

UNIVERSIDAD DE ALCALÁ DE HENARES

FACULTAD DE CIENCIAS

ENSAYO DE AUDITORÍA POSTAL CON  
DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES  
PARA CAMPOS PEQUEÑOS EN  
RADIOTERAPIA

TESIS PRESENTADA POR MARÍA DEL MAR ESPINOSA  
PARA OBTENER EL GRADO DE DOCTOR EN CIENCIAS FÍSICAS

2012

Departamento de Física



A mi padre



# Agradecimientos

A los Directores de la tesis, Luis Núñez y Jose Luis Muñiz, por todo lo aprendido durante estos años y por haberme dado la oportunidad de participar en este trabajo. A Luis Núñez, por haberme mostrado el apasionante mundo de la Física Médica, por las lecciones aprendidas durante estos años y por sacar lo mejor de mí misma, animándome siempre a mejorar. A Jose Luis Muñiz, por poner sus conocimientos a mi disposición y por su paciencia al enseñarme.

A Miguel Embid, por todo lo que me ha enseñado, por sacar siempre tiempo para ayudarme y por todo el apoyo prestado.

A Juan Ignacio Lagares, por haber trabajado conmigo y por todo el tiempo y esfuerzo dedicado a este trabajo.

A Mari Carmen Ispizua, por todo el tiempo dedicado desinteresadamente a este trabajo, por el apoyo prestado y por su simpatía y bondad.

A Ruth Rodríguez y Jose Manuel Fandiño por el apoyo prestado a este trabajo.

A los técnicos del Servicio de Radiofísica del Hospital Puerta de Hierro de Madrid, por su apoyo desinteresado y su simpatía y cariño en tantas tardes compartidas en el acelerador.

A todo el Servicio de Radiofísica del Hospital Puerta de Hierro de Madrid porque siempre se mostraron dispuestos a colaborar y abiertos a escucharme y contestar a todas mis preguntas.

A las personas responsables de los centros que colaboraron en el ensayo de auditoría postal:

Rafael Colmenares del Hospital Ramón y Cajal de Madrid

Miguel Melchor de la Fundación Jiménez Díaz de Madrid

Alfonso López del Hospital 12 de Octubre de Madrid

M Cruz Lizuain del Institut Catalá d'Oncología de Barcelona  
Lluis Escudé del Centro Médico Teknon de Barcelona  
Joan Roselló del Hospital General Universitario de Valencia - ERESA de Valencia  
M Carmen Baños y José Bea del Hospital Nisa Virgen del Consuelo de Valencia  
Bonifacio Tobarra del Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca de Murcia  
Rafael Arrans del Hospital Virgen Macarena de Sevilla  
Gregorio Arregui del Hospital Universitario Virgen de las Nieves de Granada  
Francisco Góngora de la Clínica CROASA de Málaga  
Miguel Pombar del Hospital Universitario de Santiago de Santiago de Compostela  
María DoCarmo Lopes del Instituto Portugués de Oncología de Coimbra  
Francisco Cortes de Coimbra

Por prestarse a colaborar desinteresadamente en este trabajo, por el tiempo y esfuerzo dedicado y por el gran interés mostrado en todo momento.

A mi amigo Javier Rodríguez Laguna, por estar siempre dispuesto a ayudarme, por el gran apoyo prestado a este trabajo y por su amistad, que siempre ha sido un aliciente para seguir adelante y no desfallecer.

A mi amigo José Medina, por su preocupación continua por esta tesis y por mí, por ayudarme a solucionar todos los problemas logísticos que fueron surgiendo a lo largo de estos años.

A mi amigas Nuria Huélamo y Estefanía Alcántara, por la ayuda prestada.

A mis padres Mariano Espinosa y Pilar Esteban, por animarme siempre a esforzarme en mis estudios, por proporcionarme una educación que me ha permitido llegar hasta aquí y por su apoyo durante todos estos años.

A Jesús Martín, por creer en mí y estar siempre a mi lado.

A mis amigos, por su apoyo incondicional durante todo el proceso.

A todas las personas que en algún momento de este trabajo estuvieron cerca de mí y me ayudaron a seguir hacia delante.

Este trabajo ha sido financiado por el Proyecto de Investigación titulado *Establecimiento de un protocolo dosimétrico y de control de calidad para haces pequeños empleados en Radiocirugía y Radioterapia con Intensidad Modulada* incluido en el Programa de Promoción y Fomento de la Investigación Biomédica y en Ciencias de la Salud del Instituto de Salud Carlos III, aprobado y financiado

por la Agencia de Evaluación Tecnológica. A estas instituciones mi más sincero agradecimiento.





# Abstract

*Background and purpose:* Small radiation beams ( $< 4$  cm width) are being increasingly used in the delivery of advanced techniques as Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) and Stereotactic Radiosurgery (SRS). Dose measurements in small beams present challenges not encountered for larger beams. A postal audit with Thermoluminescent Dosimeters (TLD) was developed to check the doses in small photon beams. A validation test in real conditions was carried out in fourteen centres.

*Material and methods:* The TLD postal audit employs very small chips ( $1 \times 1 \times 1$  mm<sup>3</sup>) of TLD-100 inserted at 5 and 10 cm of depth in a cylindrical PMMA phantom designed for this purpose. This experimental system is mailed to the audited centres to be irradiated with beams of 1 and 3 cm of side or diameter. The prescribed dose is 1.5 Gy at 10 cm. The properties of this system were studied experimentally and by Monte Carlo (MC) simulation, before the external test.

*Results:* Deviations between the prescribed and measured absorbed doses are below 5% for 69% ( $1 \times 1$  cm<sup>2</sup> beam) and 64% ( $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> beam) of the audited centres. When deviations are above 5%, their causes have been investigated and led to corrections.

*Conclusion:* The developed postal audit is suitable to verify the absorbed doses in small photon beams with an accuracy of 2.9% (1s).



# Índice general

<b>Agradecimientos</b>	<b>5</b>
<b>Abstract</b>	<b>9</b>
<b>1. Presentación y objetivos</b>	<b>15</b>
<b>2. Introducción</b>	<b>19</b>
2.1. La Radioterapia . . . . .	19
2.1.1. La base radiobiológica de la Radioterapia . . . . .	20
2.1.2. El proceso de un tratamiento de Radioterapia . . . . .	21
2.1.3. La Radioterapia con campos pequeños . . . . .	26
2.1.4. La Radiocirugía . . . . .	26
2.1.5. La Radioterapia de Intensidad Modulada . . . . .	30
2.2. Dosimetría . . . . .	35
2.2.1. La dosis absorbida en los tratamientos de Radioterapia . . . . .	35
2.2.2. Códigos de práctica de medida de la dosis . . . . .	38
2.2.3. Índices de la calidad del haz . . . . .	41
2.2.4. Dosimetría física . . . . .	44
2.2.5. Dosimetría clínica . . . . .	46
2.3. Control de calidad en Radioterapia . . . . .	46
2.3.1. Auditorías externas . . . . .	52

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	12
2.3.2. Sistemas de auditoría postal . . . . .	54
2.4. Dosimetría de campos pequeños . . . . .	57
2.4.1. Dificultades dosimétricas de los campos pequeños . . . . .	58
2.4.2. Detectores empleados en campos pequeños . . . . .	67
2.5. Objetivos del trabajo . . . . .	81
<b>3. Material y Métodos</b>	<b>85</b>
3.1. Dosimetría . . . . .	86
3.1.1. Dosimetría de termoluminiscencia . . . . .	86
3.1.2. Material y formato de los dosímetros empleados . . . . .	93
3.1.3. Método de trabajo con dosímetros termoluminiscentes e instrumentación empleada . . . . .	98
3.2. Maniquí diseñado para la auditoría postal . . . . .	108
3.2.1. Maniqués empleados en Radiocirugía e IMRT . . . . .	110
3.2.2. Diseño . . . . .	111
3.2.3. Descripción y montaje del maniquí . . . . .	114
3.3. La simulación Monte Carlo . . . . .	117
3.3.1. MCNPX . . . . .	119
3.3.2. BEAMnrc . . . . .	124
3.4. Estudio preliminar . . . . .	128
3.4.1. Comportamiento de los dosímetros . . . . .	129
3.4.2. Comportamiento del dispositivo experimental . . . . .	135
3.4.3. Evaluación de la calidad del haz en el sistema de auditoría postal . . . . .	138
3.5. Método de trabajo de la auditoría postal . . . . .	140
3.5.1. Material enviado a los centros auditados . . . . .	140
3.5.2. Preparación . . . . .	143
3.5.3. Envío . . . . .	144

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	13
3.5.4. Recepción . . . . .	148
3.5.5. Calibración . . . . .	149
3.5.6. Obtención de la dosis absorbida . . . . .	151
3.5.7. Corrección de los cambios de sensibilidad . . . . .	153
3.5.8. Comprobación de la calidad del haz . . . . .	154
3.6. Incertidumbre de la dosis absorbida . . . . .	156
3.7. Desviaciones detectadas por la auditoría postal . . . . .	162
3.8. Ensayo de auditoría postal . . . . .	163
<b>4. Resultados y discusión</b>	<b>165</b>
4.1. Estudio preliminar . . . . .	165
4.1.1. Comportamiento de los dosímetros termoluminiscentes . .	165
4.1.2. Comportamiento del dispositivo experimental . . . . .	174
4.1.3. Evaluación de la calidad del haz en el sistema de auditoría postal . . . . .	179
4.2. Resultados del ensayo de auditoría postal . . . . .	182
4.2.1. Dosis absorbidas . . . . .	182
4.2.2. Desviaciones detectadas . . . . .	185
4.2.3. Origen de las desviaciones detectadas . . . . .	186
4.2.4. Comprobación de la calidad del haz . . . . .	190
<b>5. Conclusiones</b>	<b>197</b>
<b>A. Instrucciones enviadas a los centros participantes</b>	<b>203</b>
<b>B. Instrumentación de los centros participantes</b>	<b>219</b>
<b>C. Evolución del dispositivo de irradiación y del sistema de lectura</b>	<b>223</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>227</b>



# Capítulo 1

## Presentación y objetivos

La *Radioterapia* utiliza las radiaciones ionizantes para el tratamiento de tumores y otras lesiones. Al irradiar el tumor, se desencadenan en las células una serie de procesos que afectan a su capacidad de reproducción y pueden provocar la muerte celular. De esta manera, se impide que las células cancerosas se sigan reproduciendo y el tumor siga creciendo.

Los efectos de la irradiación en un tejido vienen determinados por la energía depositada por el campo de radiación en dicho tejido, que se cuantifica por medio de la *dosis absorbida*. Por lo que la medida precisa de esta magnitud física es necesaria para garantizar el éxito de los tratamientos de Radioterapia.

Los campos de radiación que se usan en Radioterapia pueden provenir de fuentes radiactivas o bien ser generados en aceleradores lineales o circulares. Estos campos deben modularse para depositar en el tumor la mayor parte de la dosis, evitando en la medida de lo posible, la irradiación de los tejidos sanos.

