización cuando la cámara de ionización no está (o sea, a la profundidad de referencia) y *M* es la lectura del electrómetro en Coulombios (C) o unidades arbitrarias corregida por la recombinación de iones, polaridad, calibración del electrómetro, y referenciada a la presión y temperatura de las condiciones estándar. Si la cámara no es sumergible, se deberá usar durante la calibración y su uso clínico por el usuario la misma funda impermeable. Si un factor de calibración de dosis absorbida se ha obtenido para la calidad de interés, se puede utilizar la ecuación (III.20) directamente y obviar el siguiente paso de este protocolo: la determinación de k_Q .

Lo más habitual es que los factores de calibración de dosis absorbida se hayan obtenido en un haz de ⁶⁰Co, $N_{D,w}^{\circ Co}$, para las condiciones de referencia. En este caso, se define el factor de conversión de calidad, k_Q , tal que:

$$D_w^Q = Mk_O N_{D,w}^{\omega Co} \qquad (Gy). \tag{III.21}$$

Para haces de fotones, este protocolo proporciona valores de k_Q para la mayoría de las cámaras utilizadas en dosimetría de referencia. No se incluyen las cámaras plano – paralelas, porque no se dispone de suficiente información sobre los factores de corrección de pared en haces de fotones distintos de ⁶⁰Co.

En general, el factor de conversión de calidad para haces de electrones tiene dos componentes:

$$k_{Q} = P_{gr}^{Q} k_{R_{50}}, \qquad (\text{III.22})$$

donde $k_{R^{50}}$ es un factor específico de cada cámara que depende de la calidad para la que el factor de calibración de dosis absorbida se ha obtenido y de la calidad del haz del usuario, Q, especificada por R_{50} . P_{gr}^{Q} es necesario sólo para cámaras cilíndricas, y corrige el efecto del gradiente a la profundidad de referencia. El valor de P_{gr}^{Q} depende del radio de la cavidad de la cámara y del gradiente de ionización en el punto de medida en el haz clínico del usuario. Este protocolo proporciona un procedimiento de medida de P_{gr}^Q .

El factor $k_{R_{50}}$ también puede escribirse como el producto de dos factores:

$$k_{R_{50}} = k_{R_{50}} k_{ecal}.$$
 (III.23)

El factor de conversión de fotones – electrones, k_{ecal} , que es fijo para cada modelo de cámara, y es k_{R50} para un haz de electrones de calidad Q_{ecal} , o sea, el valor necesario para convertir $N_{D,w}^{60}$ en $N_{D,w}^{Q_{ecal}}$. El factor de conversión de calidad de haces de electrones, k'_{R50} , depende de la calidad del haz y convierte $N_{D,w}^{Q_{ecal}}$ en $N_{D,w}^{Q}$. Así, la dosis en un haz de electrones viene dada por:

$$D_{w}^{Q} = MP_{gr}^{Q} k_{R_{50}}^{'} k_{ecal} N_{D,w}^{{}^{60}Co} \qquad (Gy).$$
(III.24)

La introducción del factor de conversión de fotones – electrones, k_{ecal} , parece algo arbitraria, pero es muy útil, ya que:

- i) La variación entre cámaras de $k'_{R_{50}}$ es mucho menor que la de $k_{R_{50}}$.
- ii) Es una magnitud medible directamente en los laboratorios de calibración primarios que disponen de haces de electrones.
- iii) Juega un papel natural cuando se realiza la calibración por intercomparación de una cámara plano – paralela frente a una cilíndrica.

A pesar de que este protocolo permite y proporciona datos sobre cámaras plano – paralelas, las medidas o cálculos de k_{ecal} tienen una mayor incertidumbre asociada. Por tanto, se recomienda realizar una calibración por intercomparación con una cámara cilíndrica en un haz de electrones de alta energía.

La profundidad de referencia para la dosimetría en haces de electrones se define a $d_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1$ cm, que es esencialmente la profundidad del máximo para haces de energías inferiores a 10 MeV, y más profundo para haces de mayor energía. En esta profundidad, el protocolo hace uso de los cocientes de poderes de frenado que consideran el haz polienergético, aproximación más cercana a la realidad, y al mismo tiempo, no requiere el uso de tablas de cocientes de poderes de frenado en función de la profundidad y R_{50} .

Para utilizar este formalismo, se comienza por obtener un factor de calibración de dosis absorbida en agua para una cámara de ionización en un haz de 60 Co, como se describe en el siguiente apartado y determinar el factor de conversión de calidad, k_Q , para la cámara utilizada. Para ello, es necesario haber determinado la calidad del haz, Q.

III.3.2 Obtención de un factor de calibración de dosis absorbida en agua

El primer paso para la aplicación de este protocolo es obtener un factor de calibración de dosis absorbida en agua para la cámara de ionización del usuario en un haz de ⁶⁰Co en condiciones de referencia. El factor de calibración de dosis absorbida en agua se define como:

$$N_{D,w}^{{}^{60}Co} = \frac{D_w^{{}^{60}Co}}{M} \qquad (Gy/C \text{ } o \text{ } Gy/\text{unidad arbitraria}), \qquad (III.25)$$

donde $D_w^{(0)}C_o$ es la dosis absorbida en agua (en Gy) en el haz del laboratorio de calibración en el punto de medida en ausencia de la cámara. El factor de calibración se aplica bajo ciertas condiciones atmosféricas de presión, temperatura y humedad del aire de la cámara, y se referencia para 22°C, 101.33 kPa y una humedad relativa entre el 20% y el 80% (en EE.UU. y Canadá). Esta calibración debe ser trazable a los patrones primarios de dosis absorbida en agua. En la práctica, para la mayoría de los usuarios de la AAPM, significa obtener el factor de calibración en un laboratorio acreditado en EE.UU. (trazable al NIST) o en el *National Research Council of Canada* (NRCC) en Canadá.

Es responsabilidad del radiofísico asegurar que las comprobaciones sean adecuadas, independientes y redundantes para evitar cualquier problema con la cámara de ionización antes de la calibración de rutina. Las comprobaciones pueden realizarse con fuentes de chequeo, con medidas regulares en haces de ⁶⁰Co, o por el uso de sistemas dosimétricos independientes. Pese a las comprobaciones periódicas y redundantes, es necesario calibrar una cámara antes de utilizarla, cada dos años y cuando se repare o cuando las calibraciones periódicas sugieran una variación en la respuesta.

El radiofísico debe realizar al menos dos comprobaciones independientes antes de enviar una cámara a calibrar y repetir los mismos chequeos cuando la cámara vuelva, para asegurarse que las características de la cámara no se han modificado en el transporte.

La cámara de ionización y el electrómetro deben calibrarse como una unidad, siempre que sea posible. Todos los rangos de medida del electrómetro que se utilicen deben ser calibrados. Este protocolo recomienda medir en agua tanto durante la calibración, como durante la dosimetría de referencia en el haz clínico del usuario. Si se usan cámaras sumergibles, se evitan las complicaciones que conlleva usar fundas impermeables y la capa de aire asociada.

Las cámaras sumergibles pueden calibrarse sin ningún aditamento. Es responsabilidad del usuario garantizar la impermeabilidad de la cámara sumergible antes de enviarla al laboratorio de calibración. El laboratorio de calibración puede utilizar su propia funda impermeable para las cámaras no sumergibles o si la funda del usuario cumple los criterios oportunos, también puede utilizar la del usuario. La funda impermeable debe minimizar la capa de aire con la pared exterior de la cámara ($\leq 0.2 \text{ mm}$) y debe ser de PMMA, de un espesor inferior a 1 mm. Otra opción recomendada es el uso de un preservativo de látex, siempre que no lleve polvos de talco, ya que puede ocasionar problemas con la cámara. Para otras cámaras que no sean tipo Farmer, el usuario debe contactar con el laboratorio para que las fundas utilizadas en la calibración y en la dosimetría de referencia sean similares y cumplan los criterios anteriores. Si ambas fundas cumplen estos criterios, el efecto en la calibración y en la dosimetría clínica de referencia es despreciable, ya que no existen apenas diferencias entre ellas.

III.3.3 Maniquíes de medida

La dosimetría de referencia debe realizarse en un maniquí de agua con dimensiones de al menos $30 \times 30 \times 30$ cm³. Si el haz incide por la pared plástica del maniquí de agua cuyo espesor es mayor que 0.2 cm, todas las profundidades deben corregirse a profundidades equivalentes a agua y la distancia a la fuente se mide a la pared exterior del maniquí. Para un maniquí de PMMA, el factor de conversión de espesor de PMMA a espesor equivalente a agua es 1.19¹⁰⁴.

III.3.4 Medida de la carga

Las lecturas de carga de la cámara de ionización, *M*, completamente corregidas vienen dadas por la expresión:

$$M = P_{ion}P_{TP}P_{elec}P_{pol}M_{raw} \quad (C \text{ } o \text{ unidad arbitraria}), \tag{III.26}$$

donde M_{raw} es la lectura directa de la cámara en unidades arbitrarias o coulombios (C), P_{TP} es la corrección por presión y temperatura que corrige a las condiciones estándar para las que está calibrada la cámara de ionización, P_{ion} corrige por la incompleta recolección de la carga, P_{pol} corrige por cualquier

efecto debido a la polaridad, y P_{elec} considera el factor calibración del electrómetro si se ha calibrado de forma independiente a la cámara. Adicionalmente, cualquier deriva debe corregirse si es necesario.

Corrección de la polaridad

Los efectos de la polaridad varían con la calidad del haz y otras condiciones, incluso con la posición del cable. Por tanto, es necesario corregir estos efectos realizando las medidas de efectos de polaridad cada vez que se realice una dosimetría clínica de referencia.

Para corregir las lecturas de una cámara de ionización por el efecto de la polaridad se debe medir con ambas polaridades y el factor de corrección de polaridad, P_{pol} , se deduce de:

$$P_{pol} = \left| \frac{M_{raw}^{+} - M_{raw}^{-}}{2M_{raw}} \right|,$$
(III.27)

donde M_{raw}^+ es la lectura de la cámara cuando se recoge la carga positiva, M_{raw}^- es la lectura de la cámara cuando se recoge la carga negativa, y M_{raw} es la lectura de la cámara con la polaridad correspondiente a la calibración y a la dosimetría de referencia. Se deben utilizar las lecturas con su signo, que normalmente es opuesto, salvo que el fondo sea muy elevado. Después del cambio de polaridad, se debe esperar un tiempo suficiente para realizar la siguiente lectura.

En caso de que el factor de corrección por polaridad difiera más del 0.3% de la unidad para haces de fotones de energías iguales o inferiores a 6 MV, se debe solicitar al laboratorio de calibración el factor utilizado o medirlo si se dispone de un haz de ⁶⁰Co. Puesto que los laboratorios de calibración tradicionalmente proporcionan el factor de calibración de la cámara para una polaridad determinada, si hay un factor de corrección por polaridad significativo, el usuario deberá utilizar $N_{D,w}^{60}/P_{pol}^{60}$ en lugar de $N_{D,w}^{60}$.

Factor de corrección del electrómetro

Es práctica habitual en EE.UU. calibrar cámara de ionización y electrómetros por separado. Este hecho no es habitual en Canadá, donde suelen calibrarse como una unidad. Si el electrómetro se calibra por separado debe considerarse el factor de calibración del electrómetro, P_{elec} , que corrige la lectura del electrómetro en Coulombios. P_{elec} debe obtenerse para el intervalo de medida utilizado. Si la cámara y el electrómetro se calibran como una unidad y en las calibraciones por intercomparación, se considera P_{elec} igual a la unidad.

Condiciones estándar: temperatura, presión y humedad relativa

Las condiciones estándar son temperatura: $T_0 = 22$ °C y presión: $P_0 = 101.33$ kPa (1 atm), por tanto el factor de corrección por presión y temperatura es:

$$P_{TP} = \frac{(273.2+T)P_0}{(273.2+T_0)P}.$$
(III.28)

donde T es la temperatura en grados centígrados en el agua próxima a la cámara y P es la presión (sin corregir al nivel del mar, pero realizando las correcciones correspondientes a la temperatura del barómetro y latitud en el caso de un barómetro de Hg). Las condiciones estándar son diferentes en otros países distintos de Canadá y EE.UU., por lo que la expresión (III.28) deberá utilizar la presión y temperatura estándar de referencia.

Las cámaras requieren un cierto tiempo para alcanzar el equilibrio térmico con el agua que las rodea. Después de insertar la cámara en el maniquí de agua hay que garantizar que se ha alcanzado el equilibrio térmico o que cualquier variación en la temperatura tendrá un efecto despreciable. Después de 5 ó 10 minutos, se puede suponer que la temperatura del interior de la cámara es igual a la temperatura del agua circundante.

Se asume que la humedad relativa está siempre entre el 20% y el 80%. En este intervalo, el error introducido por ignorar las variaciones de humedad relativa es $\pm 0.15\%$.

El aire húmedo puede ocasionar condensación en el interior de la cavidad de la cámara de ionización y puede afectar a la respuesta de la cámara, especialmente para las cámaras de paredes de nylon, por lo que no se recomienda su uso en tales condiciones.

Correcciones por la incompleta recolección de la carga

En este protocolo las lecturas de la cámara de ionización en el haz clínico del usuario deben corregirse por la incompleta recolección de la carga. El factor de corrección por recombinación, P_{ion} , es una función de la dosis por pulso del acelerador, y por tanto varía con la tasa de pulsos y con la tasa de dosis. Debe medirse para cada conjunto de condiciones experimentales en las que se vaya a realizar la dosimetría de referencia.

Este protocolo se basa en la definición del factor de calibración dado por la ecuación (III.25), lo que significa que se aplica cuando se ha recolectado el 100% de la carga. La corrección al 100% de carga recolectada se realiza en el laboratorio de calibración. Posteriormente, el usuario debe incluir explícitamente el factor de corrección por recombinación, P_{ion} , en la ecuación (III.26), para cada haz independientemente.

Las correcciones por recombinación están suficientemente descritas y pequeñas correcciones pueden realizarse con precisión. En cualquier caso, si una cámara de ionización presenta un factor de corrección, P_{ion} , mayor que 1.05, la incertidumbre asociada a esta corrección hace desaconsejable el uso de esta cámara para medidas de referencia. Aumentar el voltaje para estas cámaras para reducir la recombinación de iones no es recomendable. En este factor de corrección no se introducen modificaciones importantes respecto al anterior protocolo, TG-21¹⁰⁴, a pesar de las consideraciones anteriores, ya que se considera que este factor introduce una incertidumbre inferior al 0.5% para tensiones iguales o inferiores a 300 V.

Para determinar el factor de corrección P_{ion} debe utilizarse la técnica de las dos tensiones. Consiste en la medida de la carga en el haz de interés con dos tensiones diferentes aplicadas al detector. Después de cada cambio de tensión se debe esperar para reanudar las medidas para que se alcance el equilibrio (usualmente, varios minutos).

Sea V_H la tensión normal de operación del detector (siempre la mayor de las tensiones en estas medidas) y M_{raw}^{H} las lecturas directas de la cámara de ionización con la polarización V_H . Después de la medida de M_{raw}^{H} se reduce la tensión de polarización en un factor superior o igual a 2, a V_L , y se mide M_{raw}^{L} una vez que las lecturas de la cámara alcanzan el equilibrio.

Para haces continuos (por ejemplo, ⁶⁰Co), la expresión para calcular el factor de corrección por el método de las dos tensiones es:

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - (V_H / V_L)^2}{M_{raw}^H / M_{raw}^L - (V_H / V_L)^2}.$$
 (III.29)

Así se calcula la recombinación general en un haz continuo, si bien es la recombinación inicial la que predomina.

Para haces pulsados y pulsados y barridos con $P_{ion} < 1.05$, se puede utilizar la aproximación lineal de la curva de saturación. En este caso, el factor de corrección por recombinación se obtiene con la siguiente ecuación:

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - V_H / V_L}{M_{raw}^H / M_{raw}^L - V_H / V_L}.$$
 (III.30)

A pesar de que las ecuaciones exactas para haces pulsados y pulsados y barridos no son lineales, la ecuación (III.30) difiere del resultado exacto entre el 0.2% y el 0.4% para un cociente de tensiones de 2, y entre el 0.3% y el 0.6% para un cociente de 3. Para valores mayores de P_{ion} cercanos a 1.05 ó valores mayores del cociente de las tensiones se pueden utilizar los programas o ajustes que dan soluciones numéricas a las ecuaciones no lineales.

III.3.5 Especificación de la calidad del haz

Para haces de fotones y de electrones generados por aceleradores, la calidad del haz debe especificarse para determinar el valor correcto del factor de conversión de calidad, k_Q o el factor de conversión de electrones, $k'_{R_{50}}$. Para un haz de ⁶⁰Co el factor de conversión de calidad es $k_Q = 1$ por definición y por tanto no requiere especificación de la calidad del haz. La calidad del haz debe determinarse cada vez que se realice la dosimetría de referencia. Para ello, es necesario medir el rendimiento en profundidad del haz. Deben considerarse las correcciones necesarias para convertir las curvas de ionización a curvas de dosis en la medida de los rendimientos en profundidad. A pesar de que este protocolo es flexible en la elección de la distancia Fuente – Superficie para la dosimetría de referencia, para medir la calidad del haz, la distancia Fuente – Superficie siempre es 100 cm, tanto para haces de fotones como de electrones. Esto se debe a que los dos parámetros de calidad del haz, %/dd(10) y R_{50} son dependientes de la distancia Fuente – Superficie, mientras que los factores de calibración de dosis absorbida no lo son.

El punto de medida para una cámara cilíndrica se encuentra en el eje central de la cámara y siempre se desplaza a la profundidad de referencia cuando se mide dosis en un punto individual (al contrario que cuando se miden rendimientos en profundidad). Sin embargo, el punto efectivo de medida se encuentra encima del punto de medida (más cercano a la fuente de radiación) debido a que la dirección predominante de los electrones secundarios es la de la incidencia del haz. Este hecho influye en la medida de los rendimientos en profundidad y en el cálculo de la dosis absorbida a la profundidad de referencia.

Cuando se mide el rendimiento en profundidad con una cámara cilíndrica, el punto efectivo de medida se calcula de la siguiente manera: 1) primero se mide la curva de ionización en profundidad considerando el punto de medida, y 2) posteriormente se desplaza toda la curva a una mayor profundidad una distancia proporcional al radio de la cavidad de la cámara, r_{cav} . Para cámaras cilíndricas y esféricas el desplazamiento es $0.6r_{cav}$ para haces de fotones y $0.5r_{cav}$ para haces de electrones. Las curvas desplazadas se consideran curvas de ionización y se utilizan para calcular los índices de calidad del haz de fotones y electrones. Se ignora cualquier variación con la profundidad de P_{ion} y P_{pol} y para electrones también se obvian las variaciones del factor de corrección de fluencia de electrones. Las cámaras plano – paralelas con anillos de guarda suficientemente aislantes minimizan estas variaciones con la profundidad, por lo que son las recomendadas para medir rendimientos en profundidad en haces de electrones.

Para haces de fotones, la variación en los cocientes de los poderes de frenado es despreciable (<0.1%) para profundidades mayores del máximo de dosis, d_{max} , por lo que la curva de ionización puede tratarse como la curva de dosis. Las curvas de ionización en profundidad de electrones deben corregirse por el cambio significativo del cociente de los poderes de frenado con la profundidad. Esta conversión sólo es necesaria en este protocolo para calcular la dosis en el máximo, d_{max} , a partir de la dosis en el punto de referencia, d_{ref} .

Para cámaras plano – paralelas, el centro de la superficie anterior de la cavidad de la cámara es el punto de medida. Tradicionalmente se ha llamado punto efectivo de medida. Por tanto no es necesario realizar desplazamientos en las curvas de ionización para especificar la calidad del haz.

En contraste con lo anterior, para medidas de dosis absoluta a la profundidad de referencia en haces de fotones y electrones, el punto efectivo de medida para una cámara cilíndrica se coloca a la profundidad de referencia (10 cm para fotones y d_{ref} para electrones). Los efectos del gradiente se incluyen implícitamente en el factor de conversión de calidad del haz, k_Q , para fotones y explícitamente en el término P_{gr}^Q para electrones. Así, el formalismo de este protocolo proporciona la dosis absorbida en agua en el punto de medida en ausencia de la cámara.

Para propósitos de dosimetría de referencia, la calidad de un haz de fotones se especifica por $\% dd(10)_x$, esto es el porcentaje de dosis a 10 cm de profundidad en el eje del haz en un maniquí de agua debido sólo a fotones (excluyendo la contaminación de electrones). El valor de $\% dd(10)_x$ se define para un campo 10×10 cm² en la superficie del maniquí a una distancia Fuente – Superficie de 100 cm. Para haces de ⁶⁰Co, no es necesario conocer $\% dd(10)_x$ ya que k_Q es igual a 1 por definición.

Para energías superiores a 10 MV, los electrones procedentes del cabezal del acelerador pueden afectar significativamente a la dosis en d_{max} , y por ello se reduce el valor medido de % dd(10). Esta contaminación de electrones varía con el tipo de máquina. Aún así, se ha demostrado que poniendo una lámina de plomo de 1 mm de espesor bajo el cabezal del acelerador, se reduce el efecto de los electrones procedentes del cabezal hasta niveles despreciables y se han realizado cálculos para considerar el efecto de la contaminación de electrones producida en la lámina de plomo. Así, el primer paso para determinar la calidad de un haz de fotones con energía superior a 10 MV es medir $\% dd(10)_{Pb}$,

interponiendo una lámina de 1 mm de plomo que intercepte todo el haz de fotones (aunque debe retirarse para realizar la dosimetría de referencia). Para haces con energías inferiores a 10 MV no es necesario el uso de la lámina de plomo y basta con medir % dd(10) en el haz sin modificadores.

Si se utiliza la lámina de 1 mm de plomo, debe colocarse a una distancia de unos 50 cm de la superficie del maniquí (\pm 5 cm). Si la construcción del acelerador no permite poner la lámina a esa distancia (por ejemplo, por uso de colimación terciaria), puede ponerse a 30 \pm 1 cm de la superficie del maniquí. El espesor exacto de la lámina no es crítico y se puede aceptar una variación de \pm 20%.

Para determinar $\% dd(10)_{Pb}$, con la lámina de plomo interpuesta en el haz (para energías superiores a 10 MV), ó % dd(10) para haces de baja energía donde no es necesario el uso de la lámina, debe utilizarse una cámara de ionización para medir el rendimiento en profundidad en agua. El tamaño de campo debe ser $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y la distancia Fuente – Superficie 100 cm. Para cámaras cilíndricas y esféricas el desplazamiento de los datos medidos hacia la superficie de entrada del haz en el maniquí es $0.6r_{cav}$. Si se usan cámaras plano – paralelas no es necesario realizar desplazamiento.

Posteriormente, debe medirse el valor de la dosis a 10 cm de profundidad y dividirlo por el valor a d_{max} . Este valor es $\% dd(10)_{Pb}$ ó % dd(10), según el caso.

Para haces con energías menores de 10 MV, el valor medido de % dd(10)sin ningún modificador del haz, es directamente el índice de calidad del haz, $\% dd(10)_x$. Para energías mayores de 10 MV ($\% dd(10)_{Pb} > 73\%$), el valor de $\% dd(10)_x$ se obtiene a partir del valor medido de $\% dd(10)_{Pb}$ y con lámina de plomo a 50±5 cm de la superficie del maniquí:

$$\% dd(10)_x = (0.8905 + 0.00150\% dd(10)_{Pb})\% dd(10)_{Pb},$$
 (III.31)

mientras que si la lamina se coloca a 30 ± 1 cm de la superficie y $\% dd(10)_{Pb} > 71\%$, se calcula con la siguiente expresión:

$$\% dd(10)_x = (0.8116 + 0.00264\% dd(10)_{Pb})\% dd(10)_{Pb}.$$
 (III.32)

La lamina de plomo solo se utiliza para determinar el índice de calidad del haz, $%dd(10)_x$, y debe quitarse para el resto de medidas.

También existe una expresión general para corregir la contaminación de electrones en aceleradores con una distancia superior a 45 cm desde el final del cabezal hasta la superficie de medida. Para haces de energía inferior a 10 MV,

con % dd(10) < 75%, $\% dd(10)_x = \% dd(10)$. En cambio, para haces de alta energía, con 75% < % dd(10) < 89%:

$$\% dd(10)_x = 1.267\% dd(10) - 20.$$
 (III.33)

Esta última fórmula se basa en un ajuste global de datos anteriormente publicados⁶¹. Para haces de alta energía, este ajuste puede introducir una incertidumbre en el índice de calidad del haz del 2% en algunos casos extremos, lo que se traduce en un error en k_Q , y por tanto en la dosis absorbida, del 0.4%.

Para haces de electrones, el indicador de calidad del haz elegido es la profundidad a la que se absorbe la mitad de dosis que en el máximo, R_{50} , igual que en el TRS-398¹³.

III.3.6 Dosimetría en haces de fotones

En haces de fotones, la ecuación (III.21) proporciona la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, para el mismo número de unidades monitor que las utilizadas para medir la carga M, en el punto de medida de una cámara de ionización en el haz clínico del usuario de calidad Q, especificada por $%dd(10)_x$.

III.3.6.1 Condiciones de referencia de profundidad, tamaño de campo y distancia Fuente – Superficie

La dosimetría clínica de referencia para haces de fotones se realiza en un haz sin modificadores (sin bandejas, cuñas, filtros de plomo o bloques), con el punto de medida de la cámara de ionización cilíndrica situado a la profundidad de referencia, que es a una profundidad de 10 cm equivalentes a agua en un maniquí de agua (puede requerir correcciones por la pared del maniquí en caso de incidencia horizontal del haz). Pueden utilizarse disposiciones isocéntricas, en cuyo caso, la cámara se sitúa en el isocentro (y la distancia Fuente – Superficie es inferior a 100 cm). El tamaño de campo es $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Este tamaño de campo se define en la superficie del maniquí, si la distancia Fuente – Superficie es 100 cm, o en el plano de la cámara para disposiciones isocéntricas.

En los laboratorios de calibración, la profundidad de referencia tradicional en haces de 60 Co es 5 g cm⁻². La diferencia entre el factor de calibración de una cámara de ionización determinado a esta profundidad y el determinado a una profundidad de 10 g cm⁻² es despreciable, por lo que puede utilizarse el factor obtenido a la profundidad de 5 g cm⁻².

III.3.6.2 Dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia en haces de fotones de uso clínico

Para utilizar la ecuación (III.21) es necesario conocer el valor de k_Q . Para haces de ⁶⁰Co, k_Q es igual a 1. Los valores de k_Q están tabulados⁶ para la mayoría de las cámaras de ionización utilizadas en la dosimetría de referencia. El método para calcular dichos valores para cámaras cilíndricas se ha descrito en trabajos^{61,101} anteriores a este protocolo. Para cámaras plano – paralelas no existe aún información suficiente sobre los factores de corrección debidos a las paredes de la cámara para utilizarlas en la dosimetría de referencia en haces de fotones.

III.3.6.3 Dosis absorbida en agua a otras profundidades en haces de fotones de uso clínico

La dosimetría de referencia determina la dosis absorbida en agua a 10 cm de profundidad. Si los cálculos de la dosimetría clínica se realizan a otras profundidades, la dosis correspondiente puede determinarse por dos métodos alternativos. Para disposiciones no isocéntricas, con distancia Fuente – Superficie fija, se utilizan las curvas de rendimientos en profundidad. Para las disposiciones isocéntricas, se utilizan las curvas de cocientes tejido – maniquí (*TPR*), salvo que se desee obtener la dosis en d_{max}, en cuyo caso se hace uso de las curvas de cocientes máximo – maniquí (*TMR*).

III.3.7 Uso de otras cámaras de ionización

El protocolo TG-51⁶ proporciona valores de k_Q para la gran mayoría de cámaras de ionización comúnmente utilizadas en la dosimetría clínica de referencia. No obstante, se puede utilizar una cámara cilíndrica cuyos valores no se encuentren tabulados en dicho protocolo. Los puntos a considerar para calcular k_Q son el material y espesor de la pared de la cámara, el radio de la cavidad de aire y la presencia de aluminio en el electrodo. Si existe una cámara con valores tabulados con material y espesor de pared iguales y radio de la cavidad igual, se pueden usar sus valores añadiendo una incertidumbre de 0.5%. Es responsabilidad del usuario confirmar estos resultados por intercomparación con la cámara cuyos valores están tabulados.

III.4 MATERIAL Y MÉTODOS

Para determinar el efecto de la contaminación de electrones en ambos protocolos, TRS-398¹³ y TG-51⁶, se han realizado medidas de índices de calidad en cinco haces de fotones en tres aceleradores lineales de electrones: *Primus (Siemens)*, *SL–18 (Elekta)* y *SL–75/5 (Elekta)*. Los cinco haces de fotones son: 6 y 18 MV en el acelerador *Primus*, 6 y 15 MV en el acelerador *SL–18* y 6 MV en el acelerador *SL–75/5*. Los tres aceleradores lineales de electrones se encuentran en el Servicio de Radioterapia del Instituto Galego de Medicina Técnica en el Hospital do Meixoeiro (Vigo).

Los datos presentados se corresponden al promedio de seis lecturas, la mitad de ellas con polaridad positiva y la otra mitad, negativa, para descartar cualquier efecto debido a la polaridad. La incertidumbre experimental se considera la desviación estándar de estas seis medidas. Los datos de las medidas de los controles de calidad periódicos se han realizado en los años 2001, 2002 y 2003 en las máquinas *Elekta*, (medidas mensuales en *SL*–*18* y trimestrales en *SL*–*75/5*) y durante los meses de febrero, marzo y abril de 2003 en el acelerador *Primus*. En este caso, la incertidumbre experimental es la dispersión de todas estas medidas periódicas.

La incertidumbre se ha determinado siguiendo las recomendaciones del apartado §III.2.4. Así, la incertidumbre tipo A es la desviación estándar del promedio de las medidas para las magnitudes determinadas experimentalmente, y una combinación en términos de varianzas para las magnitudes no medibles directamente, como establece la teoría de propagación de errores. Las incertidumbres tipo B se basan en las desviaciones estándar de los ajustes utilizados para calcular:

- (a) $\% dd(10)_x$ a partir de las medidas de rendimientos en profundidad.
- (b) $TPR_{20,10}$ a partir de las medidas de $D_{20,10}$.
- (c) $S_{w,air}$ a partir de un índice de calidad del haz.

El límite de confianza del 95% no se ha utilizado, porque no hay bases estadísticas para la combinación de límites de confianza.

III.4.1 Uso del desviador magnético

Para la medida directa de $\% dd(10)_x$ en los cinco haces de uso clínico, se ha utilizado el desviador magnético descrito en el apartado §II.3. El circuito magnético realizado con la estructura de hierro y los dos imanes permanentes se

ha adaptado para su uso en dos bandejas modificadas (una para los aceleradores *Elekta* y otra para el acelerador *Primus*). La modificación ha consistido en realizarle un hueco mayor que el tamaño de campo del haz incidente. El desviador magnético elimina todos los electrones contaminantes provenientes del cabezal del acelerador, mientras que la influencia de los electrones generados en aire es despreciable a la profundidad del máximo.

Las medidas de dosis relativa debida a la contaminación de electrones es la diferencia entre las medidas de rendimientos en profundidad normalizadas a 10 cm de profundidad sin desviador magnético y las realizadas con desviador.

III.4.2 Especificación de la calidad del haz

Los rendimientos en profundidad se han medido con una cámara de ionización cilíndrica *IC10* (marca *Scanditronix* – *Wellhöfer*) en una cuba de agua computarizada *WP700* de la misma marca. Para las medidas de $\% dd(10)_x$, el tamaño de campo es 10×10 cm² y la distancia Fuente – Superficie se fija a 100 cm. El radio interno de la cavidad (r_{cav}) de esta cámara mide 3 mm, y el desplazamiento del punto efectivo de medida es 1.8 mm ($0.6r_{cav}$). Para las medidas en haces de baja energía (6MV), sólo se han determinado dos rendimientos en profundidad: uno con desviador y otro en haz sin ningún modificador.

En el haz de 18 MV del acelerador *Primus* se han realizado once medidas de rendimientos en profundidad: sin ningún modificador del haz, con el desviador magnético, con la lámina de plomo de 1 mm de espesor a 51, 50, 49, 45.2 y 30 cm de la superficie del maniquí y con el desviador magnético y la lámina de plomo a 51, 50, 49 y 45.2 cm de la superficie del maniquí. El último conjunto de medidas con el desviador magnético y la lámina de plomo se ha utilizado para determinar si la lámina de plomo introducía algún efecto por endurecimiento del haz. También se han estudiado las variaciones con el posicionamiento de la lámina de plomo.

En el haz de 15 MV del acelerador *SL*–*18* se han realizado cinco medidas de rendimientos en profundidad: sin ningún tipo de modificador del haz, con el desviador magnético, con la lámina de plomo a 46.2 cm y 29.2 cm de la superficie del maniquí y con el desviador magnético y la lámina de plomo a 46.2 cm.

El parámetro $\% dd(10)_x$ se ha determinado directamente con las medidas de rendimientos en profundidad medidos con el desviador magnético y se ha estimado como se describe en el apartado §III.3.5, midiendo rendimientos en profundidad con la lámina de plomo o sin ningún modificador del haz. En el caso

de los haces de baja energía, aunque se realicen medidas sin ningún modificador, el protocolo TG-51⁶ estima que $\% dd(10)_x$ es igual a % dd(10), pero para los haces de alta energía utiliza las expresiones (III.31),(III.32) y (III.33) dependiendo de si las medidas se realizan con la lámina de plomo a 50 cm de la superficie del maniquí, a 30 cm o sin ningún tipo de modificador, respectivamente. Las expresiones (III.31) y (III.32) tienen una incertidumbre máxima⁹⁹ de 0.5%, por lo que si se considera una densidad de probabilidad rectangular, se puede asignar una incertidumbre tipo B en el cálculo de $\% dd(10)_x$ de 0.3%. Si se utiliza la expresión (III.33), la incertidumbre tipo B debida a esta aproximación en el cálculo de $S_{w,air}$ es 0.2% (si no se utiliza ninguna corrección, $\% dd(10)_x = \% dd(10)$, la incertidumbre en este parámetro es 0.4%).

La relación entre los cocientes de poderes de frenado agua – aire y $%dd(10)_x$ se puede obtener de la siguiente expresión¹⁰¹:

$$S_{w,air} = 1.275 - 0.00231\% dd(10)_x.$$
 (III.34)

La desviación estándar asociada a este ajuste es de 0.0011.

El índice $TPR_{20,10}$ se ha medido para los cinco haces de uso clínico con la cámara *IC10* de Wellhöfer utilizando el mismo sistema de medida y variando el nivel de agua, sin mover la cámara. No se considera desplazamiento en estas medidas, que se han realizado siguiendo las recomendaciones de Brahme y Andreo²⁶, aunque en el acelerador *SL–18*, $TPR_{20,10}$ se ha medido con una distancia Fuente – cámara de 110 cm. Para el cálculo de los cocientes de poderes de frenado, $S_{w,air}$, se ha utilizado el siguiente ajuste cúbico⁹:

$$S_{w,air} = 1.3614 - 1.2963TPR_{20,10} + 2.5302(TPR_{20,10})^2 - 1.6896(TPR_{20,10})^3.$$
(III.35)

Esta expresión ajusta los datos experimentales mejor que un 0.15%, por lo que se le asigna una incertidumbre tipo B de 0.09%. En los casos en los que no hay datos experimentales disponibles de k_{Q,Q^0} , pero se puede aplicar la teoría de Bragg-Gray^{25,45}, el factor de corrección por calidad del haz se calcula a partir de valores de $S_{w,air}$, y otros parámetros, como se describe en el apartado §III.2.1 y en el código de práctica TRS-398¹³. El valor utilizado para este cálculo se obtiene a partir de *TPR*_{20,10} haciendo uso de la expresión (III.35).

Para la estimación de la variación en el tiempo de ambos índices de calidad del haz, se han considerado las curvas de rendimientos en profundidad obtenidas en los controles de calidad periódicos en haces sin modificadores. Por ello, para calcular $\% dd(10)_x$ para los dos haces de alta energía se ha utilizado la

expresión (III.33). Para calcular $TPR_{20,10}$ a partir de los cocientes de dosis en profundidad a 10 y 20 cm, $D_{20,10}$, se ha usado la siguiente relación lineal⁴⁰:

$$TPR_{20,10} = 1.2661D_{20,10} - 0.0595.$$
(III.36)

No hay información concerniente a la incertidumbre asociada al cálculo de $TPR_{20,10}$ debida a este ajuste, aunque calcular $S_{w,air}$ a partir este ajuste, introduce una incertidumbre tipo B de 0.125%.

Tanto TG-51⁶ como TRS-398¹³ se basan en dosis absorbida en agua, y sólo utilizan $S_{w,air}$ para el cálculo de los valores de k_Q , hasta que se disponga de suficientes valores experimentales. $S_{w,air}$ y p_{wall} son las principales fuentes de incertidumbre en el cálculo de k_Q . No obstante, se han comparado los valores tabulados de k_Q utilizando ambos protocolos.

III.5 RESULTADOS



III.5.1 Contaminación de electrones

Figura III.1. Contaminación de electrones originada en el cabezal para los tres haces de 6 MV. La dosis relativa (%) está referida a la dosis a 10 cm de profundidad. *Primus* 6 MV (curva gruesa), *SL*–75/5 6MV (curva discontinua) y *SL*–18 6MV (curva delgada)

Las medidas de rendimientos en profundidad se han normalizado a 10 cm de profundidad, y la dosis relativa se refiere al porcentaje de dosis considerando esta normalización. Como resultado de las medidas con y sin desviador magnético, se ha medido la contaminación electrónica debida al cabezal para un campo 10×10 cm² y una distancia Fuente – Superficie igual a 100 cm.

Para los tres haces de 6 MV, la dosis relativa debida a la contaminación de electrones procedente del cabezal se muestra en la figura III.1. La dosis relativa debida a la contaminación de electrones a la profundidad del máximo, d_{max} , puede estimarse a partir de los valores medidos de % dd(10) y $\% dd(10)_{Pb}$ y los valores calculados de $\% dd(10)_x$ para los haces de alta energía. Para los haces de baja energía, el TG-51⁶ supone que el efecto de la contaminación de electrones en la medida de $\% dd(10)_x$ tiene una repercusión despreciable en la medida de la dosis absorbida.

En la tabla III.III se presenta la comparación entre la contaminación de electrones medida a la profundidad del máximo y la estimada con el formalismo del TG-51⁶, donde todos los valores de dosis se refieren al porcentaje de dosis respecto a la dosis a 10 cm de profundidad. Sólo en el caso del haz sin modificadores de 15 MV del acelerador SL-18 se observa una subestimación significativa del cálculo de la contaminación de electrones por el TG-51⁶. En los demás casos, los valores medidos y calculados son del mismo orden. La comparación de las figuras III.2 y III.3 muestra una mayor importancia de la contaminación de electrones en el haz de 15 MV del acelerador SL-18 que en el haz de 18 MV del acelerador *Primus*. En este último caso, también cabe resaltar que la contaminación de electrones medida cuando la lámina de plomo se dispone a 30 cm de la superficie del agua, es mayor que cuando se mide en un haz sin modificadores.

Tabla III.III. La dosis relativa a la profundidad del máximo, normalizada a 10 cm de profundidad, debida a la contaminación de electrones (%EC(d_{max})_{norm at 10 cm}) se considera como la diferencia entre las curvas de rendimiento en profundidad normalizadas a 10 cm de profundidad con y sin desviador magnético. Para las medidas sin modificadores⁶:

 $\&EC(d_{max})_{norm at 10 cm} = (100^2 / \% dd(10))(1 - \% dd(10) / \% dd(10)_x);$

Si se usa el filtro de plomo:

Cabe resaltar la infraestimación realizada por el TG-51⁶ para el haz de 15 MV medido sin modificador.

Acelerador	Energía	Modificador	Posición del máximo (cm)	Dosis relativa debida a contaminación de electrones medida	Dosis relativa debida a contaminación de elec- trones estimada por TG-51
Primus	6 MV	Ninguno	1.6	0.7	0
SL-75	6 MV	Ninguno	1.4	0.8	0
SL–18	6 MV	Ninguno	1.5	0.8	0
SL-18	15 MV	Ninguno	2.8	2.3	0.6
SL-18	15 MV	Pb a 46.2 cm	2.9	1.0	0.8
SL-18	15 MV	Pb a 29.2 cm	3	1.9	1.7
Primus	18 MV	Ninguno	3.1	1.2	1.3
Primus	18 MV	Pb a 50 cm	3.2	0.9	1.0
Primus	18 MV	Pb a 30 cm	3	1.9	2.1

En el TG-51⁶ se recomienda situar la lámina de plomo a 50 ± 5 cm de la superficie del agua. Adicionalmente, se han estudiado para el haz de 18 MV del acelerador *Primus* las variaciones en la contaminación de electrones debidas a pequeñas variaciones en el posicionamiento de la lámina. Se han realizado medidas situando la lámina a 45, 49, 50 y 51 cm (no son posibles distancias mayores). La figura III.4 muestra como las variaciones debidas al posicionamiento de la lámina son menores que las debidas a la incertidumbre experimental.


Figura III.2. Contaminación de electrones del haz de 15 MV (*SL–18*). La dosis relativa (%) está referida a la dosis a 10 cm de profundidad. La medida de la contaminación de electrones con la lámina de Pb a 46.2 cm (curva gruesa), con la lámina de Pb a 30 cm (curva normal) y sin ningún modificador (curva delgada).



Figura III.3. Contaminación de electrones del haz de 18 MV (*Primus*). La dosis relativa (%) está referida a la dosis a 10 cm de profundidad. La medida de la contaminación de electrones con la lámina de Pb a 50 cm (curva gruesa), con la lámina de Pb a 30 cm (curva normal) y sin ningún modificador (curva delgada). Cuando la lámina de plomo se sitúa a 30 cm de la superficie del maniquí, aumenta la contaminación de electrones.



Comparación entre TG-51 y TRS-398: efecto de la contaminación de electrones

Figura III.4. Contaminación de electrones del haz de 18 MV (*Primus*) situando la lámina de Pb a 45.2 cm (curva continua y delgada), 49 cm (curva discontinua y gruesa), 50 cm (curva continua y gruesa) y 51 cm (curva delgada y discontinua). La dosis relativa (%) está referida a la dosis a 10 cm de profundidad.

III.5.2 Índices de calidad y cocientes de poderes de frenado $(S_{w,air})$

La tabla III.IV muestra los índices de calidad del haz medidos para los tres haces de baja energía y su incertidumbre asociada. Para los haces de 6 MV, sólo se considera la incertidumbre experimental para el cálculo de $\% dd(10)_x$, ya que no se realiza ningún ajuste. La incertidumbre experimental tipo A de los haces de alta energía se ha calculado combinando una desviación estadística de las medidas y la propagación de errores en las fórmulas (III.31), (III.32) y (III.33). En el caso de $TPR_{20,10}$, la incertidumbre experimental se ha calculado considerando la expresión habitual para un cociente. Las medidas correspondientes a los controles periódicos de D_{20,10}, en el acelerador Primus presentan una desviación estándar más pequeña debido al corto período de tiempo en que se han tomado y a la tecnología más actual empleada en su diseño. La mayor incertidumbre experimental está asociada a las medidas periódicas del acelerador SL-18. Este hecho puede deberse a que los controles se realizan mensualmente y los mantenimientos preventivos realizados por el servicio técnico, se realizan trimestralmente, mientras que en el acelerador SL-75/5, el control de calidad se realiza trimestralmente y tras el mantenimiento preventivo. Hay dos medidas que se corresponden al mismo concepto, las etiquetadas como

Tabla III.IV. Los índices de calidad medidos de las diferentes formas descritas previamente para los tres haces de 6 MV, los cocientes de frenado calculados correspondientes y el valor de k_Q calculado para la cámara *NE2571. u* es la incertidumbre experimental (1 desviación estándar) para las medidas de los índices de calidad del haz. QC indica medidas realizadas durante los controles de calidad periódicos. u_A es la incertidumbre derivada de la propagación de errores experimentales en el cálculo de $S_{w,air}$ y u_B es la incertidumbre debida a los ajustes para calcular $S_{w,air}$ (ajuste cúbico para *TPR*_{20,10} y lineal para %dd(10)_x), mientras que u_{AB} es la combinación de las dos anteriores.

Acelerador / Energía		Método	Índice de calidad <i>u</i>			$S_{w,air}$	u_{AB}	u_A u_B		k _Q NE2571
Primus 6MV		TRS-398	<i>TPR</i> _{20,10}	0.6738	0.0013	1.1198	0.0010	0.0002	0.0010	0.993
		QC & Followill ³	$TPR_{20,10}^{1}$	0.6862	0.0009	1.1173	0.0024	0.0002	0.0024	0.993
		QC & TG-51	%dd(10)	67.66	0.22	1.1187	0.0012	0.0005	0.0011	0.993
		TG-51 sin modificadores	%dd(10)	66.98	0.20	1.1203	0.0012	0.0005	0.0011	0.994
		TG-51 + imán	$%dd(10)_x$	67.29	0.25	1.1195	0.0012	0.0006	0.0011	0.993
SL-18	6MV	TRS-398	$TPR_{20,10}^{2}$	0.6822	0.0011	1.1182	0.0010	0.0002	0.0010	0.993
		QC & Followill	$TPR_{20,10}^{1}$	0.6778	0.0047	1.1190	0.0025	0.0009	0.0024	0.993
		QC & TG-51	%dd(10)	66.88	0.31	1.1205	0.0013	0.0007	0.0011	0.994
		TG-51 sin modificadores	%dd(10)	67.25	0.24	1.1197	0.0012	0.0006	0.0011	0.993
		TG-51 + imán	$%dd(10)_x$	67.57	0.18	1.1189	0.0012	0.0004	0.0011	0.993
SL-75	6MV	TRS-398	<i>TPR</i> _{20,10}	0.6767	0.0012	1.1193	0.0010	0.0002	0.0010	0.993
		QC & Followill	$TPR_{20,10}^{1}$	0.6833	0.0022	1.1179	0.0024	0.0004	0.0024	0.993
		QC & TG-51	%dd(10)	67.62	0.21	1.1188	0.0012	0.0005	0.0011	0.993
		TG-51 sin modificadores	%dd(10)	67.25	0.27	1.1197	0.0013	0.0006	0.0011	0.993
		TG-51 + imán	$%dd(10)_x$	67.61	0.12	1.1188	0.0011	0.0003	0.0011	0.993

¹ $TPR_{20,10}$ obtenido a partir de la fórmula de Followill⁴⁰. Sólo se ha considerado la incertidumbre experimental en el cálculo de $TPR_{20,10}$, aunque se ha añadido una incertidumbre tipo B de 0.125% en el cálculo de $S_{w,air}$.

² Medido a distancia Fuente – Cámara de 110 cm.

³ Diseño más actual, y por tanto, menor dispersión de valores.

Comparación entre TG-51 y TRS-398: efecto de la contaminación de electrones

"QC & TG-51" y "TG-51 sin modificadores". "TG-51 sin modificadores" se corresponde a la media de seis medidas consecutivas, mientras que "QC & TG-51" hace referencia a las medidas de los controles de calidad periódicos. Las diferencias en los valores pueden explicarse por las fluctuaciones estadísticas si se considera un 95% de límite de confianza (dos desviaciones estándar).

Los resultados para los índices de calidad para haces de alta energía se muestran en la tabla III.V. En esta tabla III.V la incertidumbre para $\% dd(10)_x$ considera incertidumbres experimentales (tipo A) y tipo B donde existen criterios para asignarla.

La incertidumbre de $S_{w,air}$ (u_{AB}) se ha dividido en dos incertidumbres independientes: la asociada a la incertidumbre experimental (u_A) de los índices de calidad, y la incertidumbre (u_B) derivadas de los ajustes de los cocientes de los poderes de frenado en función de los índices de calidad y de los cálculos para obtener $\% dd(10)_x$ a partir de valores experimentales de $\% dd(10)_{Pb}$. Cuando se utiliza el ajuste de Followill⁴⁰, no hay información sobre la incertidumbre que se introduce en el cálculo de $TPR_{20,10}$ a partir de $D_{20,10}$, si bien su influencia en la incertidumbre de $S_{w,air}$ sí se ha considerado. Del mismo modo, tampoco se ha podido considerar la incertidumbre en el cálculo de $\% dd(10)_x$ a partir de % dd(10) medido en haces sin modificadores, pero su influencia en la incertidumbre de $S_{w,air}$ calculado es $0.2\%^{61}$.



Figura III.5. Variación en el tiempo de $S_{w,air}$ para el haz de 15 MV del acelerador *SL*–*18* basada en las medidas periódicas de los controles de calidad: $S_{w,air}$ calculado a partir de %dd(10) (aspas); $S_{w,air}$ calculado a partir de $D_{20,10}$ (puntos).

El valor de $S_{w,air}$ calculado varía significativamente (0.4%) en el haz de 15 MV del acelerador *SL*–*18* dependiendo del índice de calidad elegido y del procedimiento de medida, especialmente para las medidas sin modificadores del haz y siguiendo el formalismo del TG-51⁶. En este caso, también se ha observado una infravaloración de la contaminación de electrones que puede explicar este resultado.

A partir de las medidas periódicas de los controles de calidad, se deduce que el comportamiento de ambos índices con el tiempo es bastante similar y las variaciones a lo largo del tiempo no dependen del índice de calidad elegido. La figura III.5 muestra las variaciones en el tiempo del valor calculado de $S_{w,air}$ para el haz de 15 MV del acelerador *SL–18*.

III.5.3 Factor de corrección por la calidad del haz (k_0)

Los valores interpolados de k_Q para la cámara *NE2571* se han calculado a partir de las tablas de los protocolos TRS-398¹³ y TG-51⁶. Los resultados se muestran en las últimas columnas de las tablas III.IV y III.V. La mayor diferencia entre los valores calculados por ambos protocolos fue 0.3% para los haces de alta energía.

Aunque se han realizado medidas para considerar el efecto del endurecimiento del haz debido al uso de la lámina de plomo, los resultados de las tablas III.IV y III.V no muestran que este efecto afecte a la calidad del haz medido.

Comparación entre TG-51 y TRS-398: efecto de la contaminación de electrones

Tabla III.V. Índices de calidad medidos en las diversas formas descritas para los haces de 15 MV y 18 MV y los valores calculados a partir de estos índices de los cocientes de poderes de frenado y k_Q para la cámara NE2571. u es la incertidumbre experimental (1 sd) para los índices de calidad medidos, salvo cuando se refiere a la incertidumbre de $\% dd(10)_x$ calculado a partir de $\% dd(10)_{Pb}$ medidos con lámina de plomo, en cuyo caso se combina la incertidumbre experimental con la debida a la introducida por los ajustes utilizados. Por ello las medidas con imán presentan una menor incertidumbre. QC indica medidas correspondientes a controles de calidad.

Acelerador /									
Energía	Método	Índice de	calidad	U	$S_{w,air}$	u_{AB}	u_A	u_B	k _Q NE2571
Primus 18MV	TRS-398	<i>TPR</i> _{20,10}	0.7704	0.0013	1.0919	0.0011	0.0005	0.0009	0.978
	QC & Followill ³	$TPR_{20,10}^{1}$	0.7723	0.0009	1.0911	0.0023	0.0004	0.0023	0.978
	QC & TG-51 ⁴	$%dd(10)_x$	78.37	0.23	1.0940	0.0023	0.0005	0.0022	0.976
	TG-51 sin modificadores ⁴	$%dd(10)_x$	78.79	0.14	1.0930	0.0022	0.0003	0.0022	0.976
	TG-51 Pb a 45.2 cm	$%dd(10)_x$	78.73	0.36	1.0931	0.0014	0.0007	0.0012	0.976
	TG-51 Pb a 45.2 cm + imán	$%dd(10)_x$	78.62	0.21	1.0934	0.0012	0.0005	0.0011	0.976
	TG-51 Pb a 49 cm	$%dd(10)_x$	78.38	0.32	1.0939	0.0013	0.0005	0.0012	0.976
	TG-51 Pb a 49 cm + imán	$%dd(10)_x$	79.03	0.22	1.0924	0.0012	0.0005	0.0011	0.975
	TG-51 Pb a 50 cm	$%dd(10)_x$	78.91	0.32	1.0927	0.0013	0.0005	0.0012	0.975
	TG-51 Pb a 50 cm + imán	$%dd(10)_x$	78.83	0.19	1.0929	0.0012	0.0004	0.0011	0.975
	TG-51 Pb a 51 cm	$%dd(10)_x$	78.66	0.33	1.0933	0.0013	0.0005	0.0012	0.976
	TG-51 Pb a 51 cm + imán	$%dd(10)_x$	78.38	0.20	1.0940	0.0012	0.0005	0.0011	0.976
	TG-51 Pb a 30 cm	$%dd(10)_x$	79.13	0.29	1.0922	0.0013	0.0004	0.0012	0.975
	TG-51 + imán	$%dd(10)_x$	78.82	0.18	1.0929	0.0012	0.0004	0.0011	0.975
<i>SL</i> -18 15MV	TRS-398	$TPR_{20,10}^{2}$	0.7650	0.0012	1.0940	0.0011	0.0005	0.0009	0.980
	QC & Followill	$TPR_{20,10}^{1}$	0.7608	0.0029	1.0956	0.0026	0.0011	0.0023	0.982
	QC & TG-51 ⁴	$%dd(10)_x$	75.46	0.39	1.1007	0.0024	0.0009	0.0022	0.981
	TG-51 sin modificadores ⁴	$%dd(10)_x$	76.64	0.10	1.0980	0.0022	0.0002	0.0022	0.979
	TG-51 Pb a 46.2 cm	$%dd(10)_x$	77.38	0.45	1.0963	0.0015	0.0009	0.0012	0.978
	TG-51 Pb a 46.2 cm + imán	$%dd(10)_x$	77.52	0.09	1.0959	0.0011	0.0002	0.0011	0.978
	TG-51 Pb a 29.2 cm	$%dd(10)_x$	77.48	0.31	1.0960	0.0013	0.0005	0.0012	0.978
	TG-51 + imán	$%dd(10)_{x}$	77.64	0.08	1.0957	0.0011	0.0002	0.0011	0.977

¹ $TPR_{20,10}$ obtenido a partir de la fórmula de Followill⁴⁰. Sólo se ha considerado la incertidumbre experimental en el cálculo de $TPR_{20,10}$, aunque se ha añadido una incertidumbre tipo B de 0.125% en el cálculo de $S_{w,air}$.

³ Diseño más actual, y por tanto, menor dispersión de valores.

² Medido a distancia Fuente – cámara de 110 cm.

⁴Sólo se ha considerado la incertidumbre experimental en el cálculo de $\% dd(10)_{xx}$ si bien se ha añadido una incertidumbre tipo B de 0.2% en el cálculo de $S_{w,air}$ debido a los ajustes utilizados.

III.6 DISCUSIÓN

La comparación teórica entre TRS-39813 y TG-516 realizada por Huq et al54 muestra que el cociente de los factores de calidad del haz, ko, para ambos protocolos es 1.000 \pm 0.001, salvo para 75% < %dd(10)_x < 85% o 0.70 < TPR_{20.10} < 0.77, donde se han encontrado valores menores, a pesar de que los valores de k_0 concuerdan dentro del 0.2% para la mayoría de las calidades de haces de fotones de uso clínico. Como se describe en este trabajo, mayores discrepancias experimentales se encontraron para los cocientes de los poderes de frenado que para los valores de k_0 , debido a que los factores de perturbación tienden a compensar estas desviaciones. La mayor diferencia entre los valores calculados de k_0 a partir de las medidas de esta tesis se encuentra para el haz de 15 MV del acelerador SL-18: 0.3% (para las medidas realizadas con desviador magnético), pero si se consideran los cocientes de los poderes de frenado, $S_{w,air}$, la mayor diferencia ha sido 0.4% para los haces sin modificadores (las medidas con desviador magnético sólo se diferencian en 0.15%). El TG-51⁶ subestima la contaminación de electrones en para el haz de 15 MV sin modificadores (véase tabla III.III), pero este hecho tiende a contrarrestar la diferencia esperada por ambos protocolos. La máxima diferencia teórica se encuentra para $TPR_{20,10}$ = 0.75, similar al índice de calidad del haz de 15 MV medido ($TPR_{20,10} = 0.765$). La diferencia teórica esperada para este haz es 0.3%, que se corresponde con la diferencia observada con las medidas realizadas con desviador magnético, mientras que la diferencia con las medidas realizadas sin modificadores, donde la contaminación de electrones se subestima, es sólo 0.1%, debido a la compensación de errores. Landoni et al⁶² han obtenido resultados similares comparando TRS-398¹³ y TG-51⁶. En un haz de 15 MV de un acelerador *Clinic* 2100CD (% $dd(10)_x = 77.7\%$; TPR_{20,10} = 0.756) la diferencia entre los dos protocolos en el cálculo de k_Q fue del 0.4% para una cámara *PTW-30002*.