Dependiendo de la forma, el tamaño y la localización de la lesión, se pueden usar distintas técnicas para irradiar un tumor. Algunas técnicas, como la *Radiocirugía* y la *Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)*, requieren el uso de *campos pequeños*, entendiendo como tales, aquellos cuyas dimensiones laterales son menores de 4 cm. La Radiocirugía utiliza este tipo de campos para el tratamiento de lesiones cerebrales de pequeño tamaño. En IMRT, cada campo de tratamiento está formado por una serie de segmentos o campos de pequeño tamaño, cuya superposición da lugar a campos de fluencia no uniforme, lo que permite el tratamiento de lesiones con formas complejas.

La medida de la dosis en campos pequeños presenta una serie de dificultades adicionales en relación a los campos de mayor tamaño, debido a la falta de equilibrio electrónico lateral y la resolución espacial de los detectores requerida por este tipo de campos.

El *objetivo* del presente trabajo es el desarrollo y la puesta en marcha de un *sistema de auditoría postal*, que permita realizar comprobaciones dosimétricas en *campos pequeños*. Cada vez es mayor el número de centros que tratan tumores usando este tipo de campos, por lo que se trata de ofrecer a estos centros la posibilidad de llevar a cabo una comprobación dosimétrica independiente, dadas las especiales características dosimétricas de los campos pequeños.

Para alcanzar este objetivo, en primer lugar es preciso llevar a cabo un análisis del punto de partida de este trabajo. En el momento actual están comenzando a generalizarse los tratamientos de Radioterapia que emplean campos pequeños y la instrumentación que se utiliza para llevarlos a cabo es cada vez más compleja y sofisticada. Por lo que en Capítulo 2, partiendo del esquema general de un tratamiento de Radioterapia, se presentarán las técnicas así como la instrumentación usada en *Radiocirugía e IMRT*.

Como el objetivo es diseñar un control de calidad dosimétrico, es preciso analizar también el papel que juega la *dosis absorbida* en los tratamientos de Radioterapia y como las desviaciones de la dosis prescrita por encima del 5 % pueden comprometer los objetivos del tratamiento y provocar efectos no deseados en los pacientes. Por estas razones, resulta necesario arbitrar una serie de mecanismos para garantizar que la dosis absorbida se encuentre dentro de un intervalo de tolerancia aceptable, de manera que puedan alcanzarse los objetivos del tratamiento. Para ello, en los centros se encuentran implantados los *sistemas de control de calidad* y como complemento a estos sistemas, se llevan a cabo *auditorías externas*. Una descripción de ambos tipos de sistemas puede encontrarse también en el segundo capítulo.

Por último, resulta necesario reflexionar sobre las especiales *dificultades dosimétricas de los campos pequeños*, ya que la originalidad de este trabajo radica precisamente en la medida de la dosis en campos pequeños en el contexto de una auditoría postal. Por lo que se analizarán en profundidad las particularidades de este tipo de campos y como influyen en la medida de la dosis absorbida, para pasar a continuación a un análisis pormenorizado de los distintos *detectores* que



se utilizan en la medida de la dosis en campos pequeños, así como las ventajas e inconvenientes de cada uno de ellos, completando así este segundo capítulo dedicado a exponer los antecedentes de este trabajo.

Partiendo entonces de la complejidad de las técnicas utilizadas y de los controles de calidad que es necesario poner en práctica para mantener la dosis absorbida en niveles aceptables, así como de las particularidades de los campos pequeños, este trabajo se propone los siguientes objetivos:

- Diseñar un *dispositivo experimental* que permita llevar a cabo medidas de la dosis absorbida en campos pequeños.
- Desarrollar un *sistema de auditoría postal para campos pequeños*, que utilizando el dispositivo experimental diseñado, permita evaluar la dosis absorbida en los centros.
- Poner a prueba el sistema desarrollado por medio de un *ensayo* en condiciones reales.

En el Capítulo 3 de este trabajo, dedicado a *Material y Métodos*, se hará una descripción pormenorizada del *dispositivo experimental* que se ha diseñado, que consiste en un maniquí cilíndrico de metacrilato en el que van insertados dosímetros termoluminiscentes de  $1 \text{ mm}^3$  de volumen, que garantizan una buena resolución espacial en campos pequeños. Antes de la puesta en marcha del sistema de auditoría, se ha realizado un *estudio preliminar* del comportamiento del dispositivo experimental, que se ha llevado a cabo por medio de una serie de medidas experimentales y de la simulación Monte Carlo. El Capítulo 3 contiene una descripción de este estudio. Por último, se incluye también en el mismo una descripción pormenorizada cada una de las etapas del *sistema de auditoría postal* que se ha desarrollado.

En el Capítulo 4, dedicado a *Resultados y Discusión*, se recogen los resultados del estudio preliminar, que han servido para el desarrollo del sistema de auditoría, así como los del ensayo en los 14 centros que se ha llevado a cabo. Se ha considerado de interés que los centros, cuyas desviaciones entre la dosis prescrita y la medida estuviesen por encima de niveles aceptables, remitiesen la información relativa a las posibles causas de dichas desviaciones. Por lo que al final del capítulo se incluye un breve análisis sobre el origen de las desviaciones detectadas por el sistema de auditoría postal.

Para terminar, se recogen en el Capítulo 5 las *conclusiones* de este trabajo, tanto las obtenidas durante el desarrollo y puesta en marcha del sistema de auditoría postal como en el ensayo en condiciones reales que se ha llevado a cabo, así como las perspectivas abiertas para futuros trabajos.

# Capítulo 2

## Introducción

### 2.1. La Radioterapia

Según la Asociación Española contra el Cáncer, solo en España se producen cada año 129.000 nuevos casos de cáncer, de las cuales 90.000 personas fallecen. Se prevé que para el año 2012 esta enfermedad tenga una incidencia en la población española de 686 por cada 100.000 personas, con una tasa de fallecimiento de 312 [1]. Para tratar esta enfermedad se pueden usar distintos tratamientos, como la cirugía, la Radioterapia y la Quimioterapia.

La *Radioterapia* trata los tumores con algún tipo de radiación ionizante, para evitar que las células cancerosas se sigan reproduciendo y el tumor siga creciendo. La Radioterapia puede emplearse de forma *exclusiva*, o bien de forma *adyuvante*, cuando se trata de un complemento a un tratamiento principal, generalmente la cirugía, o bien *concominante*, cuando se utiliza simultáneamente con otro tratamiento, habitualmente la Quimioterapia, ya que ambos tratamientos se potencian mutuamente.

Para irradiar los tumores se pueden emplear fuentes radiactivas encapsuladas que se sitúan en las proximidades del tumor, hablándose entonces de Radioterapia Interna o *Braquiterapia*. También se utilizan haces de rayos X de alta energía generados en aceleradores lineales o producidos en unidades de cobalto, hablándose entonces de Radioterapia Externa o *Teleterapia*.

Para comprender el fundamento de la Radioterapia, es preciso conocer los efectos que producen las radiaciones ionizantes sobre los tejidos.

### 2.1.1. La base radiobiológica de la Radioterapia

Cuando las células son expuestas a un campo de radiación ionizante, se desencadenan una serie de procesos que tienen lugar en diferentes escalas de tiempo y pueden solaparse entre sí. Estos procesos pueden agruparse en tres fases:

- *Fase física:* en primer lugar se produce la interacción del campo de radiación con los átomos que forman las células, generándose partículas cargadas que van depositando su energía en el tejido por medio de la ionización y la excitación de los átomos del mismo.
- *Fase química:* como consecuencia de estos procesos, se desencadenan una serie de reacciones químicas, que generan cambios en la célula que afectan al ADN y a otras estructuras celulares y que se conocen con el nombre de *daño biológico*. Éste puede producirse de manera *directa*, es decir, por la interacción del campo de radiación con las estructuras celulares. El daño también se produce de manera *indirecta*, es decir, por la interacción del campo de radiación con sustancias presentes en la célula, principalmente agua, y la generación de radicales libres que se difunden por la célula reaccionando con otras moléculas y rompiendo sus enlaces.
- *Fase biológica:* en la célula se producen una serie de reacciones enzimáticas que tratan de reparar las lesiones producidas por el campo de radiación. Los mecanismos de reparación son bastante eficaces, de tal modo que la mayor parte de las lesiones radioinducidas son reparadas con éxito. Algunas lesiones complejas no pueden ser reparadas y afectan a la capacidad de reproducción de las células o conducen a la muerte celular.

El daño biológico producido en las células viene dado por la energía depositada por el campo de radiación en el tejido, que se cuantifica por medio de la *dosis absorbida*. Dada la importancia de esta magnitud en Radioterapia, se le ha dedicado un apartado en este capítulo.

Por lo tanto, el *objetivo* de la Radioterapia es depositar una dosis suficiente en el tumor, de manera que el daño biológico producido en las células tumorales pueda afectar a su capacidad de reproducción y provocar la muerte celular. De esta forma, las células malignas dejan de reproducirse y el tumor no sigue creciendo.

En cambio, se debe minimizar la dosis absorbida en los tejidos sanos adyacentes al tumor, de forma que el daño biológico producido en las células sanas pueda ser reparado de forma eficaz.

### 2.1.2. El proceso de un tratamiento de Radioterapia

Para alcanzar este objetivo, se llevan a cabo los tratamientos de Radioterapia. Se trata de procesos muy complejos y que requieren la intervención de un gran número de profesionales, ya que la Radioterapia es una actividad con un marcado carácter interdisciplinar.

Cualquier tratamiento de Radioterapia está formado por un conjunto de fases o etapas, tal como se muestra en el esquema de la Figura 2.1, donde aparecen también reflejados los distintos profesionales que participan en cada una de ellas. A continuación, se hará una breve descripción de las diferentes etapas que conforman un tratamiento de Radioterapia.

#### Prescripción

La *prescripción* de un tratamiento es una decisión médica basada en un diagnóstico, que viene determinado por la situación individual de cada paciente. En la prescripción de un tratamiento de Radioterapia, se establece la dosis que hay que depositar en el volumen blanco usando una técnica específica y con un número de fracciones determinado.