Algunos valores experimentales^{46,88,108} de k_Q se han determinado por diferentes autores en los últimos años. Se han recopilado bastantes más datos para la cámara *NE2571*, por lo que el resto de la discusión sólo considera los valores de k_Q para dicha cámara. Los valores experimentales de k_Q , como revisó Andreo¹² (también considera los datos para las cámaras *NE2561*, *PR06* y *PTW-30001*) varían de 0.991 a 0.995 para 0.670 < *TPR*_{20,10} < 0.705. Estos valores son comparables a los datos de la tabla III.IV obtenidos con ambos protocolos.

El valor de $TPR_{20,10}$ para el haz de 15 MV del acelerador SL-18 es 0.765, así que el valor esperado por interpolación¹² de las medidas experimentales es 0.974 ± 0.010. Los valores de la tabla III.V varían de 0.980 a 0.977. El valor más próximo al dato experimental es k_Q determinado con el formalismo del TG-51⁶ basado en la medida de $\% dd(10)_{Pb}$ ó $\% dd(10)_x$ medido directamente con el desviador magnético, a pesar de que la incertidumbre de la determinación experimental de k_Q es mayor que estas diferencias.

Para el haz de 18 MV del acelerador *Primus*, el resultado más próximo a los valores experimentales publicados es de nuevo el obtenido a partir de $\% dd(10)_x$ (bien medido directamente con el desviador magnético o haciendo uso de la lámina de plomo). Los valores experimentales oscilan entre 0.973-0.972 y son similares a los valores calculados: 0.975-0.978 (véase tabla III.V).

Por otro lado, la determinación calorimétrica¹⁰⁵ de k_Q tiene una incertidumbre asociada para una sola cámara de 0.36%, y de 0.45% para un conjunto de cámaras del mismo tipo. La revisión realizada por Andreo¹² considera incertidumbres que varían del 0.3% al 1.0%.

Ha habido un interesante debate^{10,11,12,100} sobre cuál es el mejor índice de calidad de un haz de fotones. El cálculo de la contaminación de electrones para un haz genérico se ha considerado por Andreo^{10,11} como una importante fuente de incertidumbre. El uso del plomo como material absorbente de los electrones secundarios procedentes del cabezal también ha sido objeto de controversia^{10,11,100}, a pesar de otros estudios de Li y Rogers⁶¹ que concluyen utilizando simulación de Monte Carlo que el tungsteno y el plomo son los mejores filtros para una haz de electrones monoenergético de 23.75 MeV, considerando una distancia a la superficie del agua de 50 cm. La mayor diferencia entre el valor calculado de $\% dd(10)_x$ calculado a partir de las medidas de $\% dd(10)_{Pb}$ y el medido directamente con el desviador magnético se ha encontrado para el haz de 15 MV del acelerador SL-18, y es 0.3% (véase tabla III.V). Esta diferencia es esperable, va que la máxima desviación del ajuste realizado por Rogers⁹⁹ para la expresión (III.31) es 0.5%. Las diferencias que introduce en el cálculo de $S_{w,air}$ son inferiores a 0.06%, menores a la incertidumbre asociada al ajuste lineal de $S_{w,air}$. En el caso de las medidas sin modificadores, para el mismo haz de 15 MV, la diferencia entre seguir el protocolo TRS- 398^{13} y el TG- 51^{6} son +0.2%. Esta diferencia puede justificar la menor diferencia observada en este caso, que es incluso inferior a la esperada teóricamente⁵⁴ (-0.3%).

También cabe destacar el hecho de que la lámina de plomo, no siempre reduce la contaminación de electrones. La figura III.3 muestra que la contaminación de electrones aumenta cuando la lámina se sitúa a 30 cm de la superficie del agua, aunque las diferencias entre los valores de $\% dd(10)_x$ calculado a partir de las medidas de $\% dd(10)_{Pb}$ y el medido directamente con el desviador magnético sean del mismo orden que la incertidumbre experimental.

III.7 CONCLUSIONES

Se ha utilizado un desviador magnético construido con imanes permanentes de NdFeB que ha permitido eliminar todos los electrones contaminantes procedentes del cabezal del acelerador. Se ha determinado la contaminación de electrones del cabezal de tratamiento para un campo cuadrado de 10×10 cm² y una distancia Fuente – Superficie de 100 cm. Se ha encontrado que la contaminación de electrones depende del acelerador utilizado, y no únicamente de la energía del haz utilizado.

Se han medido rendimientos en profundidad de haces puros de fotones para determinar directamente el índice $\% dd(10)_x$ utilizando un desviador magnético, y los valores medidos se han comparado con los calculados según el formalismo del protocolo TG-51⁶ con haces filtrados con plomo o sin modificadores. Cuando se ha calculado el índice de calidad del haz siguiendo el TG-51⁶, se le han asociado a dicho índice las incertidumbres asociadas a los ajustes y se han comparado con las incertidumbres descritas en el TRS-398¹³. Siguiendo ambos protocolos se han encontrado valores similares. Para comparar ambos protocolos se han considerado dos parámetros: $S_{w,air}$ y k_Q . Los valores calculados de k_0 son comparables con los valores determinados experimentalmente en trabajos recientes. Para las medidas de baja energía, las diferencias son menores que la incertidumbre asociada y varios autores proporcionan una desviación en las medidas mayor que la discrepancia observada. Para los haces de alta energía, se ha encontrado una menor diferencia entre los datos experimentales de k_0 y los calculados por el protocolo TG-51⁶ a partir de $\% dd(10)_r$. La contaminación de electrones se ha subestimado por el TG-51⁶ para el haz sin modificadores y las diferencias en este caso con el TRS-398¹³ son menores de lo esperado teóricamente. Aún así, la mayor discrepancia observada entre los dos protocolos es del 0.3%, como los estudios teóricos habían descrito⁵⁴.

CAPÍTULO IV

MEDIDAS DE CONTAMINACIÓN DE ELECTRONES EN HACES DE FOTONES: COMPARACIÓN DE DIFERENTES DETECTORES

Capítulo IV

IV.1 INTRODUCCIÓN

Separar la dosis correspondiente a la contaminación de electrones a profundidades cercanas a la superficie es cada día más importante debido al creciente uso de los modelos tridimensionales basados en algoritmos de convolución y superposición incorporados en los sistemas de planificación actuales. El objetivo de este capítulo es determinar el efecto del detector en la medida de la contaminación de electrones, utilizando las medidas de rendimiento en profundidad con y sin el desviador magnético. Para establecer el método de medida más adecuado, se ha analizado la contaminación de electrones medida y la dependencia energética del detector. Los detectores elegidos para la comparación son: una cámara dedal, una cámara plano – paralela, una microcámara de ionización y diodos de fotones y electrones. Se ha considerado el desplazamiento especificado por el fabricante en cada caso y se ha estudiado la dependencia con la polaridad.

Este capítulo se articula en cinco apartados. Tras una breve introducción, se describen el material y los métodos utilizados (§IV.2), incluyéndose una descripción de los detectores estudiados y la descripción de las medidas a realizar, así como la disposición del desviador magnético en el acelerador de uso clínico utilizado. En el apartado §IV.3 se presentan los resultados obtenidos en la contaminación de electrones y la dependencia energética de cada detector, comentando la incertidumbre asociada a cada detector. Finalmente, en los apartados §IV.4 y §IV.5 se discuten los resultados obtenidos comparándolos con los obtenidos por otros autores y se presentan las conclusiones más significativas.

IV.2 MATERIAL Y MÉTODOS

IV.2.1 Medidas de rendimientos en profundidad

Se han medido los rendimientos en profundidad en haces de fotones de 6 y 18 MV de un acelerador *Primus* de la casa comercial *Siemens*, utilizando una cuba de agua computarizada fabricada por *Scanditronix – Wellhöfer*, modelo *WP700*, con cinco detectores diferentes (figura IV.1) y dos detectores de referencia (una cámara de ionización y un diodo). La distancia Fuente – Superficie para la realización de las medidas se ha establecido a 100 cm, y la profundidad de referencia para la normalización de las curvas a 10 cm.



Figura IV.1. Los seis detectores utilizados (de izquierda a derecha): cámara *Roos*, microcámara *PinPoint*, diodo de referencia *RFD*, diodo de electrones *EFD*, diodo de fotones *PFD* y cámara tipo dedal *IC10*.

Todos los datos presentados en este capítulo son la media de seis medidas. En el caso de las medidas con cámara de ionización, la mitad de ellas se han realizado con polaridad positiva y la otra mitad con polaridad negativa, para evitar el posible efecto de la polaridad en las medidas.

IV.2.2 Detectores

Todas las medidas se han realizado con un detector de campo sumergido en la cuba y otro detector de referencia externo en aire, pero dentro del campo de radiación. Las medidas son el cociente de la carga o la corriente recolectada en cada detector, para evitar la influencia de las fluctuaciones de la tasa del acelerador lineal. A continuación se describen los cinco detectores utilizados y sus correspondientes detectores de referencia externa:

Cámara de ionización tipo dedal *IC10*. Es una cámara de ionización cilíndrica tipo dedal, fabricada por *PTW*, no hermética, sumergible y con un volumen de la cavidad de aire de 0.6 cm^3 . La cavidad tiene un diámetro de 6 mm y una longitud de 6.3 mm. El desplazamiento recomendado del punto efectivo de medida es 1.8 mm para 6 MV y 2.0 mm para 18 MV. La tensión de polarización es ± 300 V. El espesor de la pared es 70 mg cm⁻². Como detector de referencia para las medidas realizadas con cámara de ionización se ha utilizado otra cámara *IC10*.

Microcámara de ionización *PinPoint*. Esta cámara está especialmente diseñada para realizar medidas en campos pequeños (radiocirugía) y ha sido fabricada también por *PTW*. Es una cámara de ionización cilíndrica, no hermética y sumergible con un volumen de medida de 0.0015 cm³. La cavidad de aire tiene un diámetro de 2 mm y el desplazamiento recomendado para esta cámara es de 0.6 mm. La tensión de polarización es ± 300 V. El espesor de la pared es 127 mg cm⁻².

Cámara plano – paralela *Roos PPC40*. Esta cámara, fabricada por *Scanditronix – Wellhöfer*, está especialmente diseñada para la dosimetría de referencia y relativa en haces de electrones, fotones y protones en radioterapia. Es una cámara plano – paralela con un volumen de aire de 0.4 cm^3 . La cavidad de aire tiene 16 mm de diámetro y 2 mm de altura. No se recomienda ningún desplazamiento con esta cámara. La tensión de polarización es ±300V. El espesor de la pared de entrada es 127 mg cm⁻².

Diodos *EFD* y *PFD*. En este capítulo, las medidas con diodos en este capítulo se han realizado con diodos de silicio tipo P de la casa comercial *Scanditronix* – *Wellhöfer*. El diodo *EFD* no tiene ningún tipo de revestimiento, mientras que el diodo *PFD* tiene una lámina metálica que atenúa los rayos x de baja energía (menor de 300 keV). Estos detectores tienen un espesor efectivo de 60 µm y un diámetro de 2.5 mm. Son detectores de pequeño volumen (0.3 mm³), lo que los convierte en muy adecuados para las medidas realizadas antes de que se alcance el equilibrio electrónico. La principal diferencia entre estos dos detectores es el revestimiento del diodo *PFD*. Este diodo está especialmente

diseñado para compensar la dependencia energética del Si, atenuando más los fotones de baja energía para los que el Si presenta una mayor respuesta. El desplazamiento recomendado es de 0.5 mm para el diodo *PFD* y de 0.45 mm para el *EFD*. La tensión de polarización es 0 V. Se ha utilizado un diodo *RFD* del fabricante *Scanditronix* – *Wellhöfer* como referencia.

IV.2.3 Dependencia energética

El método experimental para determinar la dependencia energética se basa en cinco medidas en diferentes condiciones, dos en haces de fotones y tres en haces de electrones. En los haces de fotones, el detector se ha situado a 10 cm de profundidad y el maniquí de agua con una distancia Fuente – Superficie de 100 cm. El tamaño de campo es 10×10 cm². Para la misma distancia Fuente – Superficie, pero a la profundidad del máximo, se han realizado medidas en tres haces de fotones con energías de: 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV. Se han utilizado en todas las medidas el mismo electrómetro y el mismo maniquí de agua.

Para comparar los resultados, todas las medidas se han referenciado a las medidas de 12 MeV y a la lectura de la cámara *IC10*.

IV.2.4 Uso del desviador magnético

Para la medida de la contaminación de electrones en los haces de uso clínico, se ha dispuesto el desviador magnético descrito en el apartado §II.3 en la ranura portaaccesorios del cabezal sobre una bandeja modificada a 42.8 cm de la superficie del agua. La modificación de la bandeja ha consistido en la realización de un orificio de mayor tamaño que el mayor campo medido y con un sistema de anclaje para el desviador magnético.

La contaminación de electrones se ha determinado mediante la sustracción a las medidas sin desviador magnético, las medidas con desviador. La diferencia obtenida es la dosis debida a los electrones contaminantes provenientes del cabezal. Para ello, las curvas medidas deben estar normalizadas a una profundidad mayor que el alcance de los electrones contaminantes. Por ello, todas las curvas se han normalizado a 10 cm de profundidad, alejado del alcance máximo de los electrones contaminantes y profundidad de referencia habitual para introducir los datos en un sistema de planificación.

Todos los detectores se han utilizado en modo continuo, si bien, las medidas con diodos también se han repetido con desplazamientos paso a paso.

En la tabla IV.I se presentan y comparan las características de los detectores y campos magnéticos utilizados en esta tesis y en experimentos

similares realizados por otros autores. En esta tabla se puede observar que la mayor parte de las medidas descritas en la literatura científica se han llevado a cabo con detectores de pequeño volumen, especialmente cámaras plano – paralelas y diodos, si bien no siempre se han utilizado diodos sin revestimientos (diodos de electrones).

Autor(es)	Campo magnético en el centro (Energía nominal del haz)	Máximo tamaño de campo (cm ²)	Detectores utilizados			
Esta tesis ^{72,74,75,76,77}	0.20 T (6 MV y 18 MV)	13 × 13	Diodo de fotones Diodo de electrones Microcámara Cámara dedal Cámara plano – paralela			
Sjögren & Karlsson (1996) ¹⁰⁹	0.12 T (20 MV)	10×10	Diodo de electrones (sin revestimiento)			
Jursinic & Mackie (1996) ⁵⁶	0.1446 T (6, 10, 24 MV)	10×10	Cámara plano – paralela			
Biggs (1987) ¹⁹	0.14 T (4 - 25 MV)	5×5	Cámara plano – paralela			
Biggs & Russell (1983) ²¹	0.08 T (25 MV)	11 × 18.9	Cámara plano – paralela			
Ling <i>et al</i> (1981) ⁶⁴	0.23 T (10 MV)	11 × 30	Cámara plano – paralela			
Zhu & Palta (1998) ¹²⁵	* (8 MV y 18 MV)	40×40	Diodo de fotones (con revestimiento)			
Beauvais <i>et al</i> (1993) ¹⁸	* (4 - 25 MV)	40×40	Cámara plano – paralela			
Biggs & Ling (1979) ²⁰	0.39 T (25 MV)	11 × 18.9	Cámara plano – paralela			

Tabla IV.I. Comparación de distintos experimentos de medida de contaminación de electrones.

*No utilizan desviador magnético.

IV.3 RESULTADOS

A continuación se presentan los resultados obtenidos para la dependencia energética, las incertidumbres asociadas a cada detector, así como la contaminación de electrones medida con los diferentes detectores.

IV.3.1 Dependencia energética

Comenzamos presentando los resultados obtenidos para la dependencia energética de los diferentes detectores. Como puede observarse en la figura IV.2, las cámaras *IC10* y *Roos* tienen un comportamiento similar con la energía y las diferencias en haces de electrones son inferiores al 1.6%, lo que puede explicarse por los diferentes factores de fluencia. Sólo para haces de 18 MV la diferencia es mayor del 3.4%.



Figura IV.2. Dependencia energética de cuatro detectores comparados con la cámara *IC10*. Todas las medidas se han normalizado a las lecturas correspondientes a 12 MeV y a las medidas realizadas con la cámara *IC10*.

La cámara *PinPoint* presenta una mayor dependencia energética y muestra una respuesta mayor para haces de fotones entre el 6% y el 7.5%, y una respuesta menor en un 2% para haces de electrones.

La respuesta del diodo diseñado para fotones, *PFD*, varía de forma acusada con la energía, especialmente para haces de electrones (diferencia del

41% entre un haz de fotones de 6 MV y una de electrones de 12 MeV). A pesar de que el diodo *PFD* está especialmente diseñado para evitar la dependencia energética del Si, presenta variaciones superiores al 6% considerando sólo haces de fotones.

El diodo *EFD* varía de forma menos acusada con la energía en haces de electrones (menor que 3.8% comparado con las lecturas de la cámara de ionización *IC10*), pero mayor que el 22% en haces de fotones.

IV.3.2 Incertidumbres asociadas a cada detector

En la tabla IV.II se muestra el promedio de la desviación estándar de las veinticuatro medidas realizadas (seis medidas con desviador y seis sin desviador realizadas para cada una de las dos energías) con cada detector para una profundidad superior a 5 mm. El valor del promedio de la desviación estándar oscila entre 0.24% para la cámara *Roos* y 0.54% para la cámara *PinPoint*. Los detectores de diodo presentan una menor incertidumbre si se mide en el modo paso a paso (tabla IV.II), pero produce oleaje en el agua de medida que provoca un efecto indeseable (Figura IV.3), por lo que se elige como mejor opción el modo continuo.

En la tabla IV.II también se muestra la máxima desviación estándar para los rendimientos en profundidad. El valor máximo también se encuentra para la microcámara *PinPoint*, debido a su menor volumen. La polaridad de las medidas realizadas con cámara de ionización no influye en la incertidumbre experimental determinada.

Tabla IV.II. En la tercera columna, el promedio de la desviación estándar se ha obtenido a partir de todas las medidas realizadas con cada detector a una profundidad superior a 5 mm. La máxima desviación estándar se muestra en la cuarta columna. Las medidas con diodos se han realizado en modo continuo y paso a paso, observándose una menor incertidumbre en este último caso.

		Promedio de la	Máxima
	Modo de	desviación	desviación
Detector	medida	estándar	estándar
Diodo de fotones PFD	Continuo	0.37	1.10
Diodo de fotones PFD	Paso a paso	0.27	0.77
Diodo de electrones EFP	Continuo	0.37	1.12
Diodo de electrones EFP	Paso a paso	0.21	0.59
Cámara dedal IC-10	Continuo	0.44	0.96
Microcámara PinPoint	Continuo	0.54	1.38
Cámara plano paralela Roos	Continuo	0.24	0.69



Figura IV.3. Comparación de la contaminación de electrones medida para el haz de 6 MV utilizando el diodo *EFD* en modo continuo (línea gruesa) y paso a paso (línea delgada). En el último caso, puede observarse una forma sinuosa superpuesta a la curva debido al oleaje provocado por el movimiento discontinuo del detector. La dosis relativa se refiere a la dosis normalizada respecto a 10 cm de profundidad.

IV.3.3 Contaminación de electrones

La contaminación de electrones medida con todos los detectores se muestra en las figuras IV.4 y IV.5 para los haces de 6 y 18 MV respectivamente. Estas curvas pueden ajustarse a una exponencial, como propusieron Beuvais *et al*¹⁸ o a una exponencial modificada, como propusieron Zhu y Palta¹²⁵. Si se considera el primer modelo, la distribución de dosis en profundidad debida a la contaminación de electrones sigue la siguiente ecuación:

$$D_c = C_A e^{-\nu_A z}, \qquad (1)$$

donde C_A es la dosis debida a la contaminación de electrones en la superficie referenciada a la dosis total a 10 cm de profundidad, v_A (cm⁻¹) es el coeficiente de atenuación lineal aparente de la contaminación de electrones y *z* es la profundidad en cm. En la tabla IV.III se muestran los valores de estos ajustes para cada haz y cada detector.



Figura IV.4. Comparación de la contaminación de electrones para haces de 6 MV utilizando los cinco detectores. Las curvas discontinuas representan los ajustes exponenciales.



Figura IV.5. Comparación de la contaminación de electrones para haces de 18 MV utilizando los cinco detectores. Las curvas discontinuas representan los ajustes exponenciales.

		Diodo PFD		Diodo EFD		IC10			PinPoint			Roos			
6 MV	$v_A (\mathrm{cm}^{-1})$	2.09	± 0.22	4.63	±	0.52	4.60	±	0.60	10.54	±	1.21	1.49	±	0.12
	C_A	3.45	± 0.25	7.46	±	0.59	7.15	±	0.68	13.22	±	1.03	2.63	±	0.14
18 MV	$v_A (\mathrm{cm}^{-1})$	1.90	± 0.05	2.03	±	0.06	2.70	±	0.12	4.89	±	0.22	4.11	±	0.19
	C_A	6.53	± 0.05	6.15	±	0.07	6.54	±	0.13	9.47	±	0.18	9.63	±	0.21

Tabla IV.III. Parámetros de la dosis de contaminación de electrones para 6 MV y 18 MV utilizando la ecuación 1. La incertidumbre asociada es la desviación estándar.

Para el haz de baja energía, se observan mayores diferencias para las medidas realizadas con el diodo de fotones y la cámara *Roos* respecto a las medidas de los otros tres detectores. Como la energía de los electrones contaminantes es menor para este haz, el alcance de los mismos es menor y la contaminación de electrones medida depende del espesor de la ventana de entrada del detector y del volumen de medida de forma más acusada. El diodo *PFD* tiene una lámina para compensar la dependencia energética del Si a baja energía, que frena los electrones incidentes, reduciendo el valor medido. También puede observarse en la figura IV.2 que este detector es mucho más eficiente para la detección de fotones que de electrones. Como las medidas están normalizadas a 10 cm de profundidad, donde sólo hay radiación debida a fotones, las dosis medidas a profundidades más cercanas a la superficie son más bajas de lo esperado y las diferencias entre medidas con y sin desviador magnético también son menores (figura IV.4).



Figura IV.6. Rendimientos en profundidad para haces de 6 MV medidos con diodo *PFD* y cámara *IC10*. A la izquierda las medidas sin desviador magnético y a la derecha con desviador magnético. La diferencia es menor en la curva derecha, debido a la ausencia de contaminación de electrones y sólo afecta la diferencia entre volúmenes efectivos de medida.

Para los haces de alta energía, las diferencias son similares a la incertidumbre experimental (1% \circ 1 mm), a pesar de que se puede obtener una resolución espacial mejor utilizando el diodo *EFD* y la microcámara *PinPoint*. Para esta última cámara se obtiene de nuevo el máximo valor medido para la contaminación de electrones en superficie.

IV.4 DISCUSIÓN

Se ha demostrado que la contaminación de electrones medida depende del detector utilizado, especialmente para haces de baja de energía debido a que el alcance de los electrones contaminantes en este caso es menor. El resultado de la medida se ve alterado por el volumen sensible del detector, los materiales compensadores, el espesor de ventana y el modo de medida (paso a paso o continuo). En la literatura científica, los métodos elegidos para la medida de contaminación electrónica han sido básicamente diodos de electrones^{22,72,109}, diodos de fotones¹²⁵ y cámaras plano – paralelas^{18,20,2164}.

La contaminación de electrones medida puede ajustarse a una curva exponencial, como han propuesto diversos autores 18,22,109 . À pesar de que el valor de dosis en la superficie debe ser fuertemente dependiente de la máquina de tratamiento, el espectro energético de los electrones contaminantes se espera que dependa menos del acelerador, que de la calidad del haz. Así, el coeficiente de atenuación aparente de la contaminación de electrones en agua debe ser similar para calidades de haz similares. Beauvais *et al*¹⁸ obtuvieron un coeficiente de atenuación aparente para un haz de 6 MV que varía de 0.7 cm⁻¹ a 1.0 cm⁻¹ y 0.5 - 0.6 cm^{-1} para un haz de 18 MV para tamaños de campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ a 30×30 cm². Estos valores se obtuvieron por modelización de los rendimientos en profundidad en función del tamaño de campo y considerando que la contaminación de electrones para los campos más pequeños es despreciable. Utilizando hipótesis similares, Bjängard *et al*²² ajustaron sus valores experimentales para la contaminación de electrones a curvas exponenciales con los siguientes parámetros: $v_A = 2.7 \text{ cm}^{-1}$ para un haz de 6 MV y un tamaño de campo de 5 × 5 cm² y $v_A = 0.68 - 0.82$ cm⁻¹ para un haz de 25 MV dependiendo del tamaño de campo.

Zhu y Palta¹²⁵ han refinado el modelo exponencial para la contaminación de electrones y han ajustado sus datos a una exponencial menos una constante, antes del alcance máximo de los electrones contaminantes, y a 0 para profundidades mayores que este alcance.

Por último, Sjögren y Karlsson¹⁰⁹ han medido la contaminación de electrones haciendo uso de un desviador magnético y una bolsa de helio con un diodo *EFD*. También han ajustado sus datos a curvas exponenciales, con un coeficiente de atenuación aparente, v_A , que varía de 0.46 cm⁻¹ (5 × 5 cm²) a 0.54 cm⁻¹ (25 × 25 cm²) para un haz de 20 MV. Estos resultados son del mismo orden de magnitud que los presentados en la tabla IV.III, pero las variaciones entre los detectores utilizados son considerables.

IV.5 CONCLUSIONES

A lo largo de este capítulo se ha estudiado la influencia del detector en la medida de la contaminación de electrones. Todos los detectores muestran respuestas similares para haces de alta energía, donde la importancia relativa y el alcance de los electrones son mayores, mientras que para los haces de baja energía y a profundidades cercanas a la superficie, el volumen sensible, los materiales compensadores y el espesor de la ventana pueden afectar a la medida.

Deben considerarse las variaciones en la respuesta del detector con la energía y el tipo de radiación si se desean convertir las medidas en dosis. Aún así, puesto que el espectro energético de los electrones contaminantes es muy complejo, no es fácil realizar la conversión de ionización a dosis.

En la modelización de un haz en un sistema de planificación basado en algoritmos de convolución o superposición con datos experimentales, el detector elegido puede influir en la contaminación de electrones calculada por el sistema de planificación. Por ello, la elección del detector debe realizarse de forma muy cuidadosa. En base a los resultados obtenidos y considerando la incertidumbre asociada a cada detector y las medidas de contaminación de electrones, se recomienda para la medida de rendimientos en profundidad el uso de cámaras de ionización plano – paralelas con ventana de entrada muy delgada, cámaras dedal de volumen cercano a 0.6 cm^3 y diodos sin material compensador.

Por último, cabe destacar que la aproximación de la contaminación de electrones a una curva exponencial, puede ser suficiente para la comparación de resultados, pero no ajusta los datos experimentales con la suficiente precisión para su implementación en un sistema de planificación.

Capítulo IV

CAPÍTULO V

MEDIDA DE LA CONTAMINACIÓN DE ELECTRONES EN EL ACELERADOR LINEAL DE ELECTRONES *SL*-75/5 Y COMPARACIÓN CON UN SISTEMA DE PLANIFICACIÓN

Capítulo V

V.1 INTRODUCCIÓN

Para mejorar la precisión de los sistemas de planificación actuales, debe prestarse especial atención al modelo de contaminación de electrones utilizado^{34,85,112}. En este capítulo, se comparan las medidas a dos distancias Fuente – Superficie y para distintos tamaños de campo en haces sin modificadores, que permiten describir las variaciones de dosis atribuibles a la contaminación de electrones.

Se han utilizado las medidas de rendimientos en profundidad y perfiles realizadas para modelar un haz de 6 MV en el sistema de planificación $Xio^{81,84,85}$ (*CMS*). Las medidas se corresponden a un gran número de tamaños de campo diferentes.

Se describen dos métodos para ver la variación de la contaminación de electrones con la distancia: la comparación de las curvas medidas a distintas distancias por métodos analíticos y la medida directa de la contaminación de electrones generada en el cabezal del acelerador haciendo uso del desviador magnético. Una vez modelado el haz, se ha comparado la contaminación de electrones medida con la modelada por el sistema de planificación. La comparación⁷⁶ se ha realizado a dos distancias Fuente – Superficie usuales.

El objetivo de este capítulo es comparar la dosis atribuida a la contaminación de electrones calculada por un sistema de planificación y la medida realmente, así como estudiar el efecto de la variación de la distancia Fuente – Superficie en la contaminación de electrones medida, ya que la mayoría de los sistemas de planificación no lo consideran.