#### Simulación

La preparación de un tratamiento de Radioterapia está basada en el diagnóstico realizado por el oncólogo radioterapeuta. El primer paso en la preparación es la *simulación*, que tiene los siguientes objetivos:

- *Determinación de la posición del paciente*: en primer lugar se sitúa al paciente en la posición en la cual se va a llevar a cabo el tratamiento. A continuación se seleccionan una serie de puntos de referencia que son marcados sobre la piel y permitirán reproducir la posición del paciente en las distintas sesiones. Dependiendo de la precisión requerida por el tratamien-

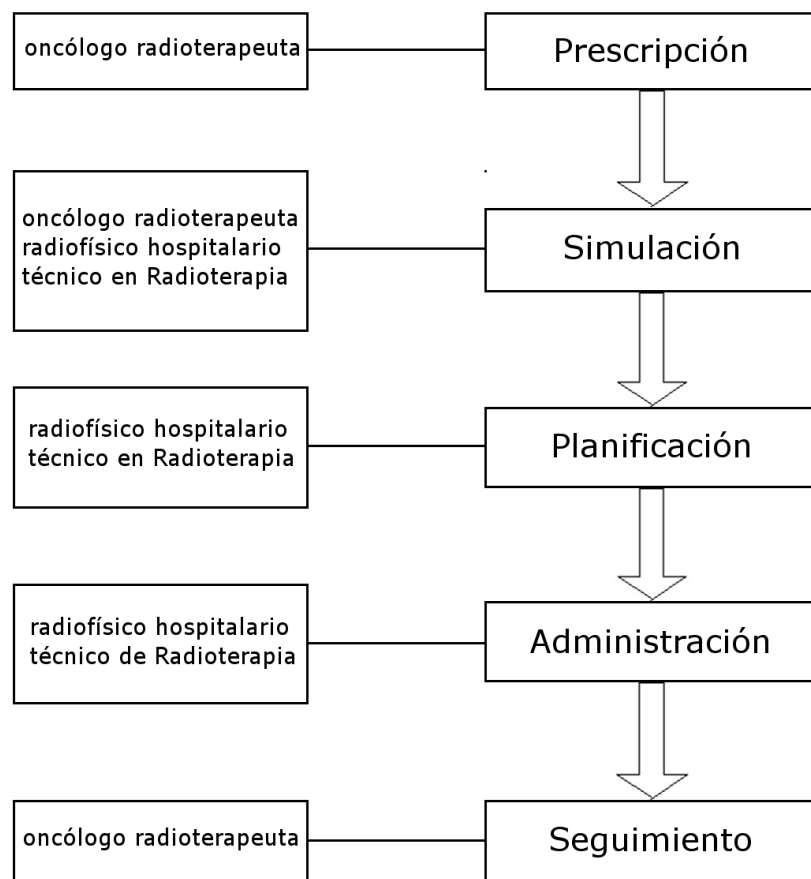


Figura 2.1: Esquema de las etapas de un tratamiento de Radioterapia y los profesionales que intervienen en cada una de ellas.

to, se pueden utilizar *dispositivos de inmovilización*, que pueden contribuir a mejorar la reproducibilidad del posicionamiento.

- *Adquisición de información del paciente*: el segundo paso consiste en la adquisición de la información necesaria para llevar a cabo el tratamiento por medio de los *sistemas de imagen*, que permiten la visualización de la lesión y de las estructuras adyacentes. La *Tomografía Axial Computerizada (TAC)* permite obtener información completa de las características morfológicas del tumor y de los órganos que se encuentran alrededor, así como de las densidades electrónicas de los distintos tejidos. La información obtenida puede ser completada por medio otros sistemas de imagen, como la *Resonancia Magnética Nuclear (REM)* o la *Tomografía por Emisión de Positrones (PET)*.
  
- *Determinación de volúmenes*: a partir de esta información se determinan los volúmenes del blanco y de las estructuras críticas. En relación al tumor, se pueden definir diferentes volúmenes [2, 3, 4]. El *Gross Tumour Volume* o *GTV* corresponde al volumen del tumor propiamente dicho. Mientras que en el *Critical Target Volume* o *CTV* se incluye, además del tumor, el volumen alrededor del mismo que se desea tratar, porque es considerado de riesgo. Para considerar además un margen interno que tenga en cuenta las variaciones del tamaño o de la posición del tumor, se define el *Internal Target Volume* o *ITV*. La definición de estos volúmenes viene dada por criterios clínicos, mientras que el *Planning Target Volume* o *PTV* es un concepto geométrico, que permite definir la configuración de los haces que va a utilizarse en el tratamiento. En el *PTV* se incluyen además de los volúmenes anteriores, el posible margen de variación que se pueda producir a lo largo del tratamiento.
  
- *Determinación de la disposición geométrica de los haces*: una vez delimitados los volúmenes de interés, se establece la disposición de los diferentes haces que se usan en el tratamiento, en relación a los puntos de referencia que se han fijado previamente.

## Planificación

La planificación es el segundo paso en la preparación del tratamiento. Partiendo de la información contenida en las imágenes adquiridas en el proceso de simulación y de la disposición geométrica de los haces establecida en dicho proceso, se procederá al diseño de un *plan de tratamiento*.

La *planificación dosimétrica* es el proceso que comprende el cálculo del depósito de la energía (dosis) de los haces de radiación en el cuerpo del paciente, combinando la información de las imágenes de TAC con complejos algoritmos de cálculo que dan cuenta de los procesos de interacción radiación - materia que dan lugar al depósito de la energía de la radiación. Estos cálculos son realizados por los denominados *sistemas de planificación dosimétricos radioterápicos (RTPS)*. Las funciones que realizan estos sistemas son las siguientes:

- *Adquisición de datos geométricos, físicos y anatómicos*: en el sistema de planificación deben introducirse las características de los haces que van a utilizarse y los parámetros físicos de absorción y dispersión de dichos haces, así como la información anatómica del paciente que ha sido adquirida por medio de los sistemas de imagen.
- *Definición y visualización de estructuras geométricas*: el sistema debe permitir la visualización de las estructuras anatómicas y de los haces en tres dimensiones, así como el cálculo de las coordenadas de cualquier punto, de distancias y de volúmenes.
- *Diseño de los haces de radiación*: el sistema de planificación permite definir las características físicas de los haces y el factor ponderal de cada uno de ellos en la aportación global al plan de irradiación.
- *Cálculo de dosis*: los algoritmos de cálculo interpretan los mecanismos de interacción de los haces con las distintas estructuras y calculan la dosis en todos los puntos de interés.
- *Evaluación del plan de irradiación*: a continuación se evalúa el plan por medio de la *dosis absorbida* en algunos puntos considerados de interés para el tratamiento, las *líneas de isodosis* en algunas superficies y los *histogramas dosis - volumen*, que contienen toda la información de una distribución de dosis en tres dimensiones.



### Administración del tratamiento

Una vez aprobado el plan de tratamiento, la información relativa al mismo se transfiere al *dispositivo de irradiación* que se vaya a usar para llevar a cabo el tratamiento.

Los tratamientos de Radioterapia Externa suelen llevarse a cabo en aceleradores de uso médico y, en menor medida, en unidades de cobalto. El resto de los dispositivos que se han desarrollado posteriormente están basados en estos dos tipos de sistemas.

Los *aceleradores lineales* o *linacs* son dispositivos que generan haces de rayos X de alta energía a partir del choque de un haz de electrones acelerados contra un blanco. Los electrones alcanzan energías de aceleración de 4 a 25 MeV. El espectro de los fotones a la salida del acelerador es continuo, con una energía máxima igual a la energía de aceleración de los electrones.

Los *aceleradores circulares* (ciclotrones, sincrociclotrones, etc.) son utilizados para acelerar partículas pesadas como protones e iones. Aprovechan las características de depósito de energía tipo Bragg - Gray, por lo que permiten irradiar los tumores con mayor eficiencia, salvaguardando los órganos y tejidos sanos en mayor medida que con los haces de fotones o electrones habitualmente utilizados. Son máquinas extremadamente costosas y solo existen en contados países e instituciones, aunque lentamente de forma progresiva están comenzando a implantarse.

Las *unidades de cobalto* usan la emisión gamma del  $^{60}\text{Co}$  para el tratamiento de tumores y otras lesiones.

### Seguimiento

Después del tratamiento es necesario llevar a cabo un *seguimiento* para evaluar los efectos del mismo y determinar si es necesario otro tipo de tratamiento.

La respuesta de los tejidos a la irradiación se suele manifestar durante el tratamiento o unos meses después de la finalización del mismo. Las complicaciones más serias se pueden producir a largo plazo e incluso pueden seguir produciéndose a lo largo de toda la vida del paciente.

En último término, el objetivo del seguimiento es establecer una correlación

entre los efectos de los tratamientos y una determinada técnica radioterápica.

Una vez finalizado la descripción de las etapas de un tratamiento de Radioterapia, nos vamos a centrar en las técnicas que usan campos pequeños en sus tratamientos, que son el objeto de este trabajo.

### 2.1.3. La Radioterapia con campos pequeños

Las técnicas que utilizan campos pequeños en sus tratamientos son la Radiocirugía y la Radioterapia de Intensidad Modulada o IMRT.

La *Radiocirugía* es una técnica que se desarrolló para el tratamiento de tumores cerebrales inoperables y en la actualidad se usa también para tratar otras lesiones. El uso de campos pequeños en Radiocirugía viene dado por el tamaño de las lesiones que se desean tratar y que no suelen superar los 4 cm. Además estas lesiones, por la propia localización cerebral, suelen encontrarse muy próximas a órganos de riesgo, por lo que se requiere un mayor grado de precisión que en otro tipo de técnicas.

La *Radioterapia de Intensidad Modulada* o *IMRT* surgió para intentar superar las limitaciones de la Radioterapia convencional en el tratamiento de lesiones con formas complejas. En lugar de modificar las secciones de los haces para ajustarlos a la forma del tumor, en un tratamiento de IMRT se divide cada campo en una serie de campos de pequeño tamaño y formas irregulares, cuya suma da como resultado campos de fluencia variable. De esta forma, se pueden conseguir distribuciones de dosis que no pueden ser alcanzadas por campos de fluencia uniforme.

A continuación, se pasará a describir los aspectos más relevantes de ambas técnicas.

### 2.1.4. La Radiocirugía

La *Radiocirugía* consiste en la administración de una dosis única en lesiones intracraneales de pequeño tamaño, cuya localización dificulta su eliminación por medio de la cirugía. Este objetivo puede alcanzarse usando diferentes técnicas.

Las lesiones tratadas con Radiocirugía se encuentran muy próximas a órganos

de riesgo, por lo que el posicionamiento e inmovilización de los pacientes resulta crítico en este tipo de tratamientos.

La *Radiocirugía Estereotáxica* utiliza sistemas estereotáxicos para la localización de las lesiones. Los *sistemas estereotáxicos* están basados en dispositivos o guías que permiten fijar las coordenadas que posibilitan la definición con gran precisión de la posición de puntos internos del paciente. Los primeros tratamientos de Radiocirugía Estereotáxica fueron llevados a cabo en 1949 por Lars Leksell y Bjorn Larsson en el Instituto Karolinska de Estocolmo.

Antes de comenzar un tratamiento de este tipo, es preciso colocar en la cabeza del paciente una *guía estereotáxica*, que es un dispositivo que permite definir un sistema de coordenadas externo e inmovilizar la cabeza del paciente durante el tratamiento. Las guías estereotáxicas están formadas por un *marco*, de forma cuadrada o circular, que sustenta un sistema de *guías*, barras de metacrilato o fibra de carbono, que al realizar los estudios de imagen aparecen como puntos de referencia ligados al sistema de referencia definido por el marco estereotáxico. Estas guías se caracterizan por su invasividad al tener que ser fijadas a la tabla craneal del paciente para constituir el sistema de coordenadas de referencia a ser mantenido en todo el proceso del tratamiento.

Posteriormente, este tipo de tratamientos se extendieron a otras localizaciones o a otros tipos de lesiones que por su tamaño no podían ser tratadas en una sola sesión. El nombre que recibe esta técnica es *Radioterapia Estereotáxica Fraccionada*. Usa sistemas esterotáxicos para la localización de las lesiones y los tratamientos tienen lugar en varias sesiones. Las guías estereotáxicas se sustituyen por sistemas reposicionables, como las *máscaras* de material termoplástico, que se endurecen tras adquirir la forma de la cabeza y se ajustan a alguna estructura anatómica del paciente.