Tras esta introducción, se describen el material y los métodos utilizados en el siguiente apartado (§V.2), es decir, el equipamiento de medida, el método analítico para comparar medidas a distintas profundidades, el uso del desviador magnético y los parámetros elegidos para valorar la bondad de los modelos utilizados para comparar las medidas a distintas profundidades. Los resultados expuestos en el apartado §V.3 muestran la variación de los rendimientos en profundidad con la distancia Fuente – Superficie, las medidas realizadas de la contaminación de electrones proveniente del cabezal y la comparación de la contaminación de electrones medida con la calculada por un sistema de planificación. Por último, en el apartado §V.4 se extraen las conclusiones del estudio realizado.

V.2 MATERIAL Y MÉTODOS

Los rendimientos en profundidad se han medido en un acelerador lineal de electrones SL-75/5, fabricado por *Elekta*, utilizando una cuba de agua computarizada de la casa comercial *Scanditronix* – *Wellhöfer*, modelo *WP700*, con cámaras *IC10* (figura V.1). El acelerador SL-75/5 está instalado en el Servicio de Radioterapia del Intituto Galego de Medicina Técnica en el Hospital do Meixoeiro (Vigo). Las distancias Fuente – Superficie para las medidas son 90 y 100 cm. La profundidad de referencia para la normalización de los rendimientos en profundidad es de 10 cm, es decir, suficientemente alejada del alcance de los electrones contaminantes.



Figura V.1. Sistema de medida que incluye cuba de agua computarizada *Scanditronix* – *Wellhöfer WP700* con cámaras *IC10* (medida de campo y referencia) en el acelerador *SL*–75/5.

Se ha estudiado la variación de la contaminación de electrones con la distancia Fuente – Superficie a partir de métodos analíticos. Posteriormente se ha comparado el resultado analítico con la medida directa de la contaminación de electrones haciendo uso del desviador magnético.

Por último, se ha comparado la contaminación de electrones calculada por el sistema de planificación *Xio* (*CMS*) con las medidas directas. En el sistema *Xio* se ha modelado la unidad de tratamiento utilizando las medidas con distancia Fuente – Superficie de 100 cm, aunque se han realizado medidas de comprobación a otras distancias.

V.2.1 Método analítico de comparación a dos profundidades

Para comparar las medidas de rendimientos en profundidad a las dos distancias Fuente – Superficie utilizadas se han considerado las correcciones por dispersión con el tamaño de campo y el inverso del cuadrado de la distancia:

$$PDD_{c}^{100}(d) \frac{S_{p}(c_{100}(d))}{S_{p}(c_{90}(d))} \frac{S_{p}(c_{90}(10))}{S_{p}(c_{100}(10))} + \Delta E_{90}^{100}(c,d) = 100 \frac{PDD_{c}^{90}(d)}{PDD_{c}^{90}(10)} \left(\frac{90+d}{100+d}\right)^{2} \left(\frac{100+10}{90+10}\right)^{2}, \quad (V.1)$$

donde *c* es el lado del campo (sólo se han considerado campos cuadrados) definido en el isocentro, *d* es la profundidad de medida, $PDD_c^{SSD}(d)$ es la medida de rendimiento en profundidad con una distancia Fuente – Superficie SSD = 90, 100 cm, $S_p(c_{SSD}(d))$ es el factor de dispersión con el tamaño de campo y $\Delta E_{90}^{100}(c,d)$ es la variación de la contaminación de electrones al variar la distancia Fuente – Superficie de 90 a 100 cm. Los campos medidos han sido campos cuadrados de lado c = 2, 3, 4, 5, 7, 10, 12, 15, 20, 25, 30, 35 y 39 cm definidos en el isocentro.

Puesto que no es posible la medida directa de los factores de dispersión, S_p , se ha medido el factor de campo, $S_{c,p}$, que incluye las variaciones con el tamaño de campo de la dispersión en el maniquí y las variaciones debidas al tamaño de campo procedentes del cabezal y el factor de colimación¹¹⁴, S_c , que describe las variaciones debidas al tamaño de campo procedentes debidas al tamaño de campo procedentes del cabezal y el factor de colimación¹¹⁴, S_c , que describe las variaciones debidas al tamaño de campo procedentes del cabezal y es invariante con la distancia Fuente – Cámara. El factor de campo se ha medido en la cuba de agua con la cámara *IC10*, mientras que los factores del cabezal se han medido con una cámara *PTW-30001* y utilizando el minimaniquí⁴⁸ de la figura V.2.

El factor de dispersión es el cociente de los dos anteriores parámetros anteriormente citados. Como tenemos un conjunto de medidas discretas de $S_{c,p}$ y S_c y se necesita un conjunto continuo de factores de campo, puesto que el tamaño de campo considerado varía con la profundidad, los valores experimentales de los cuadrados de S_p se han ajustado a un polinomio de segundo grado:

$$S_p^2 = a_2 c^2 + a_1 c + a_0. (V.2)$$

Los parámetros obtenidos tras realizar este ajuste son los siguientes:

$$a_0 = 0.72 \pm 0.01;$$

 $a_1 = (0.031 \pm 0.002) \text{ cm}^{-1};$
 $a_0 = (-0.00044 \pm 0.00005) \text{ cm}^{-2}.$

Las incertidumbres asociadas a cada parámetro son las desviaciones estándar correspondientes al ajuste de los datos experimentales.

Por último, para calcular el factor de dispersión a cada profundidad hay que considerar el tamaño de campo a dicha profundidad:

$$c'_{SSD}(d) = \frac{SSD + d}{100}c$$
, (V.3)

ya que el tamaño de campo, c, se ha definido en el isocentro.

V.2.2 Medidas directas con desviador magnético

Para la medida directa de la contaminación de electrones en el haz del acelerador SL-75/5 se ha utilizado el desviador magnético descrito en el apartado §II.3. La estructura de hierro con los imanes se ha adaptado para su uso en una bandeja modificada para el acelerador SL-75/5. La bandeja con el desviador magnético se ha situado en la ranura portaaccesorios a 33 cm de la superficie del agua. Puesto que la energía de los electrones es como máximo la energía nominal del haz de electrones, 6 MeV, los electrones contaminantes procedentes del cabezal se desvían en su totalidad.



Figura V.2. Cámara PTW-30001 en el minimaniquí.

Las medidas de dosis relativa debida a la contaminación de electrones es la diferencia entre las medidas de rendimientos en profundidad normalizadas a 10 cm de profundidad sin desviador magnético y con desviador magnético.

V.2.3 Parámetros para evaluar la bondad de los modelos

Los parámetros elegidos para evaluar la bondad de la ecuación (V.1) y de los cálculos realizados por el sistema de planificación han sido la diferencia a la profundidad del máximo de dosis, la desviación media, $\langle \delta \rangle$, y el límite de confianza¹¹⁹, Δ . El límite de confianza se ha determinado a profundidades mayores que el alcance de los electrones contaminantes. La desviación media se define como el promedio de la diferencia entre los valores comparados. El límite de confianza se define como:

$$\Delta = |<\delta>|+1.5 \sigma, \tag{V.4}$$

donde σ es la desviación estándar de la diferencia de los valores comparados. La tolerancia¹¹⁹ de la diferencia entre la dosis calculada por un sistema de planificación y la dosis medida puede establecerse en términos de tolerancia para el límite de confianza. Se puede sobrepasar la tolerancia para un límite de confianza si la diferencia entre los valores esperados y medidos es importante en muchos puntos de la medida, es decir, si $| <\delta > |$ es elevado, aunque también si sólo hay unos pocos puntos que se encuentren muy alejados del valor esperado, con lo que la desviación de los valores aumenta y σ es elevada. El factor 1.5 es un factor de peso que se ha elegido por ser muy práctico en este tipo de comprobaciones. Elegir un factor de peso mayor que 1.5, aumenta el énfasis en los errores aleatorios, mientras que un factor de peso menor que 1.5 incrementa la importancia relativa de los errores sistemáticos. En muchos casos, una tolerancia de 3% para el límite de confianza puede ser compatible con la precisión aceptable de los sistemas de planificación, si bien puede justificarse algún caso con tolerancias superiores.

V.3 RESULTADOS

Como resultado de estas medidas, se puede valorar la variación de los rendimientos en profundidad con la distancia Fuente – Superficie, la contaminación de electrones debida al cabezal y las diferencias existentes entre las medidas y la dosis calculada por el sistema de planificación *Xio*.

V.3.1 Variación de los rendimientos en profundidad con la distancia Fuente – Superficie

Se han medido las variaciones de los rendimientos en profundidad con la distancia Fuente – Superficie. En la figura V.3 se representa la comparación de las medidas realizadas con distancia Fuente – Superficie a 90 y 100 cm, donde las medidas se han corregido por el inverso del cuadrado de la distancia y el factor de dispersión para un campo 10×10 cm², conforme a la ecuación (V.1). La principal diferencia se observa a profundidades menores que el alcance de los electrones contaminantes.



10 x 10 Comparación de rendimientos en profundidad

Figura V.3. Comparación entre las medidas realizadas con distancia Fuente – Superficie (SSD) 90 cm y 100 cm para un campo 10×10 cm². Para comparar las medidas, las realizadas a 90 cm se han corregido por el inverso del cuadrado de la distancia y las medidas a 100 cm se han corregido por el aumento de dispersión.

La figura V.4 muestra la diferencia entre los rendimientos en profundidad medidos a una distancia Fuente – Superficie 90 y 100 cm para un campo 35×35 cm². Para realizar la comparación se ha corregido primero sólo por el inverso del cuadrado de la distancia y posteriormente también por el aumento de dispersión

debido al incremento del tamaño de campo por la divergencia del haz, según la ecuación (V.1).



35 x 35 Diferencia rendimientos en profundidad a 90 y 100 cm

Figura V.4. Diferencia entre los rendimientos en profundidad medidos a distancia Fuente – Superficie 90 cm y 100 cm para un campo 35×35 cm². Se compara considerando sólo la corrección por el inverso del cuadrado de la distancia (línea gruesa y negra) y corrigiendo por el inverso del cuadrado de la distancia y el aumento de radiación dispersa (línea discontinua y gris) debido al aumento del tamaño de campo con la divergencia del haz.

7 x 7 Diferencia rendimientos en profundidad a 90 y 100 cm



Figura V.5. Diferencia entre los rendimientos en profundidad medidos a distancia Fuente – Superficie 90 cm y 100 cm corregidos por el inverso del cuadrado de la distancia y la variación de dispersión con la divergencia del haz para un campo 7×7 cm².

Contaminación de electrones en SL-75/5 y comparación con Xio

Se observa que incluyendo la corrección por dispersión, la diferencia entre las dos curvas es menor, especialmente para profundidades mayores que el alcance de los electrones contaminantes. La diferencia entre las dos curvas cuando se corrige por ambos factores se debe principalmente a la variación de la dosis debida a la contaminación de electrones. Esta diferencia alcanza el máximo valor medido para el campo de 7×7 cm (figura V.5).

V.3.2 Medida de la contaminación de electrones

La contaminación de electrones procedente del cabezal se ha medido a partir de la diferencia de las medidas de rendimientos en profundidad con y sin desviador magnético. Los campos medidos son 5×5 , 7×7 , 10×10 y 12×12 cm² y a distancias Fuente – Superficie de 90 y 100 cm.

Contaminación de electrones - Medidas con desviador magnético



Profundidad (cm)

Figura V.6. Medida de la contaminación de electrones producida en el cabezal haciendo uso del desviador magnético.

En la figura V.6 se muestra la dosis correspondiente a la contaminación de electrones para los campos 5×5 y 12×12 cm². Puede observarse que las diferencias entre las curvas no justifican las diferencias observadas en la figura V.5. Este hecho puede deberse básicamente a que solamente se ha medido la dosis correspondiente a la contaminación de electrones generada en el cabezal. Para los campos pequeños y de baja energía, la contaminación de electrones predominante es la correspondiente a los generados en el aire. Por tanto, las variaciones pueden atribuirse a la variación con la distancia Fuente – Superficie de la contaminación de electrones generada en el aire.
V.3.3 Comparación de las medidas con el modelo de rendimiento y el cálculo realizado por el planificador

La máxima diferencia (tabla V.I) entre los dos rendimientos en profundidad en el punto del máximo de dosis se ha encontrado para los tamaños de campo intermedios (de $7 \times 7 \text{ cm}^2$ a $12 \times 12 \text{ cm}^2$). Para un campo de $7 \times 7 \text{ cm}^2$ la diferencia en el punto del máximo de dosis es 2.4%. La bondad del modelo (tabla V.II) expresado en la ecuación (V.1) se ha valorado mediante el uso del límite de confianza, que es menor del 1.4% para profundidades mayores que el alcance de los electrones contaminantes para todos los tamaños de campo. Para estos tamaños de campo, la fuente contaminante predominante⁷² (aire o cabezal) varía con la distancia Fuente – Superficie.

Tabla V.I. Diferencia entre los rendimientos en profundidad medidos a distancia Fuente – Superficie 90 cm y 100 cm corregidos por el inverso del cuadrado de la distancia y la variación de dispersión con la divergencia del haz a la profundidad del máximo. En la última columna se muestra la diferencia entre los valores calculados por el sistema de planificación *Xio* y los medidos a distancia Fuente – Superficie 90 cm. Los valores de dosis relativa están referidos al porcentaje de la dosis medida a una profundidad de 10 cm.

Tamaño de campo (cm ²)	Diferencia medida en d_{max}	Diferencia entre los valores
	corregida por el ICD y Sc	calculados por Xio y los
		valores medidos en d_{max} (DFS
		= 90 cm)
3×3	2.1	0.9
7×7	2.4	3.1
10×10	2.0	2.8
20 imes 20	0.9	2.3
30×30	0.1	0.7

Tabla V.II. Parámetros de bondad de la ecuación (V.1) considerando las medidas.

Tamaño de	Desviación media	Desviación estándar	Límite de confianza
campo (cm ²)	fuera del alcance de	fuera del alcance de	fuera del alcance de los
	los electrones	los electrones	electrones
	contaminantes	contaminantes	contaminantes
3×3	-0.18	0.56	1.02
7×7	0.12	0.57	0.97
10×10	0.21	0.75	1.34
20×20	-0.07	0.62	1.00
30×30	-0.25	0.38	0.82

Si se comparan figuras V.5 y V.6 se observa que las medidas con desviador magnético muestran una menor variación en la contaminación de electrones medida que la correspondiente a las diferencias entre las medidas a 90

Contaminación de electrones en SL-75/5 y comparación con Xio

y 100 cm corregidas por la dispersión y el inverso del cuadrado de la distancia. Ello se debe básicamente a que en estas medidas sólo se ha medido la contaminación de electrones procedente del cabezal y no se ha medido la contaminación de electrones generada en el aire.



Figura V.7. Espectro utilizado en la modelización del haz de 6 MV en el planificador Xio.

Otro aspecto importante es la comparación entre la dosis calculada por el planificador y la dosis medida. Si se considera sólo la dosis calculada por convolución y utilizando el núcleo de convolución correspondiente al espectro del haz modelado (figura V.7), excluyendo la contaminación de electrones, las diferencias entre los valores medidos y los calculados son menores para la distancia Fuente – Superficie para la que se ha modelado el haz (100 cm) y empeoran a otras distancias. La figura V.8 muestra la comparación entre las medidas de rendimientos en profundidad medidos y calculados por el planificador *Xio* con el algoritmo de convolución para un campo 30×30 cm². En ellas se puede observar el empeoramiento anteriormente comentado.

Para los tamaños de campo menores, el planificador *Xio* calcula una contaminación de electrones superior a la medida. Esta diferencia puede explicarse porque no se ha medido la contaminación de electrones generada en el aire, por el tamaño de la cámara para las medidas cercanas a la superficie y por la menor energía considerada en el espectro del haz. Los fotones de baja energía pueden modelarse como contaminación electrónica, aunque la variación de la dosis impartida por ellos varía de forma diferente con el tamaño de campo y la distancia Fuente – Superficie.

Según se muestra en la figura V.9, la contaminación de electrones calculada por *Xio* es mayor que la medida haciendo uso del desviador magnético, tal como muestra la figura V.6. Parte del error puede deberse a que no

se ha medido la contaminación de electrones y otra parte a una modelización no suficientemente precisa de la contaminación de electrones y los fotones de baja energía. No obstante, lo más importante es predecir los cambios en la distribución de dosis con las modificaciones en el haz, aunque la contaminación de electrones descrita por el planificador no se corresponda con la realidad. Adicionalmente, la contaminación de electrones generada en aire^{72,109} varía con la distancia Fuente – Superficie y con el tamaño de campo de forma más suave que la generada en el cabezal de radiación. Por tanto, si se consideran las variaciones respecto a unas condiciones determinadas, el planificador predice la dosis en un punto mejor que la dosis correspondiente sólo a la contaminación de electrones.



Figura V.8. Comparación de las medidas de rendimientos en profundidad medidos y calculados por el planificador *Xio* con el algoritmo de convolución para un campo 30×30 cm². En la figura de la izquierda, la distancia Fuente – Superficie (DFS) es 100 cm y la de la derecha a 90 cm.

Se puede apreciar que la contaminación de electrones calculada por el sistema de planificación *Xio* varía ligeramente con el cambio de la distancia Fuente – Superficie, lo que se muestra en la figura V.10, aunque lo hace de forma acusada con el tamaño de campo (véase la figura V.9). La primera hipótesis no se corrobora con las medidas experimentales⁷² y parece necesario considerar independientemente dos fuentes contaminantes independientes: el cabezal y el aire.



Contaminación de electrones calculada por Xio

Figura V.9. Contaminación de electrones calculada por el planificador *Xio* para un cinco tamaños de campo y una distancia Fuente – Superficie de 100 cm.

Contaminación de electrones calculada por Xio



Figura V.10. Contaminación de electrones calculada por el planificador *Xio* para un campo de 30×30 cm² para distancia Fuente – Superficie es de 100 cm y 90 cm.

Si se le resta la contaminación de electrones calculada para un campo de 3 \times 3 cm² corregida por el factor de dispersión, S_{c,p}, a la calculada para un campo determinado, los valores experimentales y los calculados son mucho más próximos. Los resultados de esta operación se muestran en la figura V.11 y son el resultado de la siguiente operación:

$$EC_{c}^{cabezl}(d) \approx EC_{c}(d) - EC_{3cm}(d) \frac{S_{c,p}(3cm)}{S_{c,p}(c)}$$
 (V.5)

 EC_c (*d*) representa la dosis a la profundidad *d*, correspondiente a la contaminación de electrones calculada por el planificador *Xio* entre la dosis a 10 cm de profundidad para un campo cuadrado de lado *c*. $EC_c^{cabezal}(d)$ representa la dosis por contaminación de electrones producida en el cabezal, suponiendo que para el campo de 3 × 3 cm², la dosis de electrones contaminantes se debe exclusivamente a la generados en aire y esta dosis casi no varía con el tamaño de campo⁷² o varía de forma mucho menos acusada.



Figura V.11. Contaminación de electrones calculada por el planificador *Xio* y medida para un campo de 10×10 cm² y una distancia Fuente – Superficie (SSD) de 90 cm. Si se le resta la contaminación de un campo 3×3 cm² calculada por *Xio*, los rendimientos medidos y los calculados se parecen mucho más.

V.4 CONCLUSIONES

La contaminación de electrones varía con la distancia Fuente – Superficie y su influencia en un tratamiento con dicha distancia a 90 cm puede representar el 2.5% de la dosis en la profundidad del máximo referenciada a la dosis a 10 cm de profundidad. Es importante en la modelización de la contaminación de electrones considerar dos fuentes independientes: el cabezal y el aire. Ambas varían con la distancia Fuente – Superficie y con el tamaño de campo, si bien cada una de forma diferente. La dosis correspondiente a los electrones generados en aire varía de forma más suave con el tamaño de campo, mientras que la correspondiente a los generados en el cabezal, varía de forma acusada.

Establecer la dosis de referencia a 10 cm de profundidad introduce una mayor incertidumbre en los cálculos de dosis de puntos próximos a la superficie para los tratamientos isocéntricos, pero el modo clásico de cálculo, que establece la dosis de referencia a la profundidad del máximo, introduce un error sistemático a profundidades mayores que el alcance de los electrones contaminantes.

No obstante, aunque un planificador no prediga correctamente la dosis correspondiente a la contaminación de electrones, no siempre se traduce directamente en el mismo error en dosis calculada en un punto. Los planificadores basados en convolución o superposición hacen uso de modelos semiempíricos y puede que un mismo haz pueda modelarse con distintas combinaciones de contaminación de electrones y fotones de baja energía, obteniendo mejores resultados para la suma de ambas contribuciones. Por ello, es importante que las condiciones de medida, sean lo más similares a las de tratamiento, ya que las variaciones con la distancia Fuente – Superficie de la contaminación hacen que el modelo sea válido en un determinado intervalo.

Por todas estas razones, es muy importante desarrollar un modelo de contaminación de electrones que pueda implementarse en un sistema de planificación y que considere las variaciones de la contaminación de electrones con la distancia Fuente – Superficie, el tamaño de campo y los modificadores del haz (cuñas, bandejas, bloques, compensadores, ...).

Capítulo V

CAPÍTULO VI

CARACTERIZACIÓN DE LA CONTAMINACIÓN DE ELECTRONES EN HACES DE FOTONES DE MEGAVOLTAJE DE USO CLÍNICO

Capítulo VI

VI.1 INTRODUCCIÓN

Reducir la incertidumbre en el cálculo de dosis se ha convertido en un objetivo en la radioterapia actual. Para conseguir este efecto, los nuevos sistemas de planificación y los protocolos de dosimetría basados en dosis absorbida en agua están destinados a mejorar la precisión. La separación de dosis correspondiente a los electrones contaminantes a poca profundidad es cada vez más importante debido al creciente uso de los modelos tridimensionales basados en superposición y convolución en los sistema de planificación^{4,34,76,85,113} y desempeña un papel crucial en la definición de la calidad del haz en el protocolo TG-51^{6,75,99}. La influencia de la contaminación de electrones en la dosimetría de referencia⁷⁵ se ha estudiado en el capítulo III, y su influencia en el sistema de planificación suele cancelarse, ya que el punto donde se calibra el haz está a una profundidad mayor que el alcance de los electrones contaminantes.

La mayor contribución de la contaminación de electrones a la dosis total se encuentra en la región previa a alcanzar el equilibrio electrónico^{3,72,76,92,109} v los núcleos de convolución implementados en los sistemas de planificación no consideran esta influencia. Por tanto, debe introducirse una fuente de contaminación de electrones adicional que considere su contribución a la dosis^{4,5,29,32,39,47,82,85,92,93,103,106,107,109,112,123}. Los sistemas de planificación sistemas tridimensionales basados en convolución tienen en cuenta la contaminación de electrones añadiendo la dosis procedente de los electrones contaminantes a la dosis de un haz puro de fotones. La contaminación de electrones puede determinarse restando a los rendimientos en profundidad la dosis calculada del haz puro de fotones y el resultado se identifica con la dosis depositada debida a los electrones contaminantes. A partir de estos datos, la dosis debida a los electrones contaminantes puede calcularse para cada situación clínica y sumarse a la dosis de fotones calculada para determinar la dosis depositada por el haz real. La mayoría de los sistemas de planificación comerciales suponen que la contaminación de electrones no varía con la distancia Fuente - Superficie o por el uso de bandeja portabloques.

En la literatura científica se pueden encontrar tres tipos de métodos descritos para la determinación de la contaminación de electrones: (a) métodos

experimentales que se basan en la medida directa con imanes^{20,21,64,75,109} y/o una columna de helio sustituyendo el aire entre la superficie del agua y el cabezal¹⁰⁹, (b) técnicas que estudian las variaciones de los rendimientos en profundidad con el tamaño de campo y las modelan basándose en métodos analíticos^{18,22,52,125} y (c) métodos númericos basados en simulación de Monte Carlo^{29,32,123}. En este capítulo se ha desarrollado un procedimiento experimental, es decir, un método del primero de los tipos comentados, y se han comparado las medidas obtenidas con los métodos analíticos obtenidos por otros autores^{18,22,52,125}.

El propósito de este capítulo es la medida y caracterización de la contaminación de electrones en todo el rango terapéutico (distancia Fuente – Superficie de 75 a 115 cm, cada 5 cm para las distancias más cortas). Adicionalmente se ha estudiado la influencia de los modificadores del haz más habituales para un acelerador *Primus* (retícula, bandeja y bloques). Esta caracterización se ha validado mediante la comparación de las medidas con los resultados obtenidos por métodos analíticos previamente desarrollados^{18,22,52,125}. Concretamente, la contaminación de electrones modelada mediante el modelo de Bjängard²³ se ha comparado con la determinada experimentalmente en esta tesis.

En este capítulo, como en el anterior, se realiza la medida de la contaminación de electrones en haces terapéuticos (6 y 18 MV de un acelerador *Primus*), si bien, en este capítulo se realiza una medida pormenorizada para un gran conjunto de tamaños de campo, distancias Fuente – Superficie y modificadores, mientras que en el capítulo anterior sólo se analizan las medidas utilizadas para modelar un haz de fotones (6 MV de un acelerador *SL*–75/5) en un sistema de planificación a dos distancias Fuente – Superficie y unas pocas medidas directas de contaminación de electrones procedente del cabezal. Los resultados, en este capítulo, se modelan con métodos analíticos basados en el incremento de la contaminación de electrones con el tamaño de campo, mientras que en el capítulo anterior se comparaban con la contaminación de electrones modelada en el sistema de planificación. Adicionalmente, en este capítulo se realiza un análisis de la influencia independiente de las dos fuentes contaminantes: aire y cabezal, gracias a las medidas con el desviador magnético y la bolsa de helio.

Esta introducción se articula en tres apartados: una introducción general, una introducción a la medida directa de la contaminación de electrones y, por último, una introducción a los métodos analíticos previamente desarrollados por otros autores. En el siguiente apartado (§VI.2) se describen las medidas realizadas y los modificadores del haz analizados, el método utilizado para obtener un haz puro de fotones que permita posteriormente la medida directa de la contaminación de electrones y los dos métodos de ajuste de los datos empleados. Los resultados presentados en el apartado §VI.3 muestran los ajustes obtenidos para los rendimientos en profundidad de haces puros de fotones y en Caracterización de la contaminación de electrones

haces con contaminación de electrones originada en el aire, el cabezal y en los diferentes modificadores del haz y las medidas de contaminación de electrones en un amplio conjunto de condiciones diferentes. En el apartado §VI.4 se comparan nuestros resultados con los obtenidos por otros autores, comenzando por los parámetros del ajuste de los rendimientos en profundidad, continuando con la contaminación de electrones medida y terminando con el tema más controvertido: la variación de la contaminación de electrones con la distancia Fuente – Superficie. Por último, en el apartado §VI.5 se establecen las conclusiones más importantes de este estudio pormenorizado, destacando la variación de contaminación de electrones con la distancia Fuente – Superficie y la necesidad de analizar al menos dos fuentes importantes para la contaminación de electrones: el aire y el cabezal.

VI.1.1 Medida directa de la contaminación de electrones

La medida directa de la contaminación de electrones se ha llevado a cabo haciendo desviador magnético v helio. uso de un En otras referencias^{20,21,64,76,109,125} se proporcionan medidas de la contaminación de electrones con distancias Fuente – Superficie en el intervalo de 90 a 140 cm, pero hay pocas medidas publicadas a distancias menores que 90 cm. Las variaciones con la distancia de la contaminación de electrones es de gran importancia para los tratamientos isocéntricos, cada vez más frecuentes. Las distancias Fuente -Superficie habituales en radioterapia externa varían de 75 a 120 cm, pero la mayoría de los tratamientos se imparten con distancias comprendidas entre 80 y 100 cm.

Hay dos fuentes principales de electrones: el aire entre el cabezal y la superficie y el cabezal de la unidad de tratamiento. La primera predomina a bajas energías y grandes distancias Fuente – Superficie, mientras que la última prevalece a altas energías¹⁸ y corta distancia Fuente – Superficie. Algunos autores^{79,109} han considerado la influencia de los distintos modificadores del haz.