En el momento actual, también se llevan a cabo tratamientos de Radiocirugía prescindiendo de las guías estereotáxicas. Para ello, se usan los *sistemas guiados por imagen*, en los que se han incorporado sistemas de imagen a los dispositivos de irradiación, que permiten la localización de la lesión y de los órganos adyacentes con una precisión submilimétrica [5]. La información proporcionada por los sistemas de imagen es comparada con la utilizada en la planificación del tratamiento, de forma que se pueden llevar a cabo las correcciones oportunas en el posicionamiento del paciente, antes o durante el tratamiento.

La gran ventaja de este tipo de sistemas es que el posicionamiento del paciente y las correcciones de la posición de la mesa de tratamiento se llevan a cabo de manera automática e incluso más precisa en muy pocos minutos, lo que disminuye el tiempo de tratamiento de manera significativa, especialmente en sesiones largas con un gran número de arcos.

Los sistemas guiados por imagen han eliminado la incomodidad de la colocación de una guía esterotáxica, pero precisan dispositivos de inmovilización que se acoplen a alguna estructura anatómica del paciente. Actualmente, se están desarrollando dispositivos de inmovilización menos invasivos que los que se vienen utilizando hasta ahora [6, 7].

### Técnicas y dispositivos de irradiación

Para llevar a cabo los tratamientos de Radiocirugía se han usado distintos tipos haces de radiación. Los rayos X de alta energía y el  $^{60}\text{Co}$  han sido los más utilizados.

Los tratamientos de Radiocirugía se pueden llevar a cabo en aceleradores circulares, como el *ciclotrón*, en los que se lleva a cabo la aceleración de protones. En los haces de protones, la profundidad a la que se absorbe la mayor parte de la dosis depende de la energía del haz incidente. Pero los aceleradores de protones no resultan económicamente viables para los centros sanitarios, por lo que su uso no ha llegado a extenderse.

En 1968 se diseñó el primer dispositivo específico para llevar a cabo tratamientos de Radiocirugía, la *Gamma Knife*, que utiliza fuentes de  $^{60}\text{Co}$  para irradiar las lesiones. Este dispositivo está formado por 201 fuentes de  $^{60}\text{Co}$  dispuestas en un casco semiesférico.

La irradiación de volúmenes de pequeño tamaño se consigue por la intersección de los haces de distintas fuentes. Para modular el tamaño de los haces se emplea un colimador secundario o *casco*, que tiene forma de semiesfera hueca y se acopla a la semiesfera radiante. El casco tiene en su interior alojamientos para los colimadores de las fuentes, que tienen forma de cono. Se dispone de cuatro cascos de 4, 8, 14 y 18 mm. Estos valores no se refieren a la apertura de los colimadores, sino al tamaño del volumen de irradiación generado por los mismos.

Posteriormente, se ha diseñado la *Gamma Knife Perfexion<sup>XM</sup>*, que es un dis-

positivo que también utiliza fuentes de  $^{60}\text{Co}$  para irradiar las lesiones, pero con una disposición diferente. Este dispositivo cuenta con 192 fuentes, distribuidas de forma toroidal. Las fuentes están repartidas en ocho sectores, de 24 fuentes cada uno. Cada sector puede ser colimado individualmente con colimadores de 4, 8 y 16 mm o puede quedar totalmente bloqueado.

Los *aceleradores lineales* o *linacs* también han sido ampliamente utilizados para llevar a cabo tratamientos de Radiocirugía, ya se encontraban disponibles en muchos servicios de Radioterapia y podían abarcar un rango de energías más amplio. Los aceleradores lineales usados en Radiocirugía debían cumplir una serie de requisitos en cuanto a estabilidad y precisión se refiere.

Además, para configurar los campos de pequeño tamaño resulta necesario adaptar a la cabeza del acelerador algún *colimador terciario*. Para este propósito se utilizan diferentes tipos de colimadores.

Los *conos de Radiocirugía* son colimadores de forma cónica que tienen una abertura fija y generan campos de sección circular. Se pueden fabricar con distintas aberturas para generar campos de diferentes tamaños. Este tipo de colimadores resultan apropiados para tratar lesiones de formas esféricas. Sin embargo, no son adecuados para tratar lesiones de formas irregulares, ya que para este tipo de lesiones generan distribuciones de dosis poco homogéneas [8].

Para tratar este tipo de lesiones es recomendable usar otro tipo de colimadores como los *colimadores multiláminas*, que están formados por una serie de láminas estrechas, del orden de 1 cm, muy próximas entre sí y alineadas paralelamente. Cada una de estas láminas se puede desplazar de manera independiente, de forma que se generan campos de diferentes formas y tamaños que se ajustan a la forma de la lesión. Su precisión depende del espesor de la lámina.

Los colimadores *micromultiláminas* funcionan de idéntica manera, pero el espesor de sus láminas es menor que 1 cm, por lo que resultan mucho más precisos en los tratamientos de Radiocirugía.

Con este tipo de dispositivos se pueden tratar lesiones de formas irregulares consiguiendo distribuciones de dosis que se adapten mejor a la forma del tumor.

Posteriormente, comenzaron a fabricarse ex profeso aceleradores lineales para ser usados en Radiocirugía, que ya llevaban incorporados un colimador micromultiláminas. Además suelen incluir otras prestaciones como los sistemas de imagen,

que evitan el uso de las guías estereotáxicas. Estos sistemas permiten reconstruir la imagen en tres dimensiones, por medio de la Tomografía Axial Computerizada, o en dos dimensiones, por medio de sistemas de reconstrucción de rayos X en tiempo real. También existen otro tipo de sistemas que permiten detectar marcadores fiduciales en la superficie del paciente, usando cámaras de video o infrarrojos o ajustar de la superficie corporal a la superficie reconstruida mediante una cámara.

Los haces de radiación utilizados en Radiocirugía pueden ser estáticos o en movimiento, tratándose siempre de diversificar las puertas de entrada de los haces en el cuerpo, al objeto de evitar irradiar órganos críticos y que la dosis en las zonas sanas sea la menor posible. En este sentido se suelen utilizar *arcos*, generados por el giro continuo del brazo del acelerador o *gantry*. El plano de cada arco viene determinado por la posición de la mesa de tratamiento y su recorrido por el del gantry.

En la técnica conocida como *plano único* se utiliza un solo arco y en la conocida como *múltiple arco* un conjunto de arcos no coplanares. Las *técnicas dinámicas* pueden ser varias: rotación simultánea del gantry y mesa de tratamiento, movimiento de las láminas a medida que se realiza la irradiación etc.

Otro dispositivo usado en los tratamientos de Radiocirugía es el *Cyberknife*, que está formado por un pequeño acelerador lineal, insertado en un brazo de robot. Los haces producidos en el acelerador lineal tienen una energía nominal de 6 MV y son colimados por medio de conos o de un colimador de apertura variable llamado IRIS. El Cyberknife lleva incorporados sistemas de imagen para la localización de las lesiones.

La principal ventaja de este dispositivo es que el brazo de robot permite que la fuente se desplace en las tres direcciones perpendiculares del espacio, describiendo tres posibles ángulos de giro en cada una de ellas, por lo que el sistema puede emitir radiaciones en distintas direcciones en intervalos de tiempo muy cortos.

### 2.1.5. La Radioterapia de Intensidad Modulada

La *Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)* incluye un conjunto de técnicas que usan haces de fluencia no uniforme para el tratamiento de tumores, con el objetivo de conseguir distribuciones de dosis que no puedan ser alcanzadas con

haces de fluencia uniforme. De esta forma, es posible irradiar tumores de formas irregulares, protegiendo los órganos de riesgo próximos a los mismos.

El desarrollo y la implantación de este tipo de técnicas ha sido relativamente reciente. Al final de los años 80 aparecieron algunas publicaciones [9, 10, 11, 12] en las que se desarrollaron los conceptos básicos relacionados con el uso de campos de fluencia no uniforme en Radioterapia.

A partir de los principios establecidos en estas publicaciones y de la discusión que generaron, comenzaron a desarrollarse este tipo de sistemas. En 1995 estuvo operativo el primer sistema de planificación y tratamiento para IMRT. A partir del año 2000, la mayoría de las firmas comerciales empezaron a ofrecer dispositivos para llevar a cabo tratamientos de IMRT. Durante esta última década, este tipo de terapias han experimentado una gran expansión y desarrollo.

Dada la complejidad de este tipo de tratamientos en IMRT se suele usar la *planificación inversa*, en la que partiendo de la distribución de dosis que se ha prescrito, comienzan a calcularse los perfiles de intensidad de cada uno de los haces del tratamiento y se van ajustando sus parámetros de manera iterativa hasta obtener la salida deseada.

La principal dificultad que plantea la planificación inversa es que existen diferentes planes de irradiación capaces de generar una determinada distribución de dosis. Para superar esta dificultad, se lleva a cabo un proceso de *optimización* o búsqueda del plan óptimo. En este proceso de optimización no se consideran todos los posibles planes de tratamiento, sino que se parte de una serie de condicionantes relativos al dispositivo de irradiación, el colimador, la energía del campo etc.

Para llevar a cabo el proceso de optimización es preciso definir una *función coste* u *objetivo*. El valor mínimo de dicha función corresponderá al plan óptimo. Por lo que también es necesario especificar los *algoritmos matemáticos* que se van a usar para minimizar dicha función.

Existen diversos modelos para diseñar la función coste. En los más sencillos, se define la función coste como la suma de los cuadrados de las diferencias entre los valores prescritos y los calculados de las dosis o de las relaciones dosis - volumen. Su principal limitación es que no tienen en cuenta la respuesta no lineal de los tejidos a la dosis de radiación.

Para superar esta limitación, se deben incluir en la función coste términos relacionados con los efectos biológicos de la irradiación. Para ello, pueden usarse las *relaciones dosis - respuesta*, entre las que se encuentran, la *probabilidad de control del tumor*  $P_T$  y la *probabilidad de complicaciones en los tejidos sanos*  $P_S$ . Estas funciones serán descritas con mayor detalle en epígrafes posteriores.

Una vez definida la función coste, se fija el número de haces y las direcciones de irradiación. A continuación se van modificando de manera aleatoria las intensidades de los haces. Para cada configuración, se calculan las distribuciones de dosis y se introducen en la función coste. Si su valor disminuye, el plan es aceptado y el proceso se sigue repitiendo hasta alcanza el plan óptimo, que hace mínima la función coste.

Finalizado el proceso de optimización, el sistema de planificación interpreta las distribuciones de intensidad calculadas en función de los dispositivos de irradiación y colimación de que los que se dispone. El sistema de planificación determina de manera automática las diferentes configuraciones de los colimadores, así como el orden en que van a llevarse a cabo.

### **Técnicas y dispositivos de irradiación**

Para generar haces de fluencia variable, se pueden emplear diferentes técnicas que vienen dadas por el dispositivo de irradiación que se haya elegido.

Una de las formas más sencillas de modular los haces es el empleo de *filtros compensadores*, que son piezas de espesor variable que se interponen en la trayectoria del haz de radiación. Según el espesor atravesado, el haz se atenúa en mayor o menor medida para generar la distribución de intensidad requerida en cada tratamiento.

Este tipo de dispositivos presentan una buena resolución espacial en la dirección perpendicular al haz, se colocan con facilidad y permiten la irradiación de cada campo en un solo disparo. Pero resultan costosos de fabricar y hay que cambiarlos en cada posición del gantry, lo que aumenta la duración del tratamiento. Además la interposición de este tipo de filtros produce un endurecimiento del haz primario y un aumento la radiación dispersa.

Otra técnica para modular la intensidad de los haces se conoce como *barrido de haces* o *scanned beams* y consiste en modificar el ángulo de incidencia y la



intensidad del haz de electrones primarios por medio de un campo magnético. Esta técnica es capaz de generar haces muy finos sin usar ningún colimador terciario, pero precisa que los haces de electrones primarios sean acelerados a energías del orden de 50 MV y el blanco con el que interaccionan debe tener un espesor de 3 a 6 mm. El principal inconveniente de los haces generados con esta técnica es que presentan una gran contaminación electrónica [13]. Esta técnica no ha llegado a generalizarse.

Una técnica que ha sido ampliamente utilizada es la *Tomoterapia*, que está basada en la irradiación de distintos cortes o secciones del paciente para generar distribuciones de dosis en tres dimensiones, siguiendo los principios de la Tomografía Axial Computerizada.

Los primeros tratamientos se llevaron a cabo utilizando la técnica conocida como *Tomoterapia en serie*. Para ello, se adaptaba al gantry de un acelerador convencional un colimador que era capaz de generar campos de muy poca anchura, del orden de  $2 \times 20 \text{ cm}^2$ . Con la mesa de tratamiento en una posición fija, el gantry iba girando alrededor del paciente, describiendo un arco de  $360^\circ$ , mientras el colimador cambiaba su configuración. Después de llevar a cabo un arco, la mesa se desplazaba y se llevaba a cabo el arco siguiente.

Siguiendo el mismo principio, se desarrolló un dispositivo específico para llevar a cabo la *Tomoterapia Helicoidal*. El dispositivo que se emplea en esta técnica está formado por un acelerador lineal con un pequeño colimador multiláminas. El acelerador va insertado en un gantry en forma de anillo, lo que permite que pueda girar  $360^\circ$  alrededor de la mesa de tratamiento. Durante el tratamiento, el colimador va cambiando su configuración mientras el acelerador va girando y la mesa se desplaza de manera continua. Este sistema puede incorporar un TAC para la localización y el posicionamiento del blanco.

Un *colimador multiláminas* unido al gantry de una acelerador convencional también puede ser usado para llevar a cabo tratamientos de IMRT. Para conseguir haces de fluencia variable, se divide cada campo en pequeños campos o segmentos con diferentes contribuciones o pesos al conjunto. Con los colimadores multiláminas se pueden utilizar diferentes técnicas para llevar a cabo los tratamientos.

En la *modulación estática* o *step and shoot*, se fija la posición del gantry en cada campo y la configuración geométrica del colimador multiláminas se modifica para

que tome la forma de un segmento previamente determinado. Con las láminas en reposo, se lleva a cabo el disparo. Se vuelve a cambiar la configuración del colimador y se procede el segundo disparo, y así sucesivamente con todos los segmentos del campo. A continuación, se varía la posición del gantry y se procede igual para el siguiente campo hasta completar el tratamiento.

En la *modulación dinámica* o *sliding windows*, se fija la posición del gantry y se procede a la irradiación mientras va cambiando la configuración del colimador. En la planificación se fijan una serie de configuraciones geométricas del colimador, llamadas *posiciones de control*, y el acelerador irradia el número de Unidades Monitor (UM) que se hayan fijado mientras que el colimador pasa de una posición de control a la siguiente. Se repite el proceso para cada uno de los campos.

En la *terapia con arcos* o *Intensity Modulated Arc-Therapy (IMAT)*, se lleva a cabo la irradiación de cada segmento para un conjunto de posiciones del gantry, es decir, el gantry está girando mientras la forma de los diferentes segmentos se va ajustando por medio del colimador.

Una variante de este tipo de terapias es la *Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)*, en la que pueden alcanzarse distribuciones de dosis óptimas modificando la tasa de dosis, la velocidad de rotación del gantry y el movimiento de la láminas del colimador. Con este tipo de técnicas, se alcanza un alto grado de precisión y presentan además otro tipo de ventajas en relación al tiempo de tratamiento y al número de Unidades Monitor necesarias para llevarlo a cabo [14].

El *CyberKnife*, que ya fue descrito anteriormente, también puede ser usado para llevar a cabo tratamientos de IMRT, debido a su capacidad de emitir radiación en todas las direcciones.

De lo expuesto, se deduce que en IMRT existe un gran número de técnicas y dispositivos para alcanzar el mismo objetivo, conseguir distribuciones de dosis de formas complejas, protegiendo los tejidos circundantes. Además de la consecución de este objetivo, en un tratamiento de IMRT se deben tener en cuenta otros factores, como el número total de Unidades Monitor o el número de segmentos, que van a determinar el tiempo necesario para llevar a cabo el tratamiento [15].

Una vez expuestos los conceptos básicos relacionados con las terapias que emplean campos pequeños, se procederá a detallar los principios relacionados con la dosis absorbida y su medida.

## 2.2. Dosimetría

La *dosis absorbida* es la magnitud que cuantifica la energía por unidad de masa depositada por un campo de radiación en un medio material. Dado que el daño biológico sufrido por las células está relacionado con la energía depositada por el campo de radiación, la dosis absorbida será la magnitud física usada para cuantificar los efectos de un tratamiento de Radioterapia.

Por esta razón, la medida precisa de la dosis en Radioterapia resulta de vital importancia para garantizar el éxito de los tratamientos. Para asegurar que la dosis absorbida se encuentre dentro de niveles de tolerancia aceptables, se han desarrollado e implantado los códigos de práctica de medida de la dosis, que establecen unos procedimientos estándar para llevar a cabo las medidas de esta magnitud.

A la descripción del papel que juega la dosis absorbida en un tratamiento de Radioterapia y de los códigos de práctica de medida de la dosis dedicaremos los siguientes apartados.

### 2.2.1. La dosis absorbida en los tratamientos de Radioterapia

La dosis absorbida está directamente relacionada con la respuesta de los tejidos a las radiaciones ionizantes. Para cuantificar los efectos de la irradiación en un tejido se usan las *relaciones dosis - respuesta*, que se definen como la probabilidad de que se produzca una determinada respuesta en un tiempo establecido en función de la dosis administrada.

Al representar gráficamente las relaciones dosis - respuesta, puede obtenerse información acerca de la *sensibilidad* del tejido, que viene dada por la posición de la curva sobre la escala de dosis, y de los *cambios en la respuesta* del tejido, que se deducen observando como cambia la pendiente de la curva.

Para conocer los efectos de un tratamiento, se debe tener en cuenta la respuesta del tumor y de los tejidos adyacentes, ya que la Radioterapia tiene un doble objetivo. Se trata de impartir una dosis en el tumor que afecte a la capacidad reproductiva de sus células para conseguir el control del mismo. Al mismo tiempo se debe evitar que los tejidos circundantes reciban una dosis que pueda producir

complicaciones serias, prestando especial atención los *órganos de riesgo*, que son aquellos que tienen una peor tolerancia a la dosis de radiación.

El beneficio de un tratamiento considera conjuntamente ambos objetivos. Por lo que las relaciones dosis - respuesta se definen como la *probabilidad de control tumoral*  $P_T$  y la *probabilidad de complicaciones de los tejidos sanos*  $P_S$ . Si ambas probabilidades son independientes, se pueden considerar ambos objetivos conjuntamente definiendo la *probabilidad de control tumoral sin complicaciones* como  $P_{SC} = P_T (1 - P_S)$ .

La *probabilidad de control tumoral* viene dada por la proporción de tumores controlados para una determinada dosis. Esta probabilidad se relaciona de forma sigmoideal con la dosis administrada, entendiendo como tal la dosis total u otra forma de medir la intensidad del tratamiento.

La curva que muestra la *probabilidad de complicaciones en los tejidos sanos* tiene una forma diferente y habitualmente solo se puede conocer la parte inicial de la misma.

Para que el tratamiento sea efectivo, la curva de probabilidad de control tumoral debe situarse a la izquierda de la curva de probabilidad de complicaciones en los tejidos sanos.

A partir de ambas curvas, se define la *tolerancia* como la máxima dosis que puede ser aceptada, en relación a un determinado efecto y un determinado esquema de tratamiento. La *ventana terapéutica* es el espacio entre ambas curvas.

En una situación deseable, ambas curvas se encuentran suficientemente separadas como para conseguir una alta probabilidad de control tumoral con una baja toxicidad (Figura 2.2a). Cuando ambas curvas se encuentran muy próximas entre sí, por ejemplo cuando el tumor y los órganos de riesgo se encuentran lo suficientemente cerca como para recibir dosis similares, la ventana terapéutica se hace muy pequeña y un control tumoral aceptable produce una alta toxicidad (Figura 2.2b).

De la observación de las curvas de respuesta, se deduce que la dosis absorbida es un parámetro crítico en el éxito o fracaso de los tratamientos de Radioterapia. Pequeñas desviaciones de la dosis prescrita pueden comprometer el éxito de los mismos. Los efectos de las desviaciones de la dosis vienen determinados por el signo de las mismas.

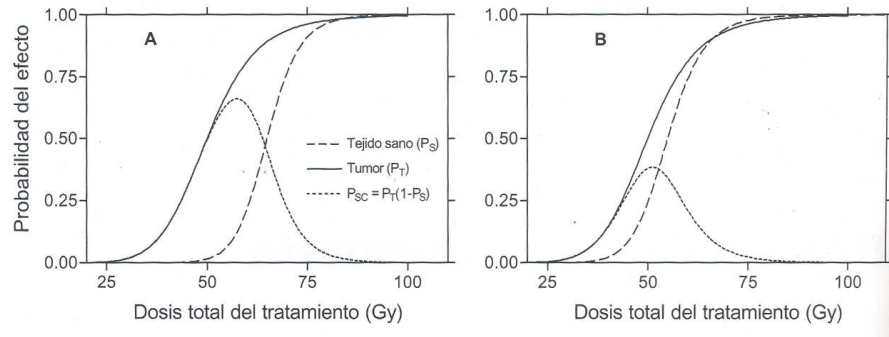


Figura 2.2: Relaciones dosis - respuesta (por cortesía de la SEFM [16])

Las desviaciones por encima de la dosis prescrita aumentan la probabilidad de complicaciones, como la *radionecrosis* de los tejidos sanos. Sus efectos pueden ser observados por los radioterapeutas al término del tratamiento. Por lo que es posible analizar las posibles causas de estas desviaciones y llevar a cabo las correcciones oportunas.

Las desviaciones por debajo de la dosis prescrita disminuyen la probabilidad de control del tumor y aumenta la probabilidad de que vuelva a reproducirse, lo que se conoce como *recidiva*. Los efectos de estas desviaciones solo pueden ser observados en periodos de tiempo más largos, del orden de varios años, llevando a cabo un análisis estadístico cuidadoso. Sin embargo sus consecuencias en los pacientes no son despreciables, ya que una subdosificación del 6 %, puede llevar a un decrecimiento del control local hasta del 20 % [17].