VI.1.2 Cálculo de la contaminación de electrones por métodos analíticos

Por otro lado, se han propuesto varios métodos analíticos^{18,22,23,52,55,125} para deducir una expresión semi-empírica que describa la distribución de dosis en el eje central de un haz de fotones. La mayoría de ellos utilizan dos expresiones: una para la región previa al equilibrio electrónico y otra para profundidades donde se ha alcanzado dicho equilibrio. De acuerdo con la metodología desarrollada por Bjängard *et al*²³, el rendimiento en profundidad (PDD) puede escribirse como:

Capítulo VI

$$PDD(c,d,f) = E(c,d,f) \cdot PDK(c,d,f), \qquad (VI.1)$$

es decir, el producto del factor de desequilibrio, E(c,d,f), por el rendimiento en profundidad del *kerma* o factor de equilibrio, PDK(c,d,f). Ambos dependen del tamaño de campo en el isocentro, c, de la profundidad, d, y de la distancia Fuente – Superficie, f. Zhu y Palta¹²⁵ han propuesto que el factor de desequilibrio es la suma de dos componentes diferentes:

$$E(c,d,f) = E_{\rm el}(c,d,f) + E_{\rm ph}(c,d,f), \qquad (\rm VI.2)$$

donde $E_{\rm el}(c,d,f)$ es el factor de desequilibrio resultante de la contaminación de electrones y $E_{\rm ph}(c,d,f)$ es el factor de desequilibrio resultante de los electrones generados en el maniquí de agua, y es independiente del tamaño de campo. Zhu y Palta¹²⁵ suponen que la contaminación de electrones es despreciable para los tamaños de campo más pequeños, por tanto, para calcular la dosis correspondiente a la contaminación de electrones con este método, primero se obtiene PDK(c,d,f) haciendo uso de medidas de rendimientos para profundidades mayores que el máximo y un conjunto amplio de tamaños de campo y $E_{\rm ph}(c,d,f)$ se considera igual al rendimiento en profundidad dividido por PDK(c,d,f) para profundidades menores que el máximo y el tamaño de campo menor. La diferencia entre las medidas y el producto $E_{\rm ph}(c_{min},d,f)$ · PDK(c,d,f), donde c_{min} es el menor campo medido, es el aumento de dosis debido a la contaminación electrones al aumentar el tamaño de campo.

A profundidades mayores que el máximo de dosis, en la región de equilibrio electrónico, se consideran tres componentes: el factor de atenuación, el factor de dispersión y el inverso del cuadrado de la distancia. Los parámetros de estos modelos pueden obtenerse a partir de medidas experimentales de rendimientos en profundidad.

Hasta ahora, no existe un modelo general para el cálculo de dosis de la contaminación de electrones que considere todas las situaciones clínicas, e incluso las características mecánicas^{34,75} de un acelerador pueden tener una gran influencia en la dosis debida a este efecto. Por todo ello, es muy complicado deducir reglas generales. No obstante, el desarrollo de un modelo analítico general que pueda incorporarse a los algoritmos de cálculo de dosis de un sistema de planificación para la dosis correspondiente a los electrones contaminantes es de una gran utilidad clínica.

VI.2 MATERIAL Y MÉTODOS

La contaminación de electrones se ha determinado mediante su medida directa. Para ello, se ha restado el rendimiento en profundidad de un haz puro de fotones a las medidas de un haz estándar. El haz puro de fotones se ha obtenido con un desviador magnético y reemplazando la columna de aire entre el cabezal y la cuba de agua por una bolsa llena de helio. Las curvas de rendimientos en profundidad se han normalizado a 10 cm de profundidad. Estas medidas se han llevado a cabo para campos de 3×3 a 13×13 cm².

Los ajustes de los datos para verificar la validez de los modelos se han realizado de dos formas diferentes:

- (a) Ajuste simultáneo. Este procedimiento consiste en ajustar únicamente los rendimientos en profundidad de haces puros de fotones considerando el modelo desarrollado por Bjängard²³ y normalizar a la profundidad del máximo para cada distancia Fuente Superficie, para todos los tamaños de campo simultáneamente (los factores de equilibrio y desequilibrio ajustados simultáneamente). Este ajuste es el idóneo para comparar las medidas realizadas con campos grandes (20×20 , 30×30 , 40×40 cm²), donde no es posible medir directamente un haz puro de fotones debido a la longitud del entrehierro.
- (b) Ajuste en dos pasos. En este caso se utiliza el modelo de Zhu y Palta²⁸ para los haces con contaminación de electrones. Se realiza en dos pasos: primero se ajusta el factor de equilibrio para todos los tamaños de campo, mientras que el factor de desequilibrio sólo se modela utilizando los datos del campo más pequeño. El modelo de Zhu y Palta²⁸ supone que un campo de 3×3 cm² tiene una contaminación de electrones despreciable. Las variaciones con el tamaño de campo se consideran independientemente para cada distancia Fuente Superficie y cada modificador del haz. Este ajuste, cuando se utiliza para las medidas realizadas en un haz puro de fotones, muestra si realmente todos los electrones se han desviado en el entrehierro y si la dosis correspondiente a los electrones generados en helio es realmente despreciable. Se ha medido la contaminación de electrones para este tamaño de campo y con todos los modificadores del haz. La profundidad de referencia se establece a 10 cm de profundidad.

VI.2.1 Medidas realizadas

Se ha medido el rendimiento en profundidad en un acelerador lineal *Primus* (*Siemens*) para los haces de fotones de 6 y 18 MV utilizando una cuba de agua

computarizada *Scanditronix* – *Wellhöfer WP700* en seis condiciones diferentes, como se muestra en la figura VI.1: (a) con el desviador magnético situado en la ranura portaaccesorios a 57.2 cm de la fuente y reemplazando el aire por helio, estas medidas se consideran en un haz puro de fotones; (b) sólo con el desviador magnético en la ranura portaaccesorios; (c) en el haz estándar, incluida la retícula con la cruceta de centraje a 39.2 cm de la fuente; (d) sin ningún accesorio (quitando incluso la retícula con la cruceta de centraje); (e) en el haz estándar y la bandeja portabloques en la ranura portaaccesorios y (f) en el haz estándar y la bandeja con un bloque cuadrado.

La dosis debida a la contaminación de electrones se calcula sustrayendo la distribución medida para el haz puro de fotones a la distribución medida en cada caso. Se consideran cuatro fuentes diferentes: el aire (b-a), el cabezal del acelerador (c-b, d-b), la bandeja portabloques (e-b) y los bloques (f-e). En realidad, el incremento de dosis debido a la bandeja portabloques no es exactamente la dosis correspondiente a los electrones generados en la bandeja, ya que algunos electrones provenientes del cabezal pueden atravesar la bandeja, aunque con menor energía cinética.

La profundidad de referencia se ha establecido a 10 cm de profundidad, muy alejada del alcance máximo de los electrones contaminantes.

Las medidas se han realizado con un diodo tipo P, *EFD*, de la casa comercial *Scanditronix* – *Wellhöfer*, sin ningún tipo de revestimiento. La ausencia de revestimiento lo hace sensible a la medida de dosis de electrones y fotones de baja energía y especialmente idóneo para las medidas a realizar, como se expuso en el capítulo IV. Este detector tiene un espesor efectivo de 60 µm para el volumen sensible y un diámetro efectivo de 2.5 mm. Esto implica un pequeño volumen sensible (0.3 mm³), por lo que se considera un detector idóneo^{74,77} para realizar medidas en la región previa al equilibrio electrónico. El desplazamiento del punto efectivo de medida es 0.45 mm y la tensión de polarización es 0 V. Como referencia se ha utilizado un diodo *RFD* de *Scanditronix* – *Wellhöfer*.

Los tamaños de campo elegidos para las medidas varían de 3×3 a 13×13 cm² y la distancia Fuente – Superficie varía de 75 a 115 cm (75, 80, 85, 90, 100 y 115 cm). A las distancias 75 y 100 cm, también se han medido distribuciones de dosis para haces estándares mayores: 20×20 , 30×30 y 40×40 cm². A pesar de que no hay medidas para haces puros de fotones para estos últimos tamaños de campo debido a la longitud del entrehierro, la dosis debida a la contaminación de electrones puede calcularse siguiendo el método de Bjängard²³ o el de Zhu y Palta¹²⁵.

Caracterización de la contaminación de electrones



Figura VI.1. Esquema del experimento: (a) haz puro de fotones. Los números indican la distancia a la fuente en cm. (b) Con imán (electrones generados en aire). (c) Campo estándar con la retícula. (d) Sin modificador (sin retícula). (e) Con bandeja portabloques (y retícula). (f) Con bloque conformado y bandeja portabloques.

VI.2.2 Obtención de un haz puro de fotones

Para obtener un haz puro de fotones se ha sustituido el aire por helio entre el agua y el cabezal y se ha utilizado el desviador magnético, como se indica en el apartado §II.3.6. El desviador magnético es el circuito magnético que se describió en el apartado §II.3. Se ha situado sobre una bandeja modificada (se ha realizado un hueco en la zona de incidencia del haz) que se ha situado en la ranura portaaccesorios, a 57.2 cm de la fuente. La longitud del entrehierro mide 10 cm, por lo que el máximo campo para el que se puede determinar directamente la contaminación de electrones a 75 cm es $13 \times 13 \text{ cm}^2$.

El helio utilizado tenía una pureza superior al 99%. Se comenzó midiendo a las distancias más próximas a la fuente y antes de modificar la distancia Fuente – Superficie se abría la botella de gas para que impidiera la entrada de aire.

VI.2.3 Modelado de los datos

Cada conjunto de curvas de rendimientos en profundidad se ha modelado conforme al modelo propuesto por Bjängard²³. En primer lugar, se han realizado las medidas en haces puros de fotones, con el desviador magnético y reemplazando el aire por helio. Estas medidas se han modelado simultáneamente para todos los tamaños de campo y para cada distancia Fuente – Superficie. Posteriormente se ha seguido el método de Zhu y Palta¹²⁵ para modelar todas las curvas obtenidas en dos pasos: primero la región posterior al equilibrio electrónico, considerando todas las curvas, y posteriormente, en la región previa al equilibrio electrónico, considerando sólo las medidas para el menor tamaño de campo.

Para tamaños de campo mayores para los que no se dispone de medidas de un haz puro de fotones $(20 \times 20, 30 \times 30 \text{ y } 40 \times 40 \text{ cm}^2)$ la contaminación de electrones se obtiene a partir de la diferencia entre las curvas medidas y las modeladas para haces puros de fotones a partir de los parámetros obtenidos con los tamaños de campo menores.

Por último, la contaminación de electrones medida se compara con la diferencia entre las curvas medidas y las modeladas. En el modelo de Zhu y Palta¹²⁵, el rendimiento en profundidad se normaliza a una profundidad, d_R , mayor que el alcance de los electrones contaminantes y se supone que la contaminación de electrones es despreciable para tamaños de campo menores que 3×3 cm², es decir:

$$E_{\rm el}(0,d,f) \approx E_{\rm el}(c=3 \,\,{\rm cm},d,f) \approx 0,\tag{VI.3}$$

Caracterización de la contaminación de electrones

y por tanto:

$$E(0,d,f) \approx E_{\rm ph}(0,d,f) = E_{\rm ph}(c = 3 \text{ cm},d,f) = 1 - (1 - E_{\rm ph0}) \cdot e^{-\beta d}.$$
 (VI.4)

La expresión (VI.4) es válida para todos los tamaños de campo. $E_{\rm ph}(c = 3 \text{ cm}, d_s f)$ se ajusta a partir de los datos de rendimientos en profundidad para profundidades menores que la profundidad del máximo, $d_{\rm max}$. Los parámetros para este ajuste son $E_{\rm ph0}$, que representa el cociente dosis – *kerma* en la superficie, excluyendo la contaminación de electrones, y β , que determina la tasa de variación de $E_{\rm ph}(0, d_s f)$ con la profundidad.

El rendimiento en profundidad de *kerma* o factor de equilibrio (PDK) puede describirse con la siguiente ecuación:

$$PDK(c,d,f) = \frac{A(d) \cdot S_{p}(s,d) \cdot (f+d_{R})^{2}}{A(d_{R}) \cdot S_{p}(s',d_{R}) \cdot (f+d)^{2}},$$
 (VI.5)

donde A(d) es el factor de atenuación a la profundidad d y $S_p(s,d)$ es el factor de dispersión. El factor de dispersión depende del tamaño de campo a través de s, que es el lado del campo cuadrado equivalente a la profundidad d^{55} :

$$s = c \cdot (f + d) / 100$$
 (VI.6)

у

$$s' = c \cdot (f + d_R) / 100.$$
 (VI.7)

El factor de atenuación también considera el endurecimiento del haz:

$$A(d) = e^{-\mu d(1 - \alpha d)}, \qquad (VI.8)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación medio y α es el factor de endurecimiento del haz.

El factor de dispersión, S_p , considera el incremento de dosis atribuible a los fotones dispersados, y se ha modelado²³ de la siguiente forma:

$$S_p = 1 + \frac{asd}{ws + d} , \qquad (VI.9)$$

donde *a* y *w* son dos parámetros constantes que pueden determinarse mediante el ajuste de los datos de rendimientos en profundidad para profundidades mayores que el máximo. Se ha ajustado con las medidas realizadas para los tamaños de

campo comprendidos entre 3×3 y 13×13 cm², ajustando simultáneamente la atenuación y la dispersión, es decir, determinando los cuatro parámetros: α , μ , a y w.

La expresión completa para el ajuste de los rendimientos en profundidad (PDD) es:

PDD
$$(c,f,d) =$$

$$= [E_{el}(c,d,f) + 1 - (1 - E_{ph0}) \cdot e^{-\beta d}] \frac{e^{-\mu d(1 - \alpha d)} \cdot (1 + \frac{a \operatorname{cd} \cdot (f + d) / 100}{w \operatorname{c} \cdot (f + d) / 100 + d}) \cdot (f + d_R)^2}{e^{-\mu d_R(1 - \alpha d_R)} \cdot (1 + \frac{a \operatorname{cd}_R \cdot (f + d_R) / 100}{w \operatorname{c} \cdot (f + d_R) / 100 + d_R}) \cdot (f + d)^2}.$$
(VI.10)

Los datos experimentales para el ajuste se consideran a partir de 2 mm de profundidad, debido a que los dos primeros puntos medidos presentan un elevado nivel de ruido. Todos los ajustes no lineales se han realizado con el programa *LABFit V.7.2.17* para *Windows* desarrollado para el tratamiento y análisis de datos y se han resuelto por métodos iterativos.

VI.3 RESULTADOS

VI.3.1 Ajuste de rendimientos en profundidad de haces puros de fotones

Considerando las curvas de rendimientos en profundidad de un haz puro de fotones, puede realizarse un ajuste simultáneo, ya que no hay variaciones significativas para los diferentes tamaños de campo antes de alcanzar el equilibrio electrónico como se puede observar en la figura VI.2. Todas las curvas se han normalizado a la profundidad del máximo y las medidas se han llevado a cabo para los siguientes tamaños de campo: 3×3 , 5×5 , 7×7 , 10×10 y 13×13 cm². Para cada tamaño de campo, las curvas se han repetido a distintas distancias Fuente – Superficie (SSD), concretamente para SSD igual a 75, 90, 100 y 115 cm.

Para un haz puro de fotones, es estrictamente cierto que:

$$E(c,d,f) = E_{\rm ph}(c,d,f) \tag{VI.11}$$

y toda la curva de rendimiento en profundidad puede ajustarse simultáneamente a la siguiente expresión:

$$PDD(c,d,f)^{ppb} = = [1 - (1 - E_{ph0}) \cdot e^{-\beta d}] \frac{e^{-\mu d(1 - \alpha d)} \cdot (1 + \frac{acd \cdot (f + d) / 100}{wc \cdot (f + d) / 100 + d}) \cdot (f + d_{max})^{2}}{e^{-\mu d_{max}(1 - \alpha d_{max})} \cdot (1 + \frac{acd_{max} \cdot (f + d_{max}) / 100}{wc \cdot (f + d_{max}) / 100 + d_{max}}) \cdot (f + d)^{2}},$$
(VI.12)

donde PDD $(c,d,f)^{\text{ppb}}$ es PDD(c,d,f) medido en un haz puro de fotones. Este ajuste con seis parámetros $(E_{\text{ph0}}, \beta, \alpha, \mu, a \neq w)$ se ha realizado para las curvas de un haz puro de fotones normalizando a la profundidad del máximo en vez de a la profundidad de referencia. La tabla VI.I muestra los parámetros del ajuste para las distintas distancias Fuente – Superficie y para ambas energías. Las diferencias entre los parámetros calculados a las distintas distancias Fuente – Superficie se deben básicamente a fluctuaciones estadísticas.



Figura VI.2. Comparación de rendimientos en profundidad en haces puros de fotones (b) normalizados a la profundidad del máximo y a distancia Fuente – Superficie de 75 cm para 6 MV (a) y 18 MV (b). No aparecen diferencias significativas con el tamaño de campo (3 × 3, 5 × 5, 7 × 7, 10 × 10 y13 × 13 cm²) antes de la profundidad del máximo. SSD indica distancia Fuente – Superficie.

	75 cm		9	90 cm		1(100 cm			115 cm		
6MV												
α (cm ⁻¹)	0.008	±	0.002	0.007	±	0.002	0.007	±	0.001	0.007	±	0.001
μ (cm ⁻¹)	0.070	±	0.006	0.059	±	0.005	0.059	±	0.003	0.059	±	0.006
$a (\mathrm{cm}^{-1})$	0.18	±	0.05	0.10	±	0.03	0.09	±	0.01	0.10	±	0.03
W	2.8	±	0.5	1.9	±	0.3	1.6	±	0.1	1.9	±	0.3
$E_{ m ph0}$	0.03	±	0.01	0.04	±	0.01	0.07	±	0.02	0.02	±	0.01
β (cm ⁻¹)	2.48	±	0.02	2.48	±	0.02	2.53	±	0.02	2.36	±	0.02
18 MV												
α (cm ⁻¹)	0.007	±	0.007	0.003	±	0.003	0.005	±	0.003	0.004	±	0.003
μ (cm ⁻¹)	0.048	±	0.02	0.037	±	0.006	0.045	±	0.006	0.042	±	0.006
$a ({\rm cm}^{-1})$	0.2	±	0.3	0.07	±	0.06	0.2	±	0.1	0.2	±	0.1
W	6.0	±	4.8	4.1	±	2.3	5.7	±	1.9	6.3	±	1.7
$E_{ m ph0}$	-0.003	±	0.005	0.004	±	0.003	-0.003	±	0.003	-0.003	±	0.004
β (cm ⁻¹)	1.08	±	0.02	1.00	±	0.01	1.04	±	0.01	1.00	±	0.01

Tabla VI.I. Parámetros del modelo E_{ph0} , β , α , μ , a y w para 6 y 18 MV en haces puros de fotones. La incertidumbre asociada es la desviación estándar media de los ajustes. La mayor incertidumbre asociada al ajuste simultáneo puede justificarse porque hay más parámetros seleccionados para el cálculo iterativo.

VI.3.2 Ajuste en dos pasos

De acuerdo con el método de Zhu y Palta¹²⁵ las medidas para cada modificador se ajustan independientemente. En este caso, la curva se divide en dos partes: (a) la región previa a alcanzar el equilibrio electrónico y (b) la región donde se ha alcanzado el equilibrio electrónico. Para el primer ajuste, se considera sólo el tamaño de campo más pequeño y se utiliza la ecuación (VI.4). Para la segunda parte, se toman en consideración todas las medidas para todos los tamaños de campo medidos a cada distancia Fuente – Superficie y para cada modificador de haz. Los resultados obtenidos para una distancia Fuente – Superficie de 115 cm y el haz estándar de 18 MV se muestran en la figura VI.3 y el resto de los ajustes describen una superficie con forma similar. En todos los ajustes se ha asumido que:

$$PDD \approx PDK(c,d,f), \text{ si } d \ge d_e,$$
 (VI.13)

donde d_e es el alcance máximo de los electrones contaminantes, ya que $E_{ph}(c,d,f) \approx 1$ para $d \ge d_e$. Para estos ajustes se han elegido profundidades mayores que d_e , es decir, 2.6 cm para el haz de 6 MV y 5.5 cm para el de 18 MV.



Haz estándar de 18 MV; SSD = 115 cm

Figura VI.3. Ajuste de PDK(c,d,f = 115 cm) para el haz estándar de 18 MV y d ≥ 5.5 cm. Todas las curvas se han normalizado a 10 cm de profundidad.

Los parámetros de los ajustes son casi constantes variando la distancia Fuente – Superficie para el haz de 6 MV. La figura VI.4 muestra dos parámetros de los ajustes: μ y β . El comportamiento de los otros cuatro parámetros es similar y puede considerarse que no varían con la distancia a la superficie del agua, ni del modificador del haz seleccionado, como suponía el modelo de Zhu y Palta¹²⁵. En la tabla VI.II se encuentran los valores promediados de los parámetros de los ajustes. Las diferencias en estos parámetros pueden explicarse por las variaciones estadísticas de las medidas, excepto para E_{ph0} , en cuyo caso, las diferencias se deben en parte a la contaminación de electrones del campo más pequeño medido cuando no se trata de medidas en un haz puro de fotones.

Este segundo método de ajustar en dos pasos proporciona peores resultados que el ajuste simultáneo, en las regiones donde el equilibrio electrónico se encuentra próximo a alcanzarse. Por otro lado, el primer método, sólo puede aplicarse para haces puros de fotones. En ambos casos, las curvas obtenidas para haces puros de fotones son bastante similares, excepto en la Caracterización de la contaminación de electrones

región del máximo, a pesar de que los parámetros no son iguales. Para comparar los parámetros de ambos ajustes hay que considerar dónde está normalizada cada curva, lo que afecta principalmente al valor de E_{ph0} .



Figura VI.4. Parámetros β (a) y μ (b) ajustados independientemente para los diferentes modificadores y distancias Fuente – Superficie para el haz de 6 MV. SSD indica distancia Fuente – Superficie.

Tabla VI.II. Parámetros de los ajustes promediados para varios modificadores del haz. El promedio se ha calculado con los datos de las distintas distancias Fuente – Superficie (75, 80, 85, 90, 100 y 115 cm) para el mismo modificador y la incertidumbre es la desviación estándar de los ajustes combinada con la desviación estándar de los parámetros obtenidos. La primera columna muestra valores similares a los de la tabla VI.I, si se consideran dos desviaciones estándar.

	Haz puro de			Retícula de centraje								
	fc	oton	es	Retícula	ı de	centraje	+	imá	n	Sin me	odifi	cador
6MV												
α (cm ⁻¹)	0.007	±	0.002	0.006	±	0.001	0.006	±	0.002	0.006	±	0.001
μ (cm ⁻¹)	0.059	±	0.004	0.054	±	0.003	0.053	±	0.004	0.055	±	0.003
$a (\mathrm{cm}^{-1})$	0.09	±	0.02	0.06	±	0.02	0.06	±	0.01	0.07	±	0.02
W	1.3	±	0.3	0.9	±	0.5	1.0	±	0.2	1.3	±	0.4
$E_{ m ph0}$	0.10	±	0.04	0.14	±	0.05	0.15	±	0.02	0.15	±	0.04
β (cm ⁻¹)	2.42	±	0.08	2.44	±	0.09	2.46	±	0.10	2.47	±	0.12
18 MV												
α (cm ⁻¹)	0.001	±	0.001	0.003	±	0.005	0.002	±	0.005	0.004	±	0.007
μ (cm ⁻¹)	0.030	±	0.003	0.032	±	0.003	0.031	±	0.003	0.032	±	0.004
$a ({\rm cm}^{-1})$	0.03	±	0.02	0.03	±	0.01	0.04	±	0.02	0.05	±	0.03
W	0.8	±	0.5	1.2	±	0.3	1.2	±	0.3	1.6	±	0.5
$E_{ m ph0}$	0.01	±	0.02	0.06	±	0.03	0.06	±	0.02	0.06	±	0.02
β (cm ⁻¹)	1.05	±	0.03	1.05	±	0.02	1.06	±	0.05	1.09	±	0.07

VI.3.3 Medida de la contaminación de electrones

Para comparar los datos experimentales con las curvas modeladas, todas las curvas se han normalizado a 10 cm de profundidad. La contaminación de electrones varía principalmente con el tamaño de campo, el modificador del haz y la distancia Fuente – Superficie. La figura VI.5 muestra la variación de la contaminación de electrones con el tamaño de campo y el modificador del haz para una distancia Fuente – Superficie igual a 100 cm. Para los tamaños de campo mayores, la contaminación de electrones no puede medirse directamente, debido a la distancia del entrehierro. Para ello, se han utilizado los rendimientos en profundidad modelados a partir de las medidas en haces puros de fotones y utilizando el ajuste simultáneo, ya que no existen medidas directas para realizar la comparación. Se ha considerado mejor opción utilizar el ajuste con las medidas del haz puro de fotones que los ajustes realizados en dos pasos y para cada modificador, ya que de esta forma no se desprecia la contaminación de electrones del campo más pequeño.

18 MV; SSD = 100 cm



Profundidad (cm)

Figura VI.5. Contaminación de electrones para varios tamaños de campo para un haz de 18 MV a distancia Fuente – Superficie de 100 cm. Las medidas para el haz estándar (retícula) y con bandeja dependen fuertemente con el tamaño de campo. Las medidas realizadas con desviador magnético representan la dosis de los electrones generados en el aire y son menos dependientes del tamaño de campo. Al reducirse el tamaño de campo, la dosis correspondiente a la contaminación de electrones tiende a ser más similar a la dosis correspondiente a los electrones generados en aire. Las curvas grises representan la contaminación de electrones estimada a partir de los ajustes simultáneos de los rendimientos en profundidad para haces puros de fotones.

La contaminación de electrones aumenta con el tamaño de campo, pero los rendimientos en profundidad medidos con helio y el desviador magnético no muestran incremento en la región previa al equilibrio electrónico incluso para los tamaños de campo mayores como se observa en los resultados que se muestran en la figura VI.2. Las dos curvas inferiores de la figura VI.6 indican que la contaminación de electrones es despreciable para las medidas con helio y desviador magnético, por lo que efectivamente, pueden considerarse en un haz puro de fotones.

Para comparar las medidas directas de la contaminación de electrones con los valores correspondientes al ajuste en dos pasos, se ha utilizado la siguiente expresión, que considera la contaminación de electrones del campo más pequeño que se había despreciado en el ajuste:

Capítulo VI

$$PDD(c,d,f) - PDD(c,d,f)^{ppb} = PDD(c,d,f) - E_{ph}(c,d,f) \cdot PDK(c,d,f) + + [(PDD(3 cm,d,f) - PDD(3 cm,d,f)^{ppb}] \cdot D(c,f) / D(3 cm,f),$$
(VI.14)

donde D(c,f) es la dosis a 10 cm de profundidad para un tamaño de campo $c \times c$, y distancia Fuente – Superficie, f. Asumiendo esta última modificación, las curvas ajustadas en dos pasos se aproximan mucho más a las medidas directas, como se aprecia en la figura VI.6(b).

Para los tamaños de campo más pequeños, como se puede apreciar en las curvas inferiores de la figura VI.5, la mayoría de los electrones se generan en el aire entre el cabezal y la superficie del agua, y las diferencias entre las medidas sólo con el desviador magnético y el resto de las disposiciones del haz, con o sin modificadores, son menores. Al aumentar el tamaño de campo, aumentan también las diferencias en la contaminación de electrones medida al variar de modificador del haz, mientras que las variaciones con el tamaño de campo son menores si las medidas se realizan con desviador magnético, por lo que la dosis correspondiente a los electrones generados en aire depende en menor medida del tamaño de campo seleccionado. Los electrones generados en el cabezal son menos dependientes del tamaño de campo, especialmente cuando se utiliza bandeja portabloques.

Para los haces de 6 MV, los electrones generados en aire son relativamente mucho más importantes que para los haces de 18 MV. La figura VI.7 muestra la contaminación de electrones para varios modificadores del haz y a 75 y 100 cm de distancia Fuente – Superfície para el mayor tamaño de campo medido $(13 \times 13 \text{ cm}^2)$. En esta gráfica se separa la dosis debida a los electrones generados en aire, en el cabezal y en la bandeja. Para el haz de 6 MV y con distancia Fuente – Superfície 100 cm, la mayor parte de la dosis de electrones se debe a los electrones generados en aire, mientras que a 75 cm, es más relevante la dosis debida a los electrones generados en aire, mientras que a 75 cm, es más relevante si se utiliza la bandeja portabloques.

Para ambas energías, los electrones generados en aire son menos energéticos que los generados en el cabezal.

Para el haz de 18 MV, los electrones generados en el cabezal contribuyen más o menos a la dosis dependiendo de la distancia Fuente – Superficie y la profundidad. La importancia relativa de cada fuente de contaminación (cabezal, bandeja, aire) depende mucho más de la profundidad, ya que el alcance de los electrones varía de forma mucho más significativa que para el haz de baja energía. Para los tamaños de campo mayores y el haz de 18 MV, incluso a distancia Fuente – Superficie de 115 cm, los electrones procedentes del cabezal producen una mayor dosis en superficie que los generados en el aire.



Figura VI.6. Contaminación de electrones para el haz de 18 MV, tamaño de campo 10×10 cm² y distancia Fuente – Superficie (SSD) 75 cm. (a) Se comparan las medidas directas, las correspondientes al ajuste simultáneo de las medidas en un haz puro de fotones y las correspondientes al ajuste en dos pasos. (b) Igual que en caso anterior, salvo que para la contaminación de electrones obtenida a partir del ajuste en dos pasos, se corrige según la ecuación (VI.14). Las curvas inferiores, con helio e imán muestran que no presentan aumento de contaminación de electrones respecto al menor tamaño de campo, por lo que se pueden considerar medidas en un haz puro de fotones.

		$d_e (cm)$						
Distancia	Tamaño de							
Superficie	campo		Retícula de					
(cm)	(cm)	Sin modificador	centraje	Bandeja	Imán			
6 MV								
75	3	2.3 ± 0.6	2.3 ± 0.6	2.1 ± 0.6	2.0 ± 0.6			
	5	1.8 ± 0.3	2.2 ± 0.4	1.9 ± 0.2	1.2 ± 0.3			
	7	1.8 ± 0.3	2.2 ± 0.2	2.2 ± 0.3	1.4 ± 0.3			
	10	2.1 ± 0.3	2.2 ± 0.3	1.9 ± 0.2	1.4 ± 0.3			
	13	2.0 ± 0.4	2.2 ± 0.2	2.2 ± 0.3	1.2 ± 0.3			
100	3	1.6 ± 0.3	1.1 ± 0.2	1.1 ± 0.2	1.2 ± 0.4			
	5	1.6 ± 0.3	1.4 ± 0.4	1.4 ± 0.2	1.3 ± 0.2			
	7	1.6 ± 0.2	1.7 ± 0.2	1.7 ± 0.2	1.3 ± 0.3			
	10	2.2 ± 0.4	2.2 ± 0.3	2.0 ± 0.2	1.4 ± 0.4			
	13	1.8 ± 0.2	1.7 ± 0.2	1.8 ± 0.2	1.4 ± 0.2			
115	3	1.3 ± 0.2	1.4 ± 0.2	1.0 ± 0.3	1.2 ± 0.2			
	5	1.4 ± 0.4	1.2 ± 0.3	1.4 ± 0.4	1.4 ± 0.2			
	7	1.4 ± 0.3	1.3 ± 0.3	1.3 ± 0.2	1.3 ± 0.3			
	10	1.5 ± 0.2	1.7 ± 0.2	1.7 ± 0.2	1.3 ± 0.3			
	13	1.5 ± 0.3	1.6 ± 0.2	1.6 ± 0.2	1.1 ± 0.3			
18 MV								
75	3	4.8 ± 0.4	$4.1 \hspace{0.1in} \pm \hspace{0.1in} 0.8$	3.7 ± 0.5	1.8 ± 0.3			
	5	4.7 ± 0.5	5.1 ± 0.4	$4.6 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.6$	2.2 ± 0.3			
	7	5.2 ± 0.3	5.1 ± 0.4	4.3 ± 0.3	1.6 ± 0.6			
	10	4.8 ± 0.2	5.1 ± 0.3	$4.9 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.3$	2.0 ± 0.1			
	13	4.6 ± 0.3	$4.9 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.2$	4.7 ± 0.3	1.9 ± 0.4			
100	3	2.9 ± 0.3	2.8 ± 0.3	2.8 ± 0.3	2.3 ± 0.3			
	5	5.0 ± 0.5	5.1 ± 0.3	5.0 ± 0.5	2.1 ± 0.3			
	7	5.0 ± 0.2	$4.9 \hspace{0.2cm} \pm \hspace{0.2cm} 0.4$	5.3 ± 0.3	2.4 ± 0.4			
	10	4.9 ± 0.2	5.1 ± 0.3	4.6 ± 0.3	2.4 ± 0.3			
	13	4.9 ± 0.2	4.8 ± 0.2	4.7 ± 0.3	2.4 ± 0.5			
115	3	2.2 ± 0.2	2.1 ± 0.3	2.2 ± 0.2	2.0 ± 0.3			
	5	4.8 ± 0.3	5.3 ± 0.6	5.3 ± 0.5	2.4 ± 0.4			
	7	5.2 ± 0.4	5.1 ± 0.3	5.3 ± 0.6	2.0 ± 0.3			
	10	4.7 ± 0.2	4.9 ± 0.3	4.3 ± 0.3	2.2 ± 0.3			
	13	4.7 ± 0.3	4.6 ± 0.3	5.2 ± 0.3	2.1 ± 0.3			

Tabla VI.III. Alcance promedio de contaminación de electrones de acuerdo a la expresión (VI.15). La incertidumbre asociada es la desviación media del ajuste.

Caracterización de la contaminación de electrones

De los modificadores del haz estudiados, el que mayor contaminación de electrones proporciona es la bandeja portabloques. En cambio, no se han encontrado diferencias significativas entre las medidas con bandeja y con bandeja y bloque (bloques cuadrados de campos 5×5 y 10×10 cm²). Tampoco se han encontrado diferencias significativas entre las medidas con y sin retícula de centraje en superficie, aunque a profundidades mayores se han encontrado pequeñas diferencias que parecen indicar una mayor energía de los electrones contaminantes cuando se retira la retícula de centraje.

La dosis debida a la contaminación de electrones puede ajustarse a una exponencial modificada¹²⁵, que es bastante similar a la utilizada por el sistema de planificación¹¹² ADAC PINNACLE para modelar la distribución de dosis en profundidad en el eje central del haz para la contaminación de electrones:

$$PDD_{el} (c,d,f)^{\text{modifier}} = E_{el}(c,d,f) \cdot PDK(c,d,f) = PDD(c,d,f)^{\text{modifier}} - PDD(c,d,f)^{\text{ppb}}$$
$$= \begin{cases} \frac{A \cdot (e^{-\gamma \cdot d} - e^{-\gamma \cdot d_e})}{(1 - e^{-\gamma \cdot d_e})}, & d \le d_e \\ 0, & d > d_e \end{cases},$$
(VI.15)

donde *A* es la dosis en superficie debida a la contaminación de electrones, d_e es el alcance medio de los electrones contaminantes y γ es similar a un factor de atenuación para electrones. Este ajuste es el que aparece en la figura VI.7 para los electrones generados en aire, y la diferencia de cada ajuste con el ajuste de los electrones generados en aire en los demás casos. La tabla VI.III muestra el alcance medio de los electrones contaminantes.

El alcance medio de los electrones contaminantes para las medidas realizadas con el desviador magnético es 1.3 cm para el haz de 6 MV, y 2.1 cm para el haz de 18 MV. Al aumentar la distancia Fuente – Superficie y disminuir el tamaño de campo, los valores para el alcance medio de los electrones contaminantes tienden a ser más similares a estos valores para el resto de las medidas, debido a que la contaminación de electrones proveniente del cabezal disminuye y la generada en el aire se hace más importante de forma relativa. Este efecto es apreciable para el haz de 6 MV, donde al aumentar la distancia Fuente – Superficie, el alcance medio de los electrones contaminantes, d_e , disminuye para todos los tamaños de campo y modificadores (tabla VI.III). Para 18 MV también es apreciable este efecto, si bien sólo para las medidas en un campo 3×3 cm² es significativo, ya que la importancia relativa de los electrones generados en aire es menor.



Figura VI.7. Comparación de la contaminación de electrones para los distintos modificadores a las distancias Fuente – Superficie (SSD) 75 y 100 cm, para un tamaño de campo 13×13 cm² y para los haces de 6 MV (a) y 18 MV (b). La contaminación de electrones generada en aire se corresponde con la diferencia de las medidas con imán y las medidas con imán y helio, la generada en el cabezal a la diferencia de las medidas con retícula y las realizadas con imán y la generada en la bandeja a la diferencia de las medidas con bandeja menos las realizadas con imán. Las líneas continuas representan los ajustes correspondientes a la ecuación (VI.15) para la contaminación generada en aire y la diferencia entre el ajuste de cada modificador y el ajuste de la generada en aire para los otros dos modificadores a 75 cm y las discontinuas, a 100 cm.

La figura VI.8 refleja la importancia relativa de los electrones generados en aire y en el cabezal en la superficie del maniquí. Los electrones provenientes del cabezal son más energéticos que los generados en el aire, ya que el número Caracterización de la contaminación de electrones

atómico de los materiales del cabezal es mayor que el de los gases que componen el aire. Por ello, para el haz de 18 MV, la importancia relativa de los electrones generados en aire disminuye de forma acusada con la profundidad. La fluencia de electrones generados en aire, no cambia de forma acusada al variar la distancia Fuente – Superficie, mientras que la dependencia en el caso de los electrones generados en el cabezal es apreciablemente mayor, e incluso más acusada en el caso de utilizar una bandeja portabloques. Para ambas energías, el menor valor medido para la dosis correspondiente a los electrones generados en aire se produce para una distancia Fuente – Superficie de 75 cm.



Figura VI.8. Dosis en superficie estimada debida a la contaminación de electrones menos la dosis debida a los electrones generados en aire, es decir, siguiendo la notación de la ecuación (VI.15): $A^{\text{modificador}} - A^{\text{imán}}$. La dosis correspondiente a los electrones generados en el aire ($A^{\text{imán}}$) se representa con una línea de puntos. Las barras de error muestran las desviaciones estándares. SSD indica la distancia Fuente – Superficie.

VI.4 DISCUSIÓN

VI.4.1 Ajuste de rendimientos en profundidad

Los parámetros obtenidos para el ajuste de los rendimientos en profundidad para el haz de 6 MV son similares a los calculados por Bjängard *et al*²², si se consideran las diferencias entre ambos modelos. Estos autores supusieron $E_{ph0} =$ 0, ya que no consideraron que aportaran dosis los electrones retrodispersados en el maniquí y un valor de $\beta = 2.8 \text{ cm}^{-1}$ para un haz de 6 MV (en un acelerador lineal *SL*-25 de *Elekta*), mientras que los valores obtenidos en esta tesis oscilan entre 2.36 y 2.54 cm⁻¹. La hipótesis de que los electrones retrodispersados en el agua no contribuyen a la dosis en superfície de forma significativa es compatible con nuestros resultados para el haz de 18 MV, pero no para el haz de 6 MV, como se ha puesto de manifíesto en las tablas VI.I y VI.II.

VI.4.2 Contaminación de electrones

De acuerdo con los resultados de esta tesis, el equivalente al factor de atenuación, γ , varía de forma acusada con el tamaño de campo, mientras que las curvas semilogarítmicas presentadas por Bjängard *et al*²² no muestran evidencias de dependencia con este parámetro. Una explicación razonable puede encontrarse en que en su trabajo sólo muestran un tamaño de campo pequeño, donde predomina la contaminación de electrones generada en el aire. Los resultados obtenidos muestran que el alcance medio de los electrones contaminantes permanece constante cuando se comparan campos donde la contaminación procedente del cabezal es significativa. La dosis en superficie debida a la contaminación aumenta cuando el tamaño de campo aumenta. El valor del factor de atenuación γ varía de 0.7 a 2.8 cm⁻¹ para el haz estándar de 6 MV y de 0.7 a 1.2 cm⁻¹ para las mismas condiciones con el haz de 18 MV. Este valor no es estrictamente el definido por Beauvais et al¹⁸ y utilizado por Sjögren y Karlsson¹⁰⁹ y Bjängard et al^{22} . El valor utilizado en este capítulo es el definido por Zhu y Palta¹²⁵, que obtuvo un factor $\gamma = 0.462$ cm⁻¹ y A = 0.11 (dosis referida al máximo) para un tamaño de campo 10×10 cm² en un haz de 18 MV (Varian 2100 CD). En los resultados que se muestran en este capítulo, para condiciones similares, se ha obtenido: $\gamma = 0.69 - 0.87$ cm⁻¹ y A = 0.16 - 0.21 (dosis referida a 10 cm de profundidad) dependiendo de la distancia Fuente - Superficie. Estos valores son consistentes con las medidas publicadas en estudios previos^{29,60,59} para el valor de dosis en superficie $(A + E_{ph0})$.

En realidad, el método de Zhu y Palta¹²⁵ calcula la variación de la dosis debida a la contaminación de electrones mientras varía el tamaño de campo, pero no el valor absoluto. Si se desean comparar valores absolutos, debería sumarse la

contaminación de electrones correspondiente al tamaño de campo más pequeño. Por este motivo, en los resultados que se presentan en la figura VI.6, el ajuste en dos pasos mejora cuando se corrige por la contaminación de electrones del campo más pequeño.

Beauvais *et al*¹⁸ también calcularon la energía máxima a partir del alcance máximo, suponiendo que la forma del espectro energético de los electrones contaminantes sea muy similar a la distribución energética de las partículas β . Con esta aproximación, para el haz de 18 MV y las medidas aquí descritas, se obtiene una energía máxima promedio de 10.1 MeV y 5.5 MeV para el haz de 6 MV, ambos en condiciones de medida estándar (sólo la retícula con la cruceta de centraje como modificador del haz). Beauvais *et al*¹⁸ publicaron resultados similares: 13.6 MeV para un haz de 18 MV. Su método para calcular el alcance máximo ofrece un valor superior a los valores calculados a partir de la ecuación (VI.15), especialmente para el haz de baja energía.

VI.4.3 Variación de la contaminación de electrones con la distancia Fuente – Superficie

Los resultados que arroja la literatura sobre la dependencia de la contaminación de electrones con la distancia Fuente – Superficie no son absolutamente esclarecedores, existiendo cierta discusión sobre este asunto. Mientras algunos estudios muestran que la contaminación de electrones se reduce^{60,59,81,97,109} con la distancia Fuente – Superficie, otros han encontrado que permanece constante en el intervalo de interés clínico. Esta controversia puede deberse a que la contaminación de electrones varía de forma acusada con el tamaño de campo y la principal fuente de electrones (cabezal o aire) varía con el tamaño de campo y la distancia fuente superficie. Adicionalmente, las variaciones con la distancia Fuente – Superficie son mayores entre 85 y 75 cm, y por tanto, dependiendo del intervalo de distancias elegido para las medidas, puede apreciarse variación o no.

Para distancias Fuente – Superficie cortas y grandes tamaños de campo, el cabezal es la principal fuente de contaminación. La dosis debida a los electrones procedentes del cabezal disminuye al aumentar la distancia como se pone de manifiesto en la figura VI.8, y este efecto es más pronunciado si se utiliza bandeja portabloques. Los electrones generados en el cabezal son más energéticos que los generados en aire.

Por otro lado, los electrones generados en aire muestran una menor variación con la distancia Fuente – Superficie, y se ha medido un valor máximo de contaminación debida al aire a 80 cm para el haz de 6 MV y a 90 cm para el haz de 18 MV. Estos electrones son menos energéticos que los generados en el cabezal. Si se considera el campo más pequeño (tabla VI.III), el alcance de los

electrones disminuye con la distancia Fuente – Superficie, debido principalmente a que los electrones generados en aire cobran más importancia que los provenientes del cabezal.

VI.5 CONCLUSIONES

Se ha medido la contaminación de electrones y se ha comprobado su dependencia con el tamaño de campo, el modificador del haz utilizado y la distancia Fuente – Superficie. La extrapolación de la dosis correspondiente a la contaminación de electrones a partir de las medidas de rendimientos en profundidad, como propusieron Zhu y Palta¹²⁵, puede utilizarse, si bien hay que tener en cuenta que se desprecia la contaminación de electrones para los tamaños de campo menores. Si se utiliza el modelo de Bjängard²² para el ajuste de las medidas en un haz puro de fotones, el rendimiento en profundidad modelado puede utilizarse para estimar la contaminación de electrones para los tamaños de campos mayores, donde no ha sido posible realizar la medida directa.

En el caso de que no se disponga de medidas en haces puros de fotones, se puede utilizar la aproximación de Zhu y Palta¹²⁵, siempre que se considere que sólo es válida para estudiar incrementos en la dosis debidos a la contaminación de electrones al aumentar el tamaño de campo, pero no la contribución total a la dosis absorbida, para la que se debe considerar la dosis del campo más pequeño. Una opción podría ser calcular la dosis absorbida debida a la contaminación de electrones del campo más pequeño por otros métodos (simulación de Monte Carlo, comparación con la dosis calculada por convolución o superposición) y sumar esta contribución con la corrección propuesta en este capítulo.

Por otro lado, es importante tener en cuenta que existen dos fuentes contaminantes claramente diferenciables: el aire y el cabezal de tratamiento. Los electrones generados en el cabezal son más energéticos y más importantes para tamaños de campo grandes, cortas distancias Fuente – Superficie y mayores profundidades. Esta diferencia es mucho más apreciable para el haz de 18 MV que para el de 6 MV.

Si se utiliza una bandeja portabloques como modificador del haz, la contaminación de electrones aumenta en todos los casos, pero la energía de estos electrones es similar a la de los procedentes del cabezal. No se han encontrado diferencias significativas en las medidas con y sin bloque, utilizando la bandeja en ambos casos. La dosis en superficie no parece depender de la utilización o no de la retícula de centraje.

La contaminación de electrones puede ajustarse a una curva exponencial modificada a profundidades superiores a los dos primeros milímetros, donde la incertidumbre experimental es difícil de determinar y probablemente, el máximo de dosis para los electrones contaminantes no se ha alcanzado y puede depender del detector utilizado^{74,77}.
El uso de sólo un desviador magnético⁷⁵ para la medida del índice de calidad del haz $%dd(10)_x$ (según la definición de TG-51⁶) es adecuado, ya que los electrones generados en aire son menos energéticos que los provenientes del cabezal y su alcance medio es menor que la profundidad del máximo de dosis.

Estos resultados demuestran que el conocimiento de las características de la contaminación de electrones es importante en la dosimetría clínica, ya que las mayores discrepancias entre los cálculos de los sistemas de planificación y las medidas se deben a la contaminación de electrones³⁴. Cuando un sistema de planificación considera la contaminación de electrones separadamente del haz de fotones y no considera variaciones de la contaminación de electrones con la distancia Fuente – Superficie, los cálculos que proporcionan pueden considerarse aceptablemente precisos si la distancia Fuente – Superficie es mayor de 80 cm en un haz estándar. No obstante, debe considerarse de forma especial el uso de los distintos modificadores del haz en el sistema de planificación, especialmente la bandeja portabloques y la cuña física (en caso de que exista). Establecer para las medidas de datos de entrada de un sistema de planificación la distancia Fuente – Superficie a 90 cm, en vez de a 100 cm como se realizaba de forma tradicional, puede reducir el error asociado al cálculo de la dosis debida a la contaminación de electrones para la mayoría de los tratamientos isocéntricos, que suelen impartirse a distancias comprendidas entre 85 y 100 cm. Para los campos más pequeños, los electrones generados en aire deben considerarse de forma independiente de los generados en el cabezal, debido a su diferente distribución energética y a su influencia dosimétrica.

CAPÍTULO VII CONCLUSIONES

Capítulo VII

VII.1 CONCLUSIONES GENERALES

En esta tesis se ha estudiado en profundidad la influencia dosimétrica de la contaminación de electrones en haces de fotones de uso clínico. Para ello, fue necesario diseñar un circuito magnético que eliminase la contaminación de electrones procedente del cabezal, que se ha descrito de forma pormenorizada y realizar estudios sustituyendo por helio el aire entre el cabezal y el sistema de medida.

Se ha analizado la influencia de la contaminación de electrones en la dosimetría de referencia, en la dosimetría previa al modelado de un haz en un sistema de planificación, su contribución a la dosis medida en un rendimiento en profundidad en muy diversas condiciones y se proponen diversos modelos que permiten tanto su medida con o sin desviador magnético, como calcular en otras condiciones la contaminación de electrones. Se ha comparado la contaminación de electrones medida con la calculada con un sistema de planificación. Se ha concluido que es necesario desarrollar un modelo para la contaminación de electrones que contemple variaciones con la distancia Fuente - Superficie, el modificador del haz, básicamente la cuña y la bandeja, y que considere dos fuentes independientes de contaminación: el aire y el cabezal, ya que su comportamiento al variar la distancia Fuente - Superficie es muy diferente y el rendimiento en profundidad varía con la fuente considerada. Los electrones generados en el cabezal son más energéticos y presentan una mayor dependencia con la distancia Fuente – Superficie y el tamaño de campo que aquellos generados en el aire.

En definitiva, se han alcanzado todos los objetivos planteados en esta tesis, es decir:

1. Se ha elaborado un procedimiento para la medida de la contaminación de electrones en haces de fotones y se ha comparado

con los métodos de medida desarrollados por otros autores, basados básicamente en la variación de la contaminación de electrones con el tamaño de campo.

- 2. Se ha desarrollado un modelo de la variación de la contaminación de electrones para haces de fotones de 6 y 18 MV del acelerador lineal de electrones *Primus*, esclareciendo la existencia de dos fuentes independientes: cabezal y aire que se comportan de forma diferente con la variación de la distancia Fuente Superficie y del tamaño de campo.
- 3. Se ha determinado la influencia del indicador de la calidad de un haz para determinar dosis absoluta y las incertidumbres asociadas a cada índice de calidad del haz para los cinco haces de fotones existentes en el Servicio de Radioterapia del Hospital do Meixoeiro.
- 4. Se ha determinado error cometido por el sistema de cálculo dosimétrico *Xio* en la región anterior al alcance de los electrones contaminantes para el haz de 6 MV del acelerador *SL*-75/5.
- 5. Se ha diseñado un desviador magnético que permite reducir la dosis superficial en aquellos casos que así lo requiera la disposición del volumen blanco, lo que puede conducir a una reducción de la toxicidad de la radioterapia en algunos casos.

Este trabajo, pese a haber despejado gran cantidad de incógnitas sobre el tema, deja abiertas otras tantas preguntas que requieren una investigación posterior. Por tanto las líneas futuras de investigación que surgen a partir de este trabajo son el desarrollo de un modelo de cálculo de fácil implementación en un sistema de planificación que permita el cálculo con mayor precisión de la contaminación de electrones, la comparación de los resultados obtenidos con simulación de Monte Carlo, que incluya la consideración de dos fuentes: aire y cabezal y que pueda incorporarse en un futuro al método de cálculo de un sistema de planificación, el desarrollo de desviadores magnéticos que permitan reducir la dosis en piel y se consideren un posible modificador del haz en los casos que así se requiera y la definición de un índice de calidad del haz universal.

VII.2 CONCLUSIONES ESPECÍFICAS

El trabajo de investigación realizado se describe en los cinco capítulos centrales de esta memoria (capítulos II al VI): el capítulo II describe las bases del dispositivo experimental, el tercer capítulo introduce los dos protocolos para la medida de dosis absorbida en agua utilizados internacionalmente y expone la influencia de la contaminación de electrones en el cálculo de la dosis absorbida según el protocolo utilizado, y los tres capítulos siguientes que recogen la medida de la contaminación de electrones y la influencia del detector en la medida.

En el **capítulo II** se describe el acelerador lineal de electrones *Primus* y el desviador magnético utilizado. La contribución más importante de este capítulo es la descripción del diseño del desviador magnético, la medida del campo magnético en la zona del entrehierro y la disposición experimental para eliminar la contaminación de electrones. El desviador magnético se ha construido con imanes permanentes de NdFeB y ha eliminado todos los electrones contaminantes procedentes del cabezal del acelerador. Dentro de las conclusiones de este capítulo cabe destacar:

- 1) El uso de nuevos materiales, como la aleación de NdFeB, para la construcción de circuitos magnéticos que permitan utilizarse como desviadores magnéticos es una solución más cómoda y económica que la basada en electroimanes.
- 2) En la fase de diseño, puede calcularse de forma aproximada el valor del campo magnético en el plano central utilizando la simulación por elementos finitos en 2D.
- 3) El desviador magnético construido desvía 17.4° un haz de electrones de 18 MeV y 32.5° uno de 12 MeV. La desviación obtenida es suficiente para las medidas que se han realizado.
- Realizando un circuito magnético con un valor de campo magnético similar, pero mayor tamaño del entrehierro, podría utilizarse para uso clínico en aquellos casos en que se deseara reducir la dosis en piel.

En el **capítulo III** se introducen los dos protocolos de medida de dosis absorbida basados en medidas en agua utilizados internacionalmente en la actualidad: el desarrollado por el *Task Group 51* (TG-51⁶) de la

American Association of Physicist in Medicine (AAPM) y el Código Internacional de Práctica para la Dosimetría basado en Estándares de Dosis Absorbida en Agua (Technical Reports Series No. 398: TRS-398¹³) de la Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA). Para determinar la calidad de los cinco haces de fotones disponibles en el Servicio de Radioterapia del Hospital do Meixoeiro se utilizan todos los métodos descritos por ambos protocolos y se añade uno alternativo para la medida de %dd(10)_x, basado en el uso del desviador magnético descrito en el capítulo II. De los resultados obtenidos se concluyó que:

- 1) La determinación directa el índice $\% dd(10)_x$ utilizando un desviador magnético comparada con los valores calculados según el formalismo del protocolo TG-51⁶ con medidas en haces filtrados con plomo o sin modificadores son muy similares, aunque la incertidumbre asociada al índice de calidad del haz calculado según formalismo del protocolo TG-51⁶ es mayor.
- Se ha desarrollado un texto unificado donde se exponen las principales fuentes de incertidumbre asociadas al protocolo TG-51⁶ que se encontraban dispersas en la literatura científica.
- 3) De la comparación de ambos protocolos considerando los parámetros: $S_{w,air}$ y k_Q , los valores obtenidos por todos los métodos considerados se encuentran dentro de la incertidumbre asociada. Adicionalmente, los valores calculados de k_Q son comparables con los valores obtenidos experimentalmente y publicados en trabajos recientes.
- 4) Para las medidas de baja energía, las diferencias son menores que la incertidumbre asociada y varios autores proporcionan una desviación en las medidas mayor que la discrepancia observada. Para los haces de alta energía, se ha encontrado una menor diferencia entre los datos experimentales de k_Q y los calculados por el protocolo TG-51⁶ a partir de $\% dd(10)_x$.
- 5) La contaminación de electrones se ha subestimado por el TG-51⁶ para el haz sin modificadores y las diferencias en este caso con el TRS-398¹³ son menores de lo esperado teóricamente. Aún así, la mayor discrepancia observada entre los dos protocolos es del 0.3%, como los estudios teóricos habían descrito⁵⁴.

Conclusiones

Los siguientes tres capítulos están dedicados al estudio experimental de la contaminación de electrones, especialmente a su influencia dosimétrica en la región cercana a la superficie, es decir, la región determinada por el alcance de los electrones contaminantes. En el **capítulo IV** se ha determinado la influencia del detector en la medida de la contaminación de electrones. De las medidas con cinco detectores se extrajeron las siguientes conclusiones:

- Todos los detectores empleados muestran respuestas similares para haces de alta energía, donde la importancia relativa y el alcance de los electrones son mayores, mientras que para los haces de baja energía y a profundidades cercanas a la superficie, el volumen sensible, los materiales compensadores y el espesor de la ventana pueden afectar a la medida.
- 2) Las variaciones en la respuesta del detector con la energía y el tipo de radiación deben considerarse para convertir las medidas en dosis. Aún así, puesto que el espectro energético de los electrones contaminantes es continuo y complejo, no es fácil realizar la conversión de ionización a dosis.
- 3) En la modelización de un haz en un sistema de planificación basado en algoritmos de convolución o superposición con datos experimentales, el detector elegido influye en las medidas cercanas a la superficie y, por tanto, en la contaminación de electrones calculada por el sistema de planificación. En base a los resultados obtenidos para la medida de rendimientos en profundidad se recomienda el uso de cámaras de ionización plano paralelas con ventana de entrada muy delgada, cámaras de dedal de volumen cercano a 0.6 cm³ y diodos sin material compensador.
- 4) La aproximación de la contaminación de electrones a una curva exponencial, puede no ajustar los datos experimentales con la suficiente precisión para su implementación en un sistema de planificación, por lo que es necesario un modelo más complejo.