Dada la importancia de la dosis absorbida en los tratamientos de Radioterapia, la *Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU)* estableció en su *Informe 24* sobre la *Determinación de la dosis absorbida en pacientes irradiados con rayos X o gamma en procedimientos de Radioterapia* [18] en relación a las desviaciones de las dosis que “aunque es demasiado pronto para generalizar, la evidencia disponible para ciertos tipos de tumores señala la necesidad de una exactitud del  $\pm 5\%$  en la administración de la dosis a un volumen blanco, si se persigue la erradicación del tumor”.

Estas afirmaciones se realizaron en un contexto en el que las incertidumbres se estimaban a un nivel de confianza del 95 %. Por lo que se interpretó que el

intervalo del 5 % correspondía aproximadamente a dos desviaciones típicas, lo que implicaría una incertidumbre combinada del 2.5 % para una desviación típica.

Posteriormente, se publicaron algunas recomendaciones en las que se afirmaba que la incertidumbre combinada debía ser menor del 3.5 % para una desviación típica. En ciertas aplicaciones eran aceptables intervalos de incertidumbre más amplios y en algunos casos especiales debería tenderse a reducir el intervalo de incertidumbre por debajo de este valor [19].

Actualmente, el requisito de una exactitud del  $\pm 5\%$  suele interpretarse como el *intervalo de tolerancia* entre la dosis prescrita y la dosis administrada en un volumen blanco.

Para garantizar que la dosis se encuentre dentro del intervalo de tolerancia establecido, en los centros se encuentran implantados los códigos de práctica para la medida de la dosis absorbida.

### 2.2.2. Códigos de práctica de medida de la dosis

Los *códigos de práctica de medida de la dosis absorbida* se desarrollaron con el objetivo de establecer una serie de procedimientos estándar para la medida de la dosis, que garantizaran el grado de precisión requerida en los tratamientos de Radioterapia. A lo largo de la historia de la Radioterapia se han ido redactando diferentes códigos de práctica. Nos vamos a centrar en los que están vigentes en la actualidad.

La *Agencia Internacional de la Energía Atómica (IAEA)* elaboró en el año 2000 el protocolo dosimétrico *TRS-398* [20], que se encuentra implantado en un gran número de países y ha servido como marco para el desarrollo de otros protocolos de ámbito local. En Estados Unidos y Canadá se utiliza el *TG-51* [21], elaborado por la *American Association of Physicist in Medicine (AAPM)*. En este trabajo expondremos brevemente algunos aspectos relativos al TRS-398 [20], ya que es el que se encuentra implantado en el ámbito europeo y español.

La principal novedad de este código de práctica es que la *dosis en agua* es la magnitud de referencia, en lugar del kerma en aire que se utilizaba en los protocolos anteriores elaborados por la IAEA. La principal ventaja de esta elección es que se usan la misma magnitud y condiciones experimentales de medida en

el laboratorio de calibración y en los centros hospitalarios. El resultado es un sistema de patrones primarios más robusto, la utilización de un formalismo más sencillo y la reducción de la incertidumbre.

El protocolo TRS-398 [20] establece el uso de *cámaras de ionización* para la medida de la dosis en agua. Estos detectores tienen una respuesta lineal con la dosis, independiente de la energía y de la tasa de dosis. Son de lectura directa y su señal es muy reproducible. Se encuentran disponibles en distintas formas y tamaños. Concretamente, las cámaras de ionización que se usan para llevar a cabo medidas de la dosis en las condiciones establecidas en el protocolo TRS-398 [20] tienen un volumen entre 0.1 y 1 cm<sup>3</sup>.

Para llevar a cabo estas medidas, las cámaras de ionización deben estar calibradas frente a un patrón. El protocolo está basado en varios tipos de *estándares* o *patrones de calibración*.

Los *estándares primarios* son instrumentos de alta calidad metrológica, que se calibran en los *laboratorios de calibración primarios* o en el *Buró Internacional de Pesos y Medidas (BIMP)*. Están basados en calorimetría de agua, calorimetría de grafito, dosimetría química e ionometría.

Para agilizar el proceso de calibración, existen además los *laboratorios de calibración secundarios*, donde se dispone de los *estándares secundarios*, instrumentos muy precisos que se calibran frente un patrón primario.

Los estándares secundarios se usan para calibrar los *instrumentos de referencia* de los distintos centros, a partir de los cuales se derivan todas las medidas llevadas a cabo en el centro con los *instrumentos de campo*, utilizados en las medidas de control rutinarias.

Para llevar a cabo la calibración de las cámaras de ionización se establecen las *condiciones de referencia*, es decir, se fijan los valores de las diferentes magnitudes de influencia en la medida, como la disposición geométrica, el tamaño de campo, la energía del campo, el material y las dimensiones del maniquí así como la temperatura, presión y humedad relativa.

Una descripción pormenorizada de estas condiciones de referencia puede encontrarse en el propio código [20]. Solo reseñaremos aquí que el tamaño del campo de calibración es de 10 × 10 cm<sup>2</sup>.

La dosis absorbida en agua  $D_{w,Q_0}$  a una profundidad  $z_{ref}$  y para una calidad

de haz  $Q_0$  viene dada por:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (2.1)$$

donde  $M_{Q_0}$  es la lectura del electrómetro conectado a la cámara de ionización y  $N_{D,w,Q_0}$  el *factor de calibración* en términos de dosis absorbida en agua, obtenido en el laboratorio de calibración.  $Q_0$  se refiere a la calidad del haz, que está relacionada con el espectro de energía del haz y se explicará en detalle en el siguiente epígrafe.

Este código de práctica no considera la medida de la dosis absorbida en campos pequeños. Los factores de calibración, obtenidos en campos de tamaño estándar, no pueden ser usados cuando se llevan a cabo medidas en campos pequeños, ya que no se alcanza el equilibrio electrónico lateral, que es una de las condiciones establecidas para poder hacer medidas de la dosis con la cámara de ionización. Además en los campos pequeños se generan grandes gradientes de dosis, por lo que la dosis no presenta una distribución uniforme en el volumen de la cámara de ionización.

En algunos dispositivos como la Gamma Knife, el CyberKnife o los dispositivos de Tomoterapia, las condiciones de referencia no pueden ser alcanzadas, en lo que se refiere al tamaño de campo y a las distancias [22, 23, 24].

Actualmente, no existen códigos de práctica para la medida de la dosis en campos alejados de las condiciones de referencia, como es el caso de los campos pequeños. En este sentido, la IAEA y la AAPM han aunado esfuerzos para elaborar un nuevo formalismo que permita llevar a cabo medidas de la dosis en condiciones diferentes a las de referencia [25]. Este formalismo podría servir como base para el desarrollo de un nuevo protocolo que incluya distintos tipos de campos. Recientemente, se han llevado a cabo un gran número de trabajos basados en este formalismo [26, 27, 24, 28, 29, 30], pero en el momento actual no está lo suficientemente desarrollado para ser implantado en los centros.

Antes de seguir avanzando, se ha considerado necesario explicar que se entiende por índice de la calidad del haz y su importancia en la medida de la dosis absorbida.



### 2.2.3. Índices de la calidad del haz

En los protocolos dosimétricos se establece que la calibración se lleve a cabo con haces de una determinada energía. Para obtener la dosis absorbida en haces de fotones con espectros energéticos diferentes al de calibración, es preciso introducir un factor de corrección  $k_{Q,Q_0}$ , que tenga en cuenta estas diferencias:

$$D_{w,Q} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.2)$$

El factor de calibración que relaciona la lectura del electrómetro con la dosis en agua incluye un factor que relaciona los poderes de frenado másicos del agua y del aire, promediados sobre el espectro de energía del haz de radiación  $(\bar{S}/\rho)_{agua,aire}$ . Los poderes de frenado másicos dan cuenta de la energía por unidad de longitud que deposita una partícula cargada al desplazarse en un medio. El factor  $k_{Q,Q_0}$  se introduce para tener en cuenta cómo varía la relación de los poderes de frenado másicos en ambos medios con la energía del haz.

Según lo establecido en el protocolo TRS-398 [20], la calibración de las cámaras de ionización se lleva a cabo utilizando un haz de  $^{60}\text{Co}$ , que tiene un espectro monoenergético de 1,25 MeV. En cambio, los haces de fotones de los aceleradores lineales tienen un espectro continuo de energía, ya que se generan por el choque de un haz de electrones acelerados contra un blanco. Estos espectros de energía no se pueden medir de manera directa, por lo que resulta necesario utilizar alguna magnitud física que sirva para caracterizar el espectro energético, lo que se conoce como *índice de la calidad del haz*. En Radioterapia se usan distintas magnitudes como índices de la calidad del haz.

Para obtener la dosis absorbida en haces de diferentes energías, es necesario conocer cómo varía el factor  $k_{Q,Q_0}$  con la energía del haz, por lo que se obtendrá este factor en función del índice de la calidad del haz que se haya elegido. El factor  $k_{Q,Q_0}$  no es universal, sino que depende del modelo de cámara de ionización que se haya usado.

Para caracterizar la energía del haz en aplicaciones clínicas se suele usar la *energía nominal*, que es el potencial de aceleración del haz de electrones primarios y se expresa en MV. La energía nominal del haz viene dada por el fabricante, pero en la práctica no se conoce con precisión.

La energía nominal no puede ser usada como índice de la calidad del haz, ya

que el espectro del haz de fotones no solo depende del potencial de aceleración, sino también de las características constructivas de la cabeza del acelerador, principalmente del filtro aplanador. Se ha observado que el uso exclusivo de la energía nominal como índice de la calidad del haz puede dar lugar a variaciones en los poderes de frenado másicos hasta del 1.5 % [31].

Como el espectro energético de un haz está relacionado con su poder de penetración, los distintos índices de la calidad del haz que se han utilizado suelen estar relacionados con el poder de penetración del haz.

La primera iniciativa en este sentido partió de la *Nordic Association of Clinical Physicists (NACP)*. Esta institución fue la primera en usar la relación entre las lecturas de la cámara de ionización a dos profundidades como índice de la calidad del haz [32]. Este formalismo fue mejorado en el protocolo TG-21 de la AAPM [33], en el que los poderes de frenado másico comenzaron a representarse gráficamente en función de la relación entre las lecturas de la cámara de ionización a dos profundidades.

En la actualidad se siguen utilizando distintas magnitudes relacionadas con el poder de penetración para caracterizar el haz desde el punto de vista energético. Pero no existe un único índice que funcione satisfactoriamente para todo el rango de energías empleadas en Radioterapia y para todos los aceleradores que se usan en los centros y en los laboratorios de calibración [34].

A continuación, se hablará de los índices de calidad usados en los protocolos dosimétricos TRS-398 [20] y TG-51 [21] y se analizarán las ventajas e inconvenientes de cada uno de ellos.

### $TPR_{10}^{20}$

Es la magnitud usada en el protocolo TRS-398 [20] para especificar la calidad de los haces. Se define como la relación entre las dosis absorbidas a las profundidades de 20 y 10 cm en un maniquí de agua, obtenidas con una distancia fuente - cámara de 100 cm y un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en el plano de la cámara.

Se observa una buena correlación entre los poderes de frenado másico y  $TPR_{10}^{20}$  para una gran variedad de haces utilizados en Radioterapia. La curva que relaciona ambas magnitudes es casi universal [31].