En el **Capítulo V** se utilizan las medidas utilizadas para modelar un haz de fotones de 6 MV (SL-75/5) a dos distancias Fuente – Superficie para estimar la variación de la dosis a profundidades menores que el alcance de los electrones contaminantes y de forma complementaria, se

midió la contaminación de electrones procedente del cabezal haciendo uso del desviador magnético. Las medidas se compararon con la contaminación de electrones modelada en un sistema de planificación *Xio*. Las principales conclusiones de estos resultados son:

- La contaminación de electrones varía con la distancia Fuente Superficie y su influencia en un tratamiento con dicha distancia a 90 cm puede representar el 2.5% de la dosis en la profundidad del máximo referenciada a la dosis a 10 cm de profundidad. Es importante en la modelización de la contaminación de electrones considerar dos fuentes independientes: el cabezal y el aire. Ambas varían con la distancia Fuente – Superficie y con el tamaño de campo, si bien, de forma diferente. La dosis correspondiente a los electrones generados en aire varía de forma más suave con el tamaño de campo, mientras que la correspondiente a los generados en el cabezal, varía de forma acusada.
- 2) Establecer la dosis de referencia a 10 cm de profundidad introduce una mayor incertidumbre en los cálculos de dosis de puntos próximos a la superficie para los tratamientos isocéntricos, pero el modo clásico de cálculo, que establece la dosis de referencia a la profundidad del máximo, introduce un error sistemático a profundidades mayores que el alcance de los electrones contaminantes.
- 3) El error en el cálculo de dosis correspondiente a la contaminación de electrones debido al sistema de planificación, no siempre se traduce directamente en el mismo error en dosis calculada en un punto. Es posible modelar un mismo haz con distintas combinaciones de contaminación de electrones y haces de baja energía y obtener mejores resultados para la suma de ambas contribuciones que para cada una de forma independiente. Por ello, es importante que las condiciones de medida, sean lo más similares a las de tratamiento, por lo que se recomienda modelar un haz con las medidas realizadas a distancia Fuente – Superficie de 90 cm, ya que la mayoría de los tratamientos son isocéntricos y suelen impartirse a distancias comprendidas entre 85 y 100 cm.
- 4) Es muy importante desarrollar un modelo de contaminación de electrones que pueda implementarse en un sistema de planificación y que considere las variaciones de la contaminación

de electrones con la distancia Fuente – Superficie, el tamaño de campo y los modificadores del haz (cuñas, bandejas, bloques, compensadores, ...).

En el **Capítulo VI** se ha llevado a cabo la medida de la contaminación de electrones en dos haces de fotones de 6 y 18 MV (*Primus*) de forma pormenorizada, realizando el estudio de cada fuente considerada: cabezal, aire y bandeja portabloques, principalmente. La contaminación de electrones medida se ha comparado con la calculada a partir de la variación de los rendimientos en profundidad con el tamaño de campo, como se había propuesto anteriormente^{22,125}. De todo ello, se resaltan las siguientes conclusiones:

- Si es posible realizar medidas en un haz puro de fotones y se utiliza el modelo de Bjängard²² para el ajuste de dichas medidas, el rendimiento en profundidad modelado puede utilizarse para estimar la contaminación de electrones para los tamaños de campos mayores, donde no ha sido posible realizar la medida directa.
- 2) Si no se dispone de medidas en haces puros de fotones, se puede utilizar la aproximación de Zhu y Palta¹²⁵, siempre que se considere que sólo es válida para estudiar incrementos en la dosis debidos a la contaminación de electrones al aumentar el tamaño de campo, pero no la contribución total a la dosis absorbida, para la que se debe considerar la dosis del campo más pequeño. Una opción podría ser calcular la dosis absorbida debida a la contaminación de electrones del campo más pequeño por otros métodos (simulación de Monte Carlo, comparación con la dosis calculada por convolución o superposición) y sumar esta contribución con la corrección propuesta en este capítulo. El modelo de Zhu y Palta¹²⁵ también se ha utilizado para comprobar que las medidas con helio y desviador magnético se correspondían a un haz puro de fotones.
- 3) Existen dos fuentes contaminantes claramente diferenciables: el aire y el cabezal de tratamiento. Los electrones generados en el cabezal son más energéticos y más importantes para tamaños de campo grandes, cortas distancias Fuente – Superficie y mayores profundidades. Esta diferencia es mucho más apreciable para el haz de 18 MV que para el de 6 MV.

- 4) Si se utiliza una bandeja portabloques como modificador del haz, la contaminación de electrones aumenta en todos los casos, pero la energía de estos electrones es similar a la de los procedentes del cabezal. No se han encontrado diferencias significativas en las medidas con y sin bloque, utilizando la bandeja en ambos casos. La dosis en superficie no parece depender de la utilización o no de la retícula de centraje.
- 5) La contaminación de electrones puede ajustarse a una curva exponencial modificada. Este ajuste es válido para profundidades superiores a los dos primeros milímetros. En los dos primeros milímetros, la incertidumbre experimental es difícil de determinar y probablemente, el máximo de dosis para los electrones contaminantes aún no se ha alcanzado y puede depender del detector utilizado^{74,77}.
- 6) El uso de sólo un desviador magnético⁷⁵ para la medida del índice de calidad del haz $\% dd(10)_x$ (según la definición de TG-51⁶) es adecuado, ya que los electrones generados en aire son menos energéticos que los provenientes del cabezal y su alcance medio es menor que la profundidad del máximo de dosis.
- 7) El conocimiento de las características de la contaminación de electrones es importante en la dosimetría clínica, ya que las mayores discrepancias entre los cálculos de los sistemas de planificación y las medidas se deben a la contaminación de electrones³⁴. Cuando un sistema de planificación considera la contaminación de electrones separadamente del haz de fotones y no considera variaciones de la contaminación de electrones con la distancia Fuente Superficie, los cálculos que proporcionan pueden considerarse aceptablemente precisos si la distancia Fuente Superficie es mayor de 80 cm en un haz estándar. No obstante, debe considerarse de forma especial el uso de los distintos modificadores del haz en el sistema de planificación, especialmente la bandeja portabloques y la cuña física (en caso de que exista).

VII.3 FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Finalmente se proponen futuras líneas de investigación para dar continuidad a este trabajo de investigación:

- 1) Desarrollo de un modificador del haz que pueda ser utilizado en la práctica clínica. Para ello, debería construirse un circuito magnético con un valor de campo magnético similar, pero mayor longitud del entrehierro y podría utilizarse en aquellos casos en que se deseara reducir la dosis en piel, sin modificar la dosis en profundidad.
- 2) Establecer un método de cálculo del factor de la calidad del haz k_Q para cada cámara de ionización que tome como datos de partida la geometría de la cámara y los dos espectros que definen la dosis absorbida a medir: el del laboratorio de calibración y el del haz de fotones de uso clínico donde se va a realizar la dosimetría de referencia. Puesto que los planificadores actuales van encaminándose a realizar los cálculos por simulación de Monte Carlo y los laboratorios de calibración primarios pueden realizar complejas simulaciones en la actualidad, el cálculo del factor de calidad del haz, podrá implementarse en los sistemas de planificación de la próxima generación. En su defecto, sería aconsejable el acuerdo en un único indicador de calidad del haz universal.
- 3) La simulación numérica de Monte Carlo permite ampliar el conocimiento de la contaminación de electrones en haces de fotones. Para ello se propone modelar los haces clínicos que se han utilizado en estas medidas, como una fuente de fotones y dos fuentes de electrones contaminantes, si se trata del haz estándar, una fuente de electrones contaminantes se corresponde con el cabezal y la otra con el aire, en cambio si se trata de un haz modificado por la bandeja portabloques, una fuente contaminante es la bandeja y la otra el aire.
- 4) A partir de las medidas existentes y de la simulación de Monte Carlo, será posible establecer un procedimiento de cálculo que considere la variación de la contaminación de electrones con todos los elementos que se han considerado en esta tesis y considere dos fuentes contaminantes. Así, se podrán mejorar los

sistemas de planificación para considerar la variación de la contaminación de electrones con la distancia Fuente – Superficie y mejorar la precisión del cálculo en los tratamientos que utilicen modificadores del haz como cuña (fuente considerada por algunos planificadores) o la bandeja portabloques.

GLOSARIO

 $\% dd(10)_x$. La componente de fotones del rendimiento en profundidad a 10 cm de profundidad en un campo 10×10 cm² en la superficie del agua y con una distancia Fuente – Superficie de 100 cm.

%*dd*(10). El rendimiento en profundidad medido a 10 cm de profundidad en un campo 10×10 cm² en la superficie del agua y con una distancia Fuente – Superficie de 100 cm. %*dd*(10) incluye el efecto de la contaminación de electrones en el haz, mientras que %*dd*(10)_x no incluye el efecto de esta contaminación.

 $\% dd(10)_{Pb}$. Lo mismo que % dd(10), excepto que se coloca una lamina de 1 mm de plomo debajo del cabezal del acelerador, a unos 50 cm de la superficie del agua ~ ¡ó a 30 cm si no es posible colocar la lámina a 50 cm!.

Acelerador lineal de electrones. Generador eléctrico de radiación de alta energía mediante la aceleración de electrones en una guía compuesta por cavidades resonantes y alimentada por una microonda y que al chocar el haz de electrones en un blanco interno produce radiación de frenado o un haz extenso de electrones si choca contra un dispersor. Su uso más frecuente es el tratamiento de pacientes en radioterapia externa. También se le conoce como Megavoltaje (MeV) o por sus siglas inglesas (*linac*) o españolas (A.L.E.).

American Association of Physicists in Medicine. Asociación estadounidense creada para el avance de la práctica de la Física en Medicina y Biología, con especial énfasis en la innovación y el desarrollo, para lo que promueve la propagación de la información científica y técnica y la educación continuada de los físicos médicos o radiofísicos, y la mejora de la calidad de los servicios médicos prestados a los pacientes. Es también conocida por su acrónimo en inglés: AAPM.

Blanco (*target*). Elemento de un acelerador lineal de electrones situado en el cabezal y en el que impacta el haz de electrones focalizado por el discriminador magnético para que se produza un haz de rayos x de alta energía. Suele realizarse de materiales pesados y consiste en una aleación de distintos metales, que suele incorporar Au y W.

Braquiterapia. Técnica terapéutica consistente en incorporar al organismo del paciente fuentes radiactivas en zonas tumorales muy definidas, basándose en el principio de que la tolerancia a la radiación está en relación inversa al volumen irradiado.

Cabezal del acelerador lineal de electrones. Parte de un acelerador lineal de electrones que se mueve solidariamente con el gantry y que incluye:

(1) Uno o varios blancos móviles;

(2) Filtros homogenizadores o dispersores para electrones.

(3) Colimadores primarios y secundarios ajustables;

(4) Cámaras de ionización de transmisión;

(5) Indicador luminoso que indica el tamaño y la forma del campo de radiación;

(6) Cuñas móviles (opcionales);

(7) Colimador multilámina (opcional).

Calidad del haz. Distribución espectral de un haz de fotones. La calidad del haz determina la penetración del haz a través de un medio y la absorción relativa de energía en ese medio. También puede definirse como la capacidad de un haz de fotones para penetrar en la materia, lo que depende directamente de su distribución energética. Como la medida directa del haz no es posible en la mayoría de los casos, suele indicarse por un índice de calidad del haz. Los índices más habituales son: el espesor de la capa hemirreductora (para energías inferiores a 2MV), la energía efectiva, el potencial de aceleración nominal, los cocientes tejido – maniquí (*TPR*) a distintas profundidades o el rendimiento en profundidad a 10 cm normalizado al máximo (PDD(d = 10 cm), % dd(10)), o más recientemente, el rendimiento en profundidad a 10 cm normalizado al máximo correspondiente al haz puro de fotones, sin contaminación de electrones ($\% dd(10)_x$).

Cámara cilíndrica. Cámara de ionización de geometría cilíndrica, donde un electrodo lo constituyen las paredes del cilindro y el otro, un filamento en el eje central del cilindro.

Cámara dedal. Cámara cilíndrica de pequeño volumen diseñada para realizar medidas de distribución espacial de dosis.

Cámara de ionización. Detector de ionización gaseosa constituido por un recipiente lleno de un gas a una determinada presión que se ioniza por el efecto de la radiación y en cuyo interior se establece un campo eléctrico suficiente para recoger toda la carga producida por la radiación, pero insuficiente para provocar la multiplicación de la carga recogida. El campo eléctrico se establece mediante una diferencia de potencial entre los electrodos que varía habitualmente entre 100 y 500 V. Los iones

producidos emigran hacia el ánodo o el cátodo dependiendo de su carga eléctrica provocándose una corriente eléctrica que puede ser cuantificada. Las cámaras de ionización son sensibles a cualquier tipo de radiación pero se aplican más a la detección de fotones y partículas beta.

Cámara monitora. Cámara de ionización plano – paralela situada en el cabezal de un acelerador linear de electrones con paredes de poco espesor másico. Regula la tasa de dosis del acelerador y controla las unidades máquina que se imparten en un tratamiento.

Cámara plano – paralela. Cámara de ionización cuya geometría consiste en dos electrodos compuestos por dos placas paralelas y opuestas.

Cámara tipo Farmer. Cámara cilíndrica de 25.9 mm de longitud.

Campo coercitivo. Valor del campo magnético que anula la inducción remanente después de saturación.

Campo de radiación (o simplemente, campo). Sección plana del haz, perpendicular al eje del mismo. Así pues, el campo es bidimensional mientras que el haz es tridimensional. Un campo se puede definir a cualquier distancia de la fuente, si bien, usualmente, se define en el plano del isocentro.

Campo magnético. Un campo magnético es un campo de fuerza creado como consecuencia del movimiento de cargas eléctricas (flujo de la electricidad). La fuerza (intensidad o corriente) de un campo magnético se mide en Tesla (T) en el SI. El flujo decrece con la distancia a la fuente que provoca el campo.

Campo remanente. Valor del campo magnético en un soporte magnetizado después de saturación.

Cañón de electrones. Componente de un acelerador lineal de electrones que proporciona los pulsos de electrones que serán acelerados en la guía aceleradora.

Cociente de poderes de frenado agua – **aire,** $S_{w,air}$. Cociente de poderes de frenado másicos de colisión, promediados sobre el espectro total de electrones y restringidos a pérdidas energéticas inferiores a Δ , entre el agua

y el aire, en la aplicación del principio de Bragg–Gray, modificado según la teoría de Spencer y Attix.

Cociente tejido – maniquí (*tissue – phantom ratio***).** Cociente entre la dosis absorbida en un punto dado de un maniquí y la dosis absorbida en el mismo punto del espacio, es decir, a la misma distancia de la fuente de radiación, pero con la superficie del maniquí desplazada, de modo que este punto se sitúe a una profundidad de referencia dada. Normalmente, se hace referencia a este término utilizando el acrónimo inglés: *TPR*. Cuando se elige como profundidad de referencia la del máximo de dosis absorbida, esta magnitud recibe el nombre de cociente tejido – máximo (*TMR*).

*Código Internacional de Prácticas para la Dosimetría de Haces de Radioterapia*¹³ (TRS–398). Documento elaborado por la *OIEA* en el que se describen los procedimientos recomendados para obtener la calibración de una cámara de ionización en términos de dosis absorbida en agua. La forma abreviada para referirse a este documento es TRS–398.

Colimador. Disposición de material de blindaje diseñada para definir las dimensiones de un haz de radiación. Consiste en un aparato de un material con un coeficiente de absorción de radiación elevado, utilizado para restringir y limitar el haz de rayos a una determinada área.

Colimador multiláminas (*multileaf collimator*). Dispositivo que sustituye a los bloques de *cerrobend*® para conformar los campos de tratamiento. Consta de múltiples hojas o láminas radiopacas que pueden moverse individualmente de forma motorizada. Su abreviatura más común es MLC.

Conductividad eléctrica. Inversa de la resistividad específica. Se mide en Ω^{-1} m⁻¹ ó Siemens m⁻¹ (S m⁻¹), donde 1 S = 1 Ω^{-1} .

Contaminación de electrones. Presencia de electrones en un haz de fotones. Por extensión, en esta tesis se ha utilizado como la presencia de partículas cargadas en un haz de fotones, básicamente electrones y positrones, y como la dosis correspondiente a todas estas partículas cargadas.

Convolución. Operación matemática mediante la cual se determina la respuesta de un sistema a una señal de entrada a partir de la respuesta del sistema a una entrada impulso. En esta tesis, se utiliza de forma específica, para el algoritmo de cálculo de dosis que realiza la convolución en el

volumen del paciente de la fluencia de energía primaria por la densidad del elemento de volumen considerado por el núcleo de deposición de energía, considerado este último, invariante en el volumen de cálculo.

Computarizada. Controlada por un ordenador.

Cuña (*wedge*). Bloque en forma de cuña de material atenuante, diseñado para producir una distribución de dosis diferente en la sección del haz. Se sitúa en el recorrido de un haz de irradiación para disminuir la intensidad de una región del haz.

Desviador magnético. En esta tesis se refiere al dispositivo utilizado para eliminar la contaminación de electrones procedente del cabezal.

Detectores de diodo. Detector que utiliza para la medida de la radiación la creación de pares electrón – hueco producidos a lo largo del recorrido de una partícula ionizante en la región de carga espacial de un diodo.

Discriminador magnético (*bending magnet*). En un acelerador lineal de electrones, electroimanes que obligan al haz de electrones saliente de la guía aceleradora a cambiar su trayectoria rectilínea, por una curva, lo que permite seleccionar la energía de los electrones que impactan en el blanco. Se han desarrollado tres tipo de discriminadores magnéticos, que se clasifican según el ángulo recorrido por los electrones en su trayectoria curva: 90°, 270° (acromático) y 112.5° (eslalon).

Distancia Fuente – Cámara (*source – chamber distance***).** Distancia medida sobre el eje del haz desde la superficie frontal de la fuente hasta la cámara de medida. Suele utilizarse también de forma abreviada como DFC, ó como SCD en el ámbito anglófono.

Distancia Fuente – Superficie (*source – surface distance*). Distancia medida sobre el eje del haz desde la superficie frontal de la fuente hasta la superficie del objeto irradiado. Están muy extendidas sus siglas inglesas, SSD, o españolas, DFS.

Dosimetría. Sistema para la medida y registro de la dosis absorbida.

Dosis absorbida (*absorbed dose*). Magnitud dosimétrica fundamental, *D*, definida por la expresión:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

en la que $d\varepsilon$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a la materia en un elemento de volumen, y dm es la masa de la materia existente en el elemento de volumen. La energía puede promediarse con respecto a cualquier volumen definido, siendo la dosis promedio igual a la energía total impartida en el volumen dividida por la masa del volumen. La unidad de dosis absorbida en el Sistema Internacional (SI) es el julio por kilogramo (J kg⁻¹) y su nombre es el gray (Gy).

Electronvoltio (eV). Energía cinética que adquiere un electrón al atravesar en el vacío una diferencia de potencial de un voltio. Equivale a $1.602 \cdot 10^{-19}$ julios.

Entrehierro. En un circuito magnético, espacio comprendido entre las piezas polares. En esta tesis, se ha utilizado como el volumen entre los dos imanes del NdFeB.

Equilibrio electrónico. Condición que se produce en un punto de un medio irradiado si por cada partícula cargada que sale de un elemento de volumen que rodea el punto, entra otra partícula del mismo tipo y de la misma energía.

Espesor equivalente a agua. Espesor de agua que se corresponde con un espesor del material especificado que atenúa la radiación en la misma cantidad. Puesto que en la mayoría de los casos de interés en Protección Radiológica y Física de las Radiaciones es predominante el efecto Compton, se puede utilizar como espesor equivalente el producto de la densidad de material por su espesor. Por ello, suele expresarse en las unidades: g cm⁻².

Estereotaxia. localización de estructuras dentro del organismo mediante el uso de coordenadas tridimensionales. Ver Radiocirugía.

Exposición. Valor absoluto de la carga eléctrica de un mismo signo producida en el aire por unidad de masa de aire irradiado, cuando todos los electrones y positrones liberados por los fotones en el volumen que contiene el aire irradiado han sido frenados por completo en el aire. Su unidad es en el SI es el C kg⁻¹, si bien es habitual el uso del röentgen(1 R = $2,58 \cdot 10^{-4}$ C kg⁻¹).

Filtro homogenizador. Filtro diseñado para hacer que la tasa de fluencia de energía o la tasa de dosis absorbida sea razonablemente constante en toda la anchura del haz. En general no se puede aplanar por igual un haz a todas las profundidades de un maniquí y, por consiguiente, cada filtro se diseña para obtener el aplanamiento a la profundidad que se elige para él.

Flujo o fluencia de partículas. Número de partículas que entran en una pequeña esfera cada unidad de tiempo dividido por el área del círculo máximo de esa esfera.

Gantry. Mecanismo de giro de la fuente que gira sobre un eje horizontal que atraviesa el isocentro y que, junto con el giro de la mesa, permite la administración de tratamientos en muy diversas geometrías. En un acelerador lineal de electrones, se encuentran montados en el gantry: el cañón de electrones, la guía aceleradora, parte de la guía de ondas, el discriminador magnético (*bending magnet*) y el cabezal del acelerador lineal de electrones.

Gray (Gy). Unidad de la dosis absorbida en el Sistema Internacional de Unidades; es igual a un julio por kilogramo (J kg⁻¹).

Guía aceleradora. Componente de un acelerador lineal de electrones donde los electrones son acelerados en una serie de cavidades resonantes y está alimentada por una microonda de alta potencia. Los electrones son acelerados en trayectorias rectilíneas, evitando pérdidas por radiación, y en cada cavidad ganan energía cinética por interacción con la microonda. Las cavidades resonantes cumplen dos propósitos: distribuir la potencia de la microonda entre cada dos cavidades adyacentes y proporcionar un campo eléctrico variable para la aceleración de los electrones. La longitud de la guía aceleradora está asociada a la máxima energía del haz de electrones que proporcione el acelerador lineal de electrones y varía de unos 30 cm para un haz de 4 MeV a unos 150 cm para uno de 25 MeV. Usualmente está montada en el gantry, si bien, en algunos casos de aceleradores destinados a muy alta energía, la longitud de la guía aceleradora hace imposible esta disposición, por lo que se dispone en la parte estacionaria del acelerador y es un sistema de transporte del haz de electrones el que se encuentra en el gantry.

Haz de fotones. Región del espacio atravesada por fotones procedentes de una fuente. Los bordes del haz están determinados por el colimador, su

sección perpendicular al eje del haz es el campo de radiación, o campo, y su dirección está determinada por la trayectoria de los fotones.

Haz de electrones. 1. Flujo prácticamente unidireccional de electrones con sección muy estrecha (cuando se refiere al haz de electrones en la guía aceleradora). **2.** Región del espacio atravesada por electrones procedentes de la fuente (cuando se refiere a un haz de uso clínico). Los bordes del haz están determinados por el colimador, su sección perpendicular al eje del haz es el campo de radiación, o campo, y su dirección está determinada por la trayectoria de los electrones.

Índice de calidad. Cualquiera de los parámetros mensurables que indica la calidad del haz. Los más habituales son: el espesor de la capa hemirreductora (para energías inferiores a 2MV), la energía efectiva, el potencial de aceleración nominal, los cocientes tejido – maniquí (*TPR*) a distintas profundidades, especialmente $TPR_{20,10}$, ó el rendimiento en profundidad a 10 cm normalizado al máximo (*PDD*(d = 10 cm), %dd(10)), o más recientemente, el rendimiento en profundidad a 10 cm normalizado al máximo (*PDD*(d = 10 cm), %dd(10)), o más recientemente, el rendimiento en profundidad a 10 cm normalizado al máximo correspondiente al haz puro de fotones, sin contaminación de electrones (% $dd(10)_x$). En la actualidad, para la especificación de la calidad de un haz de megavoltaje con fines dosimétricos se utilizan $TPR_{20,10}$ y % $dd(10)_x$.

Ionometría. Medición de la ionización en un gas producida por las radiaciones ionizantes.

Isocentro. Punto sobre el que giran el colimador, el gantry y la mesa de tratamiento.

Kerma Cociente *K* definido por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

siendo dE_{tr} la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes neutras en un diferencial de volumen de masa dm. La unidad de kerma en el sistema SI es el julio por kilogramo (J kg⁻¹) y su nombre es el gray (Gy). Es el acrónimo de *Kinetic Energy Released in MAterial* (energía cinética liberada en el material).

Laboratorio de calibración dosimétrica (*Standards dosimetry Laboratory*). Laboratorio encargado por la autoridad nacional competente de establecer, mantener o mejorar patrones primarios o secundarios con fines de dosimetría de la radiación.

Megavoltio (**MV**). Unidad de diferencia de potencial, igual a 10^6 V. Es habitual utilizarla para designar la energía nominal de un haz de fotones de megavoltaje en correspondencia con la nomenclatura utilizada en rayos x del rango de radiodiagnóstico (25 – 150 kV).

Klystron. Amplificador de microondas. Fue inventado en 1937 por los Hermanos Varian y se basa en la amplificación de microondas generadas en un oscilador por un haz pulsado de electrones que atraviesa una serie de cavidades resonantes.

Límite de confianza (Δ). Parámetro para comparar dos conjuntos de valores que deben dar el mismo resultado (valores medidos y calculados, comparación de dos sistemas de planificación,...). Es la suma del promedio de la diferencia entre los dos conjuntos de valores más 1.5 veces la desviación estándar de la diferencia de los valores comparados:

 $\Delta = |<\delta>| + 1.5 \sigma.$

Maniquí. Cuerpo hecho de un material equivalente al tejido, normalmente lo bastante grande para producir condiciones de dispersión total para el haz de que se trate.

Medicina nuclear. Técnica terapéutica que consiste en la utilización de los radioisótopos, como fuentes encapsuladas y no encapsuladas, con fines médicos de diagnóstico o terapia. Se usan "in vivo" (servicios de medicina nuclear) o "in vitro" (laboratorios de radioinmunoanálisis).

Órganos de riesgo (*organs at risk*). Tejidos normales (por ejemplo, la médula espinal, la pared rectal, el cristalino, riñones, hígado,...) cuya sensibilidad a la radiación puede influir significativamente en la planificación del tratamiento o la dosis prescrita. Estos órganos pueden verse dañados durante el tratamiento radioterápico. Son órganos que plantean problemas a la hora de diseñar (planificar) un tratamiento por encontrarse cerca del volumen blanco y en los que hay que conocer con precisión la dosis que van a recibir. Suelen notarse por el acrónimo inglés: OARs, o castellano: OR.

Organización Internacional de la Energía Atómica (International Atomic Energy Agency). Organización mundial creada para la cooperación en el campo nuclear. Se creó en 1957 dentro de la familia de instituciones de la Organización de Naciones Unidas. La organización trabaja con sus estados miembros y múltiples participantes para promover las tecnologías nucleares seguras de usos pacíficos. En español suele conocerse por sus siglas OIEA, mientras que en el mundo anglófono, suele abreviarse como AIEA.

Penumbra. Zona situada en los límites del haz de radiación y en la cual la tasa de dosis varía rápidamente en función de la distancia al eje del haz.

Pico de Bragg. Región próxima al final de la trayectoria de una partícula cargada en un medio, en la que la tasa de pérdidas de energía es máxima. El pico en una curva de Bragg muestra que la cantidad de dosis por milímetro en el medio por una partícula cargada aumenta rápidamente conforme la partícula se frena y se acerca al fin de su trayectoria.

Planificación en 3D. Sistema que permite la planificación del tratamiento en tres dimensiones, con definición del PTV y cálculos de distribución de dosis precisos.

Poder de frenado (*stopping power*). El promedio de pérdida de energía en un medio al atravesar un espesor delgado de ese medio, dividido por el grosor del medio atravesado. Esta definición sólo es válida para partículas cargadas.

Probabilidad de control tumoral (*Tumor Control Probability***).** Probabilidad de que tras un tratamiento radioterápico no se produzca una recidiva. Este concepto se deriva de la idea de que el control clínico de un determinado tumor se produce cuando la supervivencia de las células clonogénicas del mismo se reduce a cero. Es comúnmente conocido por sus siglas en inglés: TCP.

Probabilidad de complicaciones en tejido sano (NTCP *Normal Tissue Complication Probability*). Probabilidad de que tras un tratamiento radioterápico aparezca algún efecto secundario de la radiación no deseado en el tejido sano, por ejemplo, cataratas, mielitis, eritema o sangrado rectal.

Profundidad del máximo de dosis (d_{max}) . Punto sobre el eje del haz y en el interior del medio irradiado, donde la dosis medida es máxima. A partir de esta profundidad, se supone que se cumplen las condiciones de equilibrio electrónico.

Protección radiológica. Conjunto de normas y prácticas que se utilizan para prevenir los riesgos de la recepción de dosis de radiación y, en su caso, paliar y solucionar sus efectos.

Punto de calibración. Punto del eje del haz donde se efectúa la calibración del haz. Se define, en el seno de un maniquí, como el punto de intersección entre el plano de calibración y el eje del haz (eje de referencia). Para su localización debe especificarse la distancia Fuente – Superficie al maniquí y la profundidad en éste.

Punto de normalización (o de referencia). Emplazamiento sobre la curva de rendimiento en profundidad, en el seno de maniquí, respecto del cual se normalizan todos los valores de la curva de dosis. Se suele tomar el punto de normalización en el máximo de dicha curva o a 10 cm de profundidad.

Punto de referencia de la cámara. Punto situado en el interior del volumen sensible de una cámara calibrada donde, en ausencia de ella, se determina la magnitud radiológica que ha sido objeto del proceso de calibración.

Punto efectivo de medida. Punto en el seno de un material especificado, donde se asigna el valor de la dosis absorbida cuando se usa en el proceso de medida un determinado detector.

Radiocirugía. Modalidad terapéutica utilizada principalmente para la destrucción de estructuras profundas del cerebro mediante su localización tridimensional, combinando una corona de fijación con un sistema de referencia estereotáxica y dispositivos de administración de radiación de gran fiabilidad. Requiere una gran precisión y se emplea en casos muy específicos de tumores de pequeño tamaño, especialmente de origen cerebral y malformaciones arteriovenosas. Puede realizarse con aceleradores lineales adaptados o de dedicación exclusiva, o bien mediante los llamados cuchillos o bisturíes gamma (*gammaknives*®), y siempre con técnicas estereotáxicas. Por convención, se refiere a tratamientos de una sola fracción.

Radiodiagnóstico. Utilización de las radiaciones electromagnéticas con fines de diagnóstico.

Radioterapia. Técnica terapéutica que consiste en la utilización de las radiaciones ionizantes en el tratamiento de determinados tumores con fines terapéuticos.Véanse también braquiterapia y teleterapia.

Rayos x. Radiación electromagnética producida en las transiciones de electrones de los niveles más profundos. Su longitud de onda es menor que la de los rayos ultravioleta.

Rendimiento en profundidad o porcentaje de dosis en profundidad (*percentage depth dose*). Cociente, expresado en tanto por ciento, entre la tasa de dosis absorbida en un punto situado sobre el eje del haz y la tasa de dosis absorbida en el punto de normalización (o de referencia). En la literatura científica, es habitual que se note por su acrónimo inglés PDD.

Sistema de planificación o planificador (*treatment planning system*). Equipo de cálculo y representación, dedicado a probar diferentes configuraciones de haces, de modo que sea posible considerar varias planificaciones de tratamiento, optimizarlas y representarlas para su selección por el radioterapeuta. Comúnmente, aparece por sus siglas inglesas: TPS.

Superposición. Algoritmo de cálculo de dosis que realiza la convolución en el volumen del paciente de la fluencia de energía primaria por la densidad del elemento de volumen considerado por el núcleo de deposición de energía, considerado este último, variante en el volumen de cálculo con las variaciones de densidad. Añade complejidad al cálculo respecto al algoritmo de convolución.

Tasa de referencia de kerma en aire (*Reference air kerma rate*). La tasa de referencia de kerma en aire de una fuente es la tasa de kerma en aire, en el seno de aire, a una distancia de referencia de un metro, corregida para tener en cuenta la atenuación y la dispersión del aire. Esta magnitud se expresa en μ Gy h⁻¹ a 1 m.

TPR_{20,10}. Índice de calidad del haz, que representa el cociente de las dosis absorbidas a 20 y 10 cm de profundidad en un maniquí de agua, medidas a distancia Fuente – Cámara constante, 100 cm, y con un tamaño de campo de 10×10 cm² en el plano de la cámara.

Task Group 51. Protocolo desarrollado por la AAPM para la dosimetría clínica de referencia de haces externos de radioterapia que utilizan haces de fotones con energías nominales comprendidas entre la correspondiente al ⁶⁰Co y 50 MV o haces de electrones con energías nominales entre 4 y 50 MeV. Este protocolo utiliza cámaras de ionización con factores de calibración de dosis absorbida en agua, trazables a laboratorios primarios. Es muy habitual referirlo por la abreviatura TG-51.

Trazabilidad. Capacidad de relacionar los resultados de una medida individual a los patrones primarios, o a sistemas de medida referenciados a los laboratorios primarios a través de una cadena ininterrumpida de comparaciones. Asegura la consistencia de cualquier medida con los laboratorios de calibración primarios y debe basarse en el registro documentado de un programa de medidas intercomparativas.

Teleterapia. Técnica radioterápica consistente en la administración de tratamientos en los que el paciente se encuentra alejado de la fuente de radiación (normalmente, más de 50 cm).

Volumen blanco clínico (*clinical target volume*). Volumen que contiene el tumor macroscópico y la extensión subclínica o microscópica de la enfermedad. Es habitual referirse a este término por sus siglas inglesas: CTV.

Volumen blanco de planificación (*planning target volume*). Concepto geométrico aplicado en radioterapia para planificar el tratamiento tomando en consideración el efecto neto de los movimientos del paciente y de los tejidos a irradiar, las variaciones de tamaño y forma del tejido y las variaciones de la geometría del haz, por ejemplo en su amplitud y dirección. Incluye el volumen blanco clínico (CTV), el movimiento de éste y las incertidumbres asociadas a su posicionamiento en el tratamiento. También se conoce por su acrónimo en inglés: PTV.

Volumen tumoral macroscópico (*gross tumor volume***).** Volumen tumoral visible o palpable, es la extensión y localización demostrable del crecimiento maligno. También se conoce por su abreviatura inglesa GTV.

BIBLIOGRAFÍA

Bibliografía

Bibliografía

1. Ahnesjo A "Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media," *Med. Phys.* **16** 577-92 (1989)

2. Ahnesjo A "Analytic modeling of photon scatter from flattening filters in photon therapy beams," *Med. Phys.* **21** 1227-35 (1994)

3. Ahnesjo A, Andreo P "Determination of effective bremsstrahlung spectra and electron contamination for photon dose calculations," *Phys. Med. Biol.* **34** 1451-64 (1989)

4. Ahnesjo A, Aspradakis MM "Dose calculations for external photon beams in radiotherapy," *Phys. Med. Biol.* **44** R99-155 (1999)

5. Ahnesjo A, Saxner M, Trepp A "A pencil beam model for photon dose calculation," *Med. Phys.* **19** 263-73 (1992)

6. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, Rogers DW "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams," *Med. Phys.* **26** 1847-70 (1999)

7. Almond PR, Andreo P, Mattson O, Nahum AE, Roos M "The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams. An international Code of Practice for dosimetry," IAEA *Technical Reports Series 381* (Vienna: International Atomic Energy Agency) (1997)

8. Andreo P "Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams," *Phys. Med. Biol.* **37** 2189–2211 (1992)

9. Andreo P "Improved calculations of stopping-power ratios and their correlation with quality of therapeutic photon beams," *Measurement Assurance in Dosimetry: Proc. Symp. (Vienna, 1993)* (Vienna: International Atomic Energy Agency) 335–59 (1994)

10. Andreo P "On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry," *Med. Phys.* **27** 434–40 (2000)

11. Andreo P "Reply to Comment on the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry," *Med. Phys.* **27** 1693–5 (2000)

12. Andreo P "A comparison between calculated and experimental *kQ* photon beam quality correction factors," *Phys. Med. Biol.* **45** L25–38 (2000)

13. Andreo P, Burns D T, Hohlfeld K, Huq M S, Kanai T, Laitano F, Smith V G, Vynckier S "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 No 398* (Vienna: International Atomic Energy Agency) (2000)

14. Andreo P, Cunningham J C, Hohlfeld K, Svensson H "Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international Code of Practice," *IAEA Technical Report Series No 277* (Vienna: International Atomic Energy Agency) (1987)

15. Andreo P, Huq MS, Westermark M, Song H, Tilikidis A, DeWerd L, Shortt K "Protocols for the dosimetry of high-energy photon and electron beams: a comparison of the IAEA TRS-398 and previous international Codes of Practice," *Phys. Med. Biol.* **47** 3033–53 (2002)

16. Arjona V, Bullejos J A, López Medina A, Martín J M, Mínguez A, Terrón J A "Cálculo del punto diana en cirugía esterotáxica funcional utilizando imágenes de la tomografía axial computerizada," Comunicación oral en el *II Congreso de la Sociedad Española de Neurocirugía*. Barcelona. Mayo 1997.

17. Arnfield MR, Siantar CH, Siebers J, Garmon P, Cox L, Mohan R "The impact of electron transport on the accuracy of computed dose," *Med. Phys.* **27** 1266-74 (2000)

18. Beauvais H, Bridier A, Dutreix A "Characteristics of electron contamination in high energy photon beams," *Radiother. Oncol.* **29** 308-16 (1993)

19. Biggs PJ "The forward production of high-energy electrons from megavoltage photon beams," *Med. Phys.* **14** 767-771 (1987)

20. Biggs PJ, Ling CC "Electrons as the cause of the observed dmax shift with field size in high energy photon beams," *Med. Phys.* **6** 291-5 (1979)

21. Biggs PJ, Russell MD "An investigation into the presence of secondary electrons in megavoltage photon beams," *Phys. Med. Biol.* **28** 1033-43 (1983)

22. Bjärngard BE, Vadash P, Zhu T "Doses near the surface in high-energy x-ray beams," *Med. Phys.* **22** 465-8 (1995)

23. Bjärngard BE, Vadash P "Analysis of central axis doses for high-energy x rays," *Med. Phys.* **22** 1191-5 (1995)

24. Bloch P, McDonough J "Extraction of the photon spectra from measured beam parameters," *Med. Phys.* **25** 752-7 (1998)

25. Bragg WH "Studies in radioactivity," New York: MacMillan (1912)

26. Brahme A, Andreo P "Dosimetry and quality specification of high energy photon beams," *Acta Radiol. Oncol.* **25** 213-23 (1986)

27. Bullejos JA, López Medina A, Terrón JA "Variation in dose, simetry and homogenity in a Saturne 41 Linac," Libro de comunicaciones de *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Niza. Francia. Sept 1997. Póster

Bibliografía

28. Burns JE "Conversion of PDD for photons beams from one SSD to another and calculation of TAR, TMR and TPR," *Br. J. Radiol.* **25** 62-109 (1996)

29. Butson MJ, Cheung T, Yu PKN "Lepton contamination and photon scatter produced by open field 18 MV X-ray beams in the build-up region," *Radiation Measurements* **35** 103–107 (2002)

30. Carlsson AK, Ahnesjo A "Point kernels and superposition methods for scatter dose calculations in brachytherapy," *Phys. Med. Biol.* **45** 357-82 (2000)

31. Carlsson AK, Ahnesjo A "The collapsed cone superposition algorithm applied to scatter dose calculations in brachytherapy," *Med. Phys.* **27** 2320-32 (2000)

32. Chetty I, DeMarco JJ, Solberg TD "A virtual source model for Monte Carlo modelling of arbitrary intensity distributions," *Med. Phys.* **27** 166-172 (2000)

33. Cho SH, Lowenstein JR, Balter PA, Wells NH, Hanson WF. J "Comparison between TG-51 and TG-21: Calibration of photon and electron beams in water using cylindrical chambers," *Appl. Clin. Med. Phys.* **1** 108-15 (2000)

34. Cozzi L, Buffa LM, Fogliata A "Dosimetric features of linac head and phantom scattered radiation outside the clinical photon beam: experimental measurements and comparison with treatment planning system calculations," *Radiother Oncol.* **58**, 193-200 (2001)

35. Day MJ, Lambert GD, Locks SM "The effect of secondary electron spread on the penumbra in high energy photon beam therapy," *Br. J. Radiol.* **63** 278-85 (1990)

36. Delaperrière M "Primus basic functional description," (Draft) Siemens AG Medical Solutions CS TSC2 (2003)

37. Dutreix A, Bridier A, Bjängard B, Mijnheer BJ, Shaw J, Svensson H "ESTRO Booklet 3 Physics for Clinical Radiotherapy. Monitor unit calculation for high energy photon beams," (Leuven) 1997

38. Fippel M "Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm," *Med. Phys.* **26** 1466-75 (1999)

39. Fippel M, Haryanto F, Dohm O, Nusslin F, Kriesen S "A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation," *Med. Phys.* **30**, 301-11 (2003)

40. Followill DS, Tailor RC, Tello VM, Hanson WF "An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses," *Med. Phys.* **25** 1202–5 (1998)

41. Fontenla DP, Napoli JJ, Hunt M, Fass D, McCormick B, Kutcher GJ "Effects of beam modifiers and inmobilization devices on the dose in the build-up region," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **30** 211-9 (1994)

42. Francescon P, Cavedon C, Reccanello S, Cora S "Photon dose calculation of a three-dimensional treatment planning system compared to the Monte Carlo code BEAM," *Med. Phys.* **27** 1579-87 (2000)

43. Francois P, Coste F, Bonnet J, Caselles O "Validation of reconstructed bremsstrahlung spectra between 6 MV and 25 MV from measured transmission data," *Med. Phys.* **24** 769-73 (1997)

44. Georg D, Garibaldi C, Dutreix A "Measurements of basic parameters in wedged high-energy photon beams using a mini-phantom," *Phys. Med. Biol.* **42** 1821-31 (1997)

45. Gray LH "An ionization method for the absolute measurement of gamma-ray energy," *Proc. R. Soc.* A156-578 (1936)

46. Guerra AS, Laitano RF, Pimpinella M "Experimental determination of the beam quality dependence factors, k_Q , for ionization chambers used in photon and electron dosimetry," *Phys. Med. Biol.* **40** 1177–90 (1995)

47. Hartmann Siantar CL, Walling RS, Daly TP, Faddegon B, Albright N, Bergstrom P, Bielajew AF, Chuang C, Garrett D, House RK, Knapp D, Wieczorek DJ, Verhey LJ "Description and dosimetric verification of the PEREGRINE Monte Carlo dose calculation system for photon beams incident on a water phantom," *Med. Phys.* **28**, 1322-37 (2001)

48. Hernández Herrera M, Tejeiro García A, Santiago Vázquez J, Salgado Fernández M, López Medina A, Medal Francesch D, Salvador Gómez FJ "Diseño y fabricación de un mini maniquí para la realización de medidas Sc," *Física Médica* **4** (Suplemento 1) 42 (2003) (abstract)

49. Hoban PW "Accounting for the variation in collision kerma-to-terma ratio in polyenergetic photon beam convolution," *Med. Phys.* **22** 2035-44 (1995)

50. Hohlfeld K "The standard DIN 6800: procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionization method (IAEA-SM-298/31)," *Dosimetry in Radiotherapy* vol 1 (Vienna: International Atomic Energy Agency) 13–22 (1988)

51. Hounsell AR, Wilkinson JM "Head scatter modelling for irregular field shaping and beam intensity modulation," *Phys. Med. Biol.* **42** 1737-49 (1997)

52. Hounsell AR, Wilkinson JM "Electron contamination and build-up doses in conformal radiotherapy fields," *Phys. Med. Biol.* **44** 43-55 (1999)

53. Huq MS, Andreo P "Advances in the determination of absorbed dose to water in clinical high-energy photon and electron beams using ionization chambers," *Phys. Med. Biol.* **49** R49–R104 (2004)

Bibliografía

54. Huq MS, Andreo P, Song H "Comparison of the IAEA TRS-398 and AAPM TG-51 absorbed dose to water protocols in the dosimetry of high-energy photon and electron beams," *Phys. Med. Biol.* **46** 2985–3006 (2001)

55. Johnsson SA, Ceberg CP, Nilsson P "A simplistic formalism for calculating entrance dose in high-energy x-ray beams," *Phys. Med. Biol.* **47** 3985-95 (2002)

56. Jursinic PA, Mackie TR "Characteristics of secondary electrons produced by 6, 10 and 24 MV x-ray beams," *Phys. Med. Biol.* **41** 1499-1509 (1996)

57. Karzmark CJ, Nunan CS, Tanabe E "Medical Electron Accelerators", McGraw-Hill, New York, New York, U.S.A. ISBN 0071054103 (1992)

58. Keall PJ, Hoban PW "Superposition dose calculation incorporating Monte Carlo generated electron track kernels," *Med. Phys.* **23** 479-85 (1996)

59. Kim S, Liu CR, Zhu TC, Palta JR "Photon beam skin dose analyses for differente clinical setups," *Med. Phys.* **25** 860-6 (1998)

60. Klein EE, Purdy JA "Entrance and exit dose regions for a Clinac-2100C," Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 27 429-35 (1993)

61. Kosunen A, Rogers DWO "Beam quality specification for photon beam dosimetry," *Med. Phys.* **20** 1181–8 (1993)

62. Landoni V, Malatesta T, Capparella R, Fragomeni R, Proietti A, Begnozzi L "Comparison of the IAEA TRS-398 Code of Practice and the AAPM TG51 Protocol for dosimetry calibration of high energy photon and electron beam," *Physica Medica* **XIX** 31–5 (2003)

63. Li XA, Rogers DW "Reducing electron contamination for photon beam-quality specification," *Med. Phys.* **21** 791-7 (1994)

64. Ling CC, Schell MC, Rustgi SN "Magnetic analysis of the radiation components of a 10 MV photon beam," *Med. Phys.* **9** 20–6 (1982)

65. Litzenberg DW, Fraass BA, McShan DL, O'Donnell TW, Roberts DA, Becchetti FD, Bielajew AF, Moran JM "An apparatus for applying strong longitudinal magnetic fields to clinical photon and electron beams," *Phys. Med. Biol.* **46** N105-15 (2001)

66. Liu HH, McCullough EC, Mackie TR "Calculating dose distributions and wedge factors for photon treatment fields with dynamic wedges based on a convolution/superposition method," *Med. Phys.* **25** 56-63 (1998)

67. López Medina A, Bullejos J A, Arjona V, Terrón J A, Martín J M "Sistema automático de obtención de coordenadas cerebrales en cirugía estereotáxica funcional," *Libro de Comunicaciones del XI Congreso Nacional de Física Médica*. 58-60 (1997)
68. López Medina A, Bullejos J A, Miñano J A, Terrón J A, Ramirez A "Determinación de la concentración de 99m-Tc en aire tras estudios de ventilacion pulmonar," *Radioprotección* **Extraordinario** 466-8 (1998)

69. López Medina A, Miñano J A, Terrón J A, Bullejos J A, Guerrero R "Comparación de dosimetría física de irradiación corporal total para dos energías de fotones: 6 y 15 MV," *Libro de Comunicaciones del XII Congreso Nacional de Física Médica* (1999)

70. López Medina A, Miñano JA, Terrón JA, Bullejos JA, Guerrero R, Arroyo T, Ramirez A, Llamas JM "Calculation of airborne radioactivity in a Technegas lung ventilation unit," *Nucl. Med. Commun.* **20** 1141-5 (1999)

71. López Medina A, Salvador F, Salgado M, Medal D, Jiménez P "Reducción de dosis en radiología intervencionista: efecto de la filtración de Tántalo" *Radioprotección* **Extraordinario** 132-5 (2002)

72. López Medina A, Teijeiro A, Garcia J, Esperón J, Terrón JA, Ruiz DP, Carrión MC "Characterization of electron contamination in linac photon beams," *Med. Phys.* **32** 1281-1292 (2005)

73. Lopez Medina A, Teijeiro A, Hernández M, Mira J "Diseño de un desviador magnético para medidas de contaminación de electrones en haces de fotones," *Física Médica* **6** 191 (2005) (abstract)

74. Lopez Medina A, Teijeiro, Ruiz DP, Carrión MC "Medidas de Contaminación de Electrones en Haces de Fotones de Uso Clínico: Comparación de Diferentes Detectores," *Libro de Comunicaciones de XXX Reunión Bienal de la Real Sociedad Española de Física y 15° Encuentro Ibérico para la Enseñanza de la Física (2005).*

75. López Medina A, Teijeiro A, Salvador F, Medal D, Vázquez J, Salgado M, Carrión MC "Comparison between TG-51 and TRS-398: Electron Contamination Effect on Photon Beam Quality Specification," *Phys. Med. Biol.* **49** 17-32 (2004)

76. López Medina A, Teijeiro A, Salvador F, Vázquez J, Medal D, Salgado M, Carrión MC "Electron contamination in a 6 MV photon beam," *Physica Medica* **XIX** 73 (2003) (abstract)

77. López Medina A, Teijeiro A, Vázquez J, Salgado M, Medal D, Salvador F, Muñoz V, Carrión MC "Electron contamination measurements in linac photon beams: comparison of different detectors," *Med. Dosim.* (Enviado para publicación)

78. Luxton G, Astrahan MA "Output factor constituents of a high-energy photon beam," *Med. Phys.* **15** 88-91 (1988)

79. McKenna MG, Chen XG, Altschuler MD, Bloch P "Calculation of the dose in the build-up region for high energy photon beam .Treatment planning when beam spoilers are employed," *Radiother. Oncol.* **34** 63-68 (1995)

Bibliografía

80. Mackie TR, Bielajew AF, Rogers DW, Battista JJ "Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code," *Phys. Med. Biol.* **33** 1-20 (1988)

81. Mackie TR, Scrimger JW "Contamination of a 15-MV photon beam by electrons and scattered photons," *Radiology* **144** 403-9 (1982)

82. Malataras G, Kappas C, Lovelock DM "A monte carlo approach to electron contamination sources in the Saturne-25 and -41," *Phys. Med. Biol.* **46** 2435-46 (2001)

83. Miften M, Wiesmeyer M, Beavis A, Takahashi K, Broad S "Implementation of enhanced dynamic wedge in the focus rtp system," *Med. Dosim.* **25** 81-6 (2000)

84. Miften M, Wiesmeyer M, Kapur A, Ma CM "Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the BEAM Monte Carlo simulation system," *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **2** 21-31 (2001)

85. Miften M, Wiesmeyer M, Monthofer S and Krippner K "Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS RTP system," *Phys. Med. Biol.* **45** 817-33 (2000)

86. Nilsson B, Brahme A "Absorbed dose from secondary electrons in high energy photon beams," *Phys. Med. Biol.* **24** 901-12 (1979)

87. Nilsson B, Brahme A "Electron contamination from photon beam collimators," *Radiother. Oncol.* **5** 235-44 (1986)

88. Palmans H, Mondelaers W, Thierens H "Absorbed dose beam quality correction factor k_Q for the NE2571 chamber in a 5 MV and a 10 MV photon beam," *Phys. Med. Biol.* **44** 647-663 (1999)

89. Palta JR, Ayyangar K, Daftari I, Suntharalingam N "Characteristics of photon beams from Philips SL25 linear accelerators," *Med. Phys.* **17** 106-16 (1990)

90. Papanikolaou N, Mackie TR, Meger-Wells C, Gehring M, Reckwerdt P "Investigation of the convolution method for polyenergetic spectra," *Med. Phys.* **20** 1327-36 (1993)

91. Parthasaradhi K, Prasad SG, Rao BM, Lee Y, Ruparel R, Garces R "Investigation on the reduction of electron contamination with a 6-MV x-ray beam," *Med. Phys.* **16** 123-5 (1989)

92. Petti P L, Goodman M S, Gabriel T A and Mohan R "Investigation of buildup dose from electron contamination of clinical photon beams," *Med. Phys.* **10** 18–24 (1983)

93. Petti PL, Goodman MS, Sisterson JM, Biggs PJ, Gabriel TA, Mohan R "Sources of electron contamination for the Clinac-35 25-MV photon beam," *Med. Phys.* **10** 856-61 (1983)

94. J. A. Purdy "Buildup/surface dose and exit dose measurements for a 6-MV linear accelerator," *Med. Phys.* **13** 259-62 (1986)

95. Raffaele L, Ielo I, Settineri N, Tosi G, Brambilla MG, Cattani F "Absorbed dose from contaminant electrons inside and outside megavoltage photon beams," *Radiol. Med.* (Torino) **86** 513-20 (1993)

96. Rao BM, Prasad SG, Parthasaradhi K, Lee Y, Ruparel R, Garces R "Investigations on the near surface dose for three 10-MV x-ray beam accelerators with emphasis on the reduction of electron contamination," *Med. Phys.* **15** 246-9 (1988) Erratum en: *Med. Phys.* **16** 665 (1989)

97. Rao BM, Parthasaradhi K, Lee Y, Ruparel R, Garces R "Investigations on the near surface dose for three 10-MV x-ray beam accelerators with emphasis on the reduction of electron contamination," *Med. Phys.* **15** 246-9 (1988)

98. Rogers DW "The advantages of absorbed dose calibration factors," *Med. Phys.* **19** 1227–39 (1992)

99. Rogers DW "Correcting for electron contamination at dose maximum in photon beams," *Med. Phys.* **26** 533–7 (1999)

100. Rogers DW "Comment on 'On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry'," *Med. Phys.* **27** 441–4 (2000)

101. Rogers DW, Yang CL "Corrected relationship between $\% dd(10)_x$ and stopping-power ratios," *Med. Phys.* **26** 538–40 (1999)

102. Russell KR, Isacsson U, Saxner M, Ahnesjo A, Montelius A, Grusell E, Dahlgren CV, Lorin S, Glimelius B "Implementation of pencil kernel and depth penetration algorithms for treatment planning of proton beams," *Phys. Med. Biol.* **45** 9-27 (2000)

103. Rustgi SN, Gromadzki ZC, Ling CC, Yorke ED "Contaminant electrons in the build-up region of a 4 MV photon beam," *Phys. Med. Biol.* **28** 659-65 (1983)

104. Schulz RJ, Almond PR, Cunningham JR, Holt JG, Loevinger R, Suntharalingam N, Wright KA, Nath R, Lempert GD "Task Group 21: a protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams," *Med. Phys.* **10** 741–71 (1983)

105. Seuntjens JP, Ross CK, Shortt KR, Rogers DW "Absorbed-dose beam quality conversion factors for cylindrical chambers in high energy photon beams," *Med. Phys.* **27** 2763–79 (2000)

106. Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO "Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code," *Med. Phys.* **29** 391-402 (2002)

Bibliografía

107. Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO, Ross CK, Seuntjens JP "Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions from the NRC linac," *Med. Phys.* **27**, 2256-2266 (2000).

108. Shortt KR, Ross CK, Schneider M, Hohfeld K, Roos M, Peroche AM "A comparison of absorbed dose standards for high-energy x-rays," *Phys. Med. Biol.* **38** 1937–55 (1993)

109. Sjögren R, Karlsson M "Electron contamination in clinical high energy photon beams," *Med. Phys.* 23 1873-81 (1996)

110. Sjögren R, Karlsson M "Influence of electron contamination on in vivo surface dosimetry for high-energy photon beams," *Med. Phys.* **25** 916-21 (1998)

111. Spencer LV, Attix FH "A theory of cavity ionization," Radiat. Res. 3-239 (1955)

112. Starchall G, Steadham RE, Popple RA, Ahmad S, Rosen I I "Beam-commissioning methodology for a three-dimensional convolution/superposition photon dose algorithm," *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **1**, 8-27 (2000)

113. Storchi PR, van Battum LJ, Woudstra E "Calculation of a pencil beam kernel from measured photon beam data," *Phys. Med. Biol.* **44** 2917-28 (1999)

114. Teijeiro García A, López Medina A, Santiago Vázquez J, Medal Francesch D, Salvador Gómez F, Salgado Fernández M "Medida y parametrización del factor de colimación (S_c) en un acelerador Elekta SL-75-5 para diferentes tamaños de campo," *Física Médica* **4** (Suplemento 1) 22 (2003) (abstract)

115. Tenhunen M, Lahtinen T "Relative output factors of asymmetric megavoltage beams," *Radiother. Oncol.* **32** 226-31 (1994)

116. Terrón JA, López Medina A, Bullejos JA "Estudio de la variación de la energía de haces de electrones en un acelerador Saturno 41," *Libro de comunicaciones de Congreso Nacional de Física Médica*. Valencia. Mayo 1997. Póster.

117. Vahc YW, Chung WK, Park KR, Lee JY, Lee YH, Kim TH, Kim S "Improvement of X-ray beam quality for treating cancer using double focus electric field strings," *Radiat. Oncol. Investig.* **7** 382-9 (1999)

118. van't Veld AA "Accuracy of treatment planning calculations for conformal radiotherapy," Tesis doctoral. Rijksuniversiteit Groningen. ISBN 90-367-1450-8 (2001)

119. Venselaar JLM "Accuracy of dose calculations in megavoltage photon beams," Tesis doctoral. Universiteit Leiden. ISBN 90-9014132-4 (2000)

120. Verhaegen F, Symonds-Tayler R, Liu HH, Nahum AE "Backscatter towards the monitor ion chamber in high-energy photon and electron beams: charge integration versus Monte Carlo simulation," *Phys. Med. Biol.* **45** 3159-70 (2000)

121. Weber L, Nilsson P, Ahnesjo "A Build-up cap materials for measurement of photon head-scatter factors," *Phys. Med. Biol.* **42** 1875-86 (1997)

122. Woo MK, Scora DJ, Wong E "The regional Monte Carlo method: a dose calculation method based on accuracy requirement," *Med. Phys.* **25** 1866-71 (1998)

123. Yang J, Li JS, Qin L, Xion W, Ma C-M "Modelling of electron contamination in clinical photon beams for Monte Carlo dose calculation," *Phys. Med. Biol.* **49** 2657-73 (2004)

124. Zhu TC, Bjarngard BE, Vadash P "Scattered photons from wedges in high-energy x-ray beams," *Med. Phys.* **22** 1339-42 (1995)

125. Zhu TC, Palta JR "Electron contamination in 8 and 18 MV photon beams," *Med. Phys.* **25** 12-9 (1998)