Los valores de  $TPR_{10}^{20}$  varían entre 0,5 y 0,7 para el rango de energías empleado en Radioterapia, por lo que los poderes de frenado máxicos y los factores de calibración varían muy lentamente con la energía del haz.

Esta característica puede ser interpretada como una limitación, argumentando que haces con calidades muy diferentes pueden dar lugar a factores de calibración muy similares. También puede ser considerada una ventaja, ya que la respuesta de la cámara es muy similar en el laboratorio de calibración y en los centros [34].

El principal inconveniente del  $TPR_{10}^{20}$  es que no proporciona estimaciones precisas de los poderes de frenado máxicos en haces de alta energía generados en aceleradores no convencionales o que no sean de uso clínico [35]. Este tipo de aceleradores suelen usarse en los laboratorios de calibración, ya que se trata de dispositivos flexibles y estables y que ofrecen un amplio rango de energías.

$\%dd(10)_x$

Es la magnitud usada para evaluar la calidad del haz en el protocolo TG-51 [21]. Este índice se define como el valor de la dosis absorbida a 10 cm de profundidad, normalizada a la profundidad del máximo, obtenida con una distancia fuente - superficie de 100 cm y un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en la superficie del maniquí. El subíndice x indica que la medida debe llevarse a cabo en un haz de fotones "puro", es decir, que no tenga contaminación electrónica.

Es preciso usar un haz de fotones sin contaminación electrónica, ya que todas las medidas realizadas manteniendo la distancia fuente - superficie constante están afectadas por la contaminación electrónica, de manera que espectros de fotones idénticos dan lugar a índices de calidad muy diferentes.

No existen haces de fotones "puros", es decir, libres de contaminación electrónica, por lo que este índice no puede ser obtenido de manera directa. Se precisa hacer una serie de cálculos y aproximaciones, lo que aumenta la incertidumbre de la dosis absorbida [34].

En la práctica, se considera despreciable la contaminación electrónica para energías por debajo de 10 MV, por lo que  $\%dd(10)$  se toma como índice de la calidad del haz. Para energías superiores a este valor, la contaminación electrónica afecta significativamente a la dosis a la profundidad del máximo y  $\%dd(10)$  se reduce de forma considerable. Por lo que es preciso interponer una lámina de

plomo de 1 cm de grosor a la salida del acelerador para reducir la contaminación. La propia lámina también produce contaminación electrónica, por lo que  $\%dd(10)_{Pb}$  debe ser corregida para obtener  $\%dd(10)_x$ .

Este procedimiento ha sido cuestionado argumentando que puede suceder que el usuario no distinga con claridad cuando es necesario el uso del filtro. También se ha puesto en tela de juicio el uso del plomo para fabricar el filtro, así como su colocación y sus consecuencias en la posición del máximo [34].

Este índice presenta una serie de ventajas. Tiene una relación lineal con los poderes de frenado máxicos en todo el rango de energías de los haces de uso clínico, e incluso aquellos no lo son [36]. Por lo que puede ser usado para evaluar la calidad de los haces generados en aceleradores clínicos y en aceleradores no convencionales.

Además, los valores de los factores de corrección con la energía obtenidos en función de  $\%dd(10)_x$  son independientes del laboratorio de calibración en que se hayan obtenido, mientras que se observan variaciones entre diferentes laboratorios de calibración cuando se emplea  $TPR_{10}^{20}$  [35].

Una vez analizados los distintos índices de la calidad del haz, se pasará a describir las funciones que se incluyen dentro de la dosimetría física.

#### 2.2.4. Dosimetría física

La *dosimetría física* se encarga de obtener las funciones que relacionan las dosis medidas en las condiciones de referencia, establecidas en los protocolos dosimétricos, con las dosis en otras configuraciones, más próximas a las utilizadas en un tratamiento real.

Para conocer las dosis absorbidas a profundidades diferentes a la de referencia, se usan los *desarrollos en profundidad*, que se obtienen midiendo las dosis absorbidas a distintas profundidades en el eje del haz para un determinado tamaño de campo. Cuando un haz penetra en un medio material, la dosis aumenta hasta alcanzar un máximo y después decrece de manera aproximadamente exponencial. Para representar gráficamente los desarrollos en profundidad, las dosis absorbidas suelen normalizarse con respecto a la dosis a la profundidad del máximo. Los desarrollos en profundidad pueden obtenerse utilizando diferentes configuraciones

geométricas.

El *Percentage Depth Dose (PDD)* se obtiene empleando la configuración *SSD (Source Surface Distance)*, es decir, se mantiene constante la distancia fuente - superficie variando la profundidad a la que se encuentra el detector. El tamaño del campo se fija en la superficie del maniquí. Estos desarrollos pueden obtenerse fácilmente en un maniquí de agua, empleando los sistemas servocontrolados que permiten desplazar la cámara de ionización con gran precisión.

El *Tissue-Phantom Ratio (TPR)* se obtiene empleando una configuración *SAD (Source Axis Distance)*, es decir, manteniendo constante la distancia fuente - detector y variando la distancia fuente - superficie para modificar la profundidad a la que se encuentra el detector. El tamaño de campo se fija a la profundidad del detector, tal como sucede en los tratamientos.

Cuando se quiere conocer la dosis absorbida en puntos alejados del eje del haz se usan los *perfiles de los haces* u *Off-Axis Ratio (OAR)*. Estas funciones relacionan las dosis en el eje del haz con las dosis en puntos alejados del eje del haz, para un determinado tamaño de campo.

Por último, para obtener las dosis absorbidas con campos de diferente tamaño al establecido en las condiciones de referencia, se usa el *factor de dispersión total* u *Output Factor (OF)*. Esta función da cuenta de las diferentes contribuciones de la radiación dispersada al variar el tamaño de campo.

Para obtener los factores de dispersión para campos pequeños no se pueden usar las cámaras de ionización calibradas y es preciso utilizar otros detectores. La práctica más habitual es usar distintos detectores, verificando la coherencia entre las medidas de todos ellos. En el caso de algunos dispositivos, como la Gamma Knife o el Cyberknife, la obtención de los factores de dispersión es muy compleja [37, 38, 39], ya que ni siquiera se puede medir la dosis absorbida en condiciones de referencia.

Las funciones obtenidas por medio de la dosimetría física se introducen en los planificadores para calcular las distribuciones de dosis en los tratamientos mediante la dosimetría clínica.

### 2.2.5. Dosimetría clínica

El cálculo de las distribuciones de dosis que se van a aplicar en cada tratamiento, de acuerdo con la prescripción del médico radioterapeuta, se conocen como *dosimetría clínica*. Este proceso se lleva a cabo en los *sistemas de planificación*, utilizando los valores de las funciones que se han obtenido mediante la dosimetría física.

El resultado del proceso de planificación es un *informe final*, donde se detallan todos los parámetros geométricos y dosimétricos relativos al tratamiento. Antes de llevar a cabo el tratamiento es preciso realizar una serie de comprobaciones dosimétricas. En el caso de algunas técnicas complejas como la IMRT, estas comprobaciones requieren el uso de detectores que proporcionen distribuciones de dosis en dos o tres dimensiones, como las películas, las matrices de detectores o el gel dosimétrico.

De todo lo expuesto acerca de la dosis absorbida y su importancia en los tratamientos de Radioterapia, se deduce la necesidad de establecer mecanismos que garanticen que las dosis absorbidas se encuentren dentro del intervalo de tolerancia establecido por la ICRU y que su medida se lleve a cabo siguiendo el formalismo que se especifica en los protocolos dosimétricos. Esta función es desempeñada en los centros por los sistemas de control de calidad.

## 2.3. Control de calidad en Radioterapia

Antes de comenzar a describir los sistemas de control de calidad en Radioterapia, es preciso comprender primero que se entiende por calidad en Radioterapia. Para ello, hay que tener partir del principio de que cada paciente de cáncer tiene derecho a recibir el mejor tratamiento posible para alcanzar la cura, el control a largo plazo o la paliación. Por tanto, la *calidad en Radioterapia* puede entenderse como el conjunto de características del proceso de Radioterapia, que repercuten en su capacidad para satisfacer las necesidades declaradas o implícitas del paciente.

Con el objetivo de satisfacer estas necesidades, se establecen los *programas de control de calidad*, entendiendo como tales el conjunto de acciones planificadas y sistemáticas que son necesarias para ofrecer suficiente confianza en que un sistema

funcionará satisfactoriamente con arreglo a las normas aprobadas.

Concretamente, los *programas de control de calidad en Radioterapia* se centran fundamentalmente en garantizar la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano y la exposición mínima del personal, así como las verificaciones para la determinación del resultado del tratamiento. Estos programas tienen, entre otros objetivos, establecer la magnitud de las desviaciones que se consideran aceptables, investigar las causas de las desviaciones de gran magnitud que se hayan detectado y desarrollar mecanismos para la corrección y prevención de estas desviaciones [40].

En nuestro país existe el *Real Decreto 1566/1998*, de 17 de Julio, por el se establecen los criterios de calidad en Radioterapia [41]. Este Real Decreto obliga a todos los centros con unidades de Radioterapia a disponer de un programa de control de calidad que debe aplicarse en todas las fases del proceso radioterápico.

Los programas de control de calidad se materializan en los *sistemas de control de calidad* que se encuentran implantados en los centros. Estos sistemas incluyen la programación, coordinación y aplicación de actividades destinadas a mantener y mejorar la calidad en cada centro. En el sistema de control de calidad quedan detalladas las pruebas, los criterios de acción, la documentación requerida y la especificación detallada de las personas responsables de cada acción.

Estos sistemas de control de calidad están basados en las recomendaciones de instituciones de probado prestigio en el campo de las radiaciones ionizantes. En el ámbito internacional, la *Agencia Internacional de la Energía Atómica (IAEA)* publicó en el año 2000 un protocolo de calidad en Radioterapia [42], que puede servir como guía para elaborar los programas de control de calidad en los centros.

Otras instituciones de prestigio en el campo, como la *American Association of Physicist in Medicine (AAPM)* o la *American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO)* en el norte de América o la *European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO)* en Europa cuentan también con gran cantidad de publicaciones y recomendaciones relacionadas con la de calidad en Radioterapia, así como con la protección radiológica de pacientes, usuarios y público en general.

Una vez descritos los aspectos básicos relacionados con la calidad, se hará un

análisis de como han ido evolucionando los sistemas de control de calidad a lo largo del tiempo, así como se ha llevado a cabo la implantación de este tipo de sistemas en nuestro país de acuerdo con la legislación vigente. Para terminar se hará un breve revisión de los aspectos específicos de los controles de calidad en Radiocirugía e IMRT.

### **Evolución de los controles de calidad en Radioterapia**

Desde el comienzo de las aplicaciones clínicas de las radiaciones ionizantes, se comenzaron a tomar medidas que tenían como objetivo la protección radiológica de los pacientes, los técnicos y los radioterapeutas. Al irse desarrollando las distintas técnicas y dispositivos de irradiación, los objetivos de los controles de calidad se fueron ampliando e incluso el propio concepto de control de calidad fue evolucionando a la par que cambiaban los demás aspectos de la Radioterapia [43].

En las últimas décadas, el rápido desarrollo de los sistemas de imagen ha propiciado una mejora en los procedimientos de diagnóstico. Ésta se ha visto reflejada en el campo de Radioterapia, con la aparición nuevos sistemas de planificación, dispositivos de irradiación y técnicas de tratamiento cada vez más complejas, que se han implantado rápidamente. La planificación de los tratamientos se lleva a cabo con programas de ordenador cada vez más complejos, lo que requiere el establecimiento de programas de verificación que garanticen la fiabilidad y exactitud de los mismos.

El aumento de la complejidad de los dispositivos y técnicas no solo ha modificado los procedimientos que se llevan a cabo en los controles de calidad, sino que ha afectado a la filosofía de dichos controles.

En un principio, la calidad estaba enfocada al control del funcionamiento de los dispositivos, por medio de la evaluación y mantenimiento de una serie de parámetros físicos dentro de los niveles de tolerancia establecidos.

La tendencia actual tiene un enfoque más global, ya que pretende evaluar el procedimiento completo. Para ello, se parte una descripción cronológica de las fases del proceso, evaluando los posibles errores y desviaciones que se puedan producir en cada una de ellas y sus consecuencias en el resultado final. Partiendo de este análisis, se procede a evaluar el proceso en su conjunto [44].



A pesar de la paulatina evolución que han sufrido los controles de calidad en Radioterapia, en la actualidad este tema sigue siendo objeto de debate entre los profesionales del campo. La revisión de los procedimientos de los sistemas de control de calidad ha generado una discusión acerca de aquellos que deben ser suprimidos y sobre la introducción de nuevos procedimientos [45]. Sin embargo, se muestran de acuerdo en que una formación adecuada del personal es una condición imprescindible para mejorar la calidad.

En el momento actual la calidad en Radioterapia sigue siendo objeto de una gran atención e interés y sigue suscitando una cierta polémica en la opinión pública. Una muestra de ello son una serie de artículos que fueron publicados el New York Times en enero de 2010 [46], donde se describían una serie de accidentes en Radioterapia, en los que algunos pacientes perdieron su vida o quedaron gravemente perjudicados. En respuesta a lo cual, se celebró en junio de 2010 una reunión bajo los auspicios la AAPM y la ASTRO, con el objetivo de elaborar una serie de recomendaciones para mejorar la seguridad de los pacientes en los tratamientos de Radioterapia [47].

De todo lo expuesto, se deduce que los sistemas de control de calidad en Radioterapia deben seguir evolucionando a la par que las técnicas y dispositivos y que la garantía de calidad debe ser objeto de revisión y reflexión constante [40, 48, 49, 50].

### **Implantación de los sistemas de control de calidad en España: legislación vigente**

La primera iniciativa en España en torno a los controles de calidad en las aplicaciones clínicas de las radiaciones ionizantes tuvo lugar en 1990. En ese año se publicó el *Real Decreto 1132/1990*, de 14 de Septiembre donde se establecieron las medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos [51].

En este decreto quedó establecido que la protección radiológica del paciente pasaba por la implantación de unos criterios de calidad claros y definidos y de un control estricto del cumplimiento de los mismos. Además se estableció la obligatoriedad de que las instalaciones radiológicas fueran objeto de vigilancia estricta.

En el ámbito europeo se publicó en 1997 la *Directiva Europea 97/43/EURATOM* del Consejo de 30 de junio de 1997 relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas [52]. En ella, se establecieron los principios fundamentales de la garantía de calidad en todo el ámbito de la Unión Europea.

En esta directiva, se estableció la obligatoriedad de la implantación de los programas de control de calidad en los centros y la intervención de un experto en Física Médica para su puesta en marcha.

Posteriormente, los países miembros de la Unión Europea desarrollaron su propia legislación a partir de los principios establecidos en esta Directiva. En España se publicaron reales decretos relativos a los criterios de calidad en Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear y Radioterapia.

En el *Real Decreto 1566/1998* de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia [41]. Basándose en la directiva europea, se concretaron los elementos que debía contener un sistema de control de calidad: objetivos, procedimientos, recursos, pruebas y evaluación. En este decreto se reiteraba además la obligatoriedad del establecimiento de este tipo de sistemas en los centros.

Entre los objetivos de estos sistemas de control de calidad, se encontraba el mantenimiento de las características físicas de los haces dentro de los límites de tolerancia establecidos. De esta manera, se garantizaba que las dosis absorbidas por los pacientes fueran las adecuadas en cada situación clínica y se correspondieran con la prescripción y planificación del tratamiento, evitando en la medida de lo posible la exposición de los tejidos sanos a la radiación.

Al final de dicho decreto, se recomendaba la implantación progresiva de los programas de control de calidad y se fijaba como fecha límite para su establecimiento definitivo Mayo de 2000. Este proceso no estuvo exento de dificultades, relacionadas principalmente con los recursos materiales y humanos, la organización y la formación de personal especializado [53, 54, 55].

### **Controles de calidad en Radiocirugía**

Como esta técnica se viene llevando a cabo desde hace mucho tiempo, existen un gran número de guías y recomendaciones en relación a la misma. Tómese

como ejemplo la publicada por la AAPM [56], que abarca todos los aspectos relacionados con la Radiocirugía, incluyendo los relacionados con los controles de calidad.

Recientemente, se han comenzado a utilizar los sistemas guiados por imagen, por lo que se requiere la elaboración de nuevas guías para la realización de los controles de calidad en este tipo de dispositivos.

Los controles de calidad en Radiocirugía enfocan su atención básicamente en dos aspectos, los sistemas de imagen y la medida de la dosis absorbida. La evaluación inicial de la precisión en el registro de las imágenes y el análisis de las causas de la distorsión constituyen una parte fundamental de los programas de control de calidad. Por su importancia para este trabajo, las dificultades en la medida de la dosis absorbida en Radiocirugía se describirán en un epígrafe posterior.

### Controles de calidad en IMRT

Los controles de calidad en IMRT plantean una serie de retos, debido a la complejidad de este tipo de técnicas y su rápida implantación en los últimos diez años. Para dar respuesta a las cuestiones que se plantean en relación a los controles de calidad en IMRT, han aparecido un gran número de publicaciones. Tómese como ejemplo la guía que ha sido publicada recientemente por la *American Society for Radiation Oncology (ASTRO)* [57].

Los controles de calidad en IMRT se centran principalmente en tres aspectos: los sistemas de planificación, los sistemas de irradiación y las comprobaciones dosimétricas previas a cada tratamiento.

En IMRT los controles de calidad presentan una serie de peculiaridades en relación a otro tipo de técnicas, que trataremos de resumir a continuación.

Desde el punto de vista dosimétrico, los niveles de exigencia en IMRT son mucho mayores que en otro tipo de técnicas, ya que cada campo de tratamiento está formado por una serie de segmentos de pequeño tamaño y formas irregulares. Por lo que pequeñas variaciones en cada campo pueden sumarse para producir variaciones significativas en el resultado final.

Además las comprobaciones dosimétricas en IMRT tienen una especial rele-

vancia, ya que en este tipo de técnicas, el número de Unidades Monitor requeridas para generar una determinada distribución de dosis es impredecible a partir de la dosis en el blanco y la geometría del paciente. Por tanto, no es posible evaluar si el número de Unidades Monitor es correcto, basándose únicamente en el conocimiento y la experiencia profesional, como sucede con técnicas de administración de tratamientos más sencillas. Se precisa algún mecanismo de validación independiente, como la medida de la dosis en un maniquí y/o algún programa de cálculo redundante, diferente al utilizado por el sistema de planificación habitual para el cálculo de la dosis absorbida.

Por último, como un tratamiento en IMRT es un proceso dinámico en el que se usan un gran número de campos, es preciso medir la dosis total por medio de dosímetros integradores.

A pesar del desarrollo y evolución de este tipo de controles y de su implantación obligatoria en los centros, a veces se producen desviaciones en el funcionamiento que no pueden ser detectadas por los mismos. Por ello, las auditorías de calidad llevadas a cabo de manera externa constituyen una herramienta muy útil para detectar posibles desviaciones en los cálculos y datos dosimétricos.

### 2.3.1. Auditorías externas

La necesidad de llevar a cabo auditorías externas en Radioterapia se detectó de manera temprana, cuando los sistemas de control de calidad estaban comenzando a desarrollarse. En los años 70 se realizaron una serie de cuestionarios e inspecciones en los centros de Radioterapia y se observó que un tercio de estos centros no disponía de material dosimétrico apropiado o si disponían de él, no estaba correctamente calibrado. Solo una pequeña fracción de los centros tenía acceso a laboratorios de dosimetría para llevar a cabo la calibración de sus instrumentos [58]. Los resultados de este estudio dieron lugar a la puesta en marcha del primer sistema de auditoría a gran escala, auspiciado por la *Agencia Internacional de la Energía Atómica y la Organización Mundial de la Salud (IAEA/WHO)*.

Desde entonces, los sistemas de control de calidad han mejorado de manera notable y los protocolos dosimétricos se encuentran implantados en un gran número de países. Pero en la actualidad se siguen detectando muchas deficiencias y no solamente en los países en vías de desarrollo. Tómese como ejemplo el caso de

Grecia, en el que se llevaron a cabo una serie de auditorías externas entre los años 2002 y 2006, en las cuales se detectaron algunos centros que no seguían ningún protocolo en la medida de la dosis o cuyos instrumentos no estaban debidamente calibrados [59].

Además, se tiene constancia de que en países desarrollados han tenido lugar recientemente incidentes y accidentes relacionados con la dosis impartida, algunos con graves consecuencias [60, 61, 62]. Una muestra de ello son los artículos publicados en el New York Times en Enero de 2010 en relación a una serie de accidentes que se habían producido [46]. En respuesta a este tipo de incidentes y accidentes, la AAPM y la ASTRO dieron una serie de recomendaciones para mejorar la calidad en Radioterapia [47], entre las que destacaba la realización de auditorías externas de manera periódica en los centros.

De lo expuesto deducimos que se pueden producir errores o desviaciones en el funcionamiento que no son detectadas por los sistemas de control de calidad. Por lo que las auditorías externas siguen jugando un papel fundamental para detectar este tipo de desviaciones y mantener la calidad en niveles aceptables.

Una *auditoría de calidad* tiene como objetivo el análisis y evaluación sistemáticos de una parte o la totalidad del sistema del control de calidad, para determinar si las actividades y resultados del mismo satisfacen los objetivos para los que se creó. Una auditoría nunca puede sustituir al sistema de control de calidad, sino que su cometido se centra en detectar las necesidades del mismo.

Su principal característica es que se llevan a cabo de manera *externa*, es decir, las realizan otras organizaciones o instituciones, en coordinación con el responsable del sistema de control de calidad y sin alterar el funcionamiento del servicio correspondiente. Además deben utilizar una metodología y unos instrumentos de medición diferentes a los que se usan en el centro.

Los resultados de la auditoría deben presentarse en un *informe* escrito que incluya la comparación con los datos de la institución, los criterios de aceptabilidad y las recomendaciones para corregir errores. Esta información es confidencial y no tiene carácter punitivo. Si se detectan discrepancias importantes durante el proceso, la auditoría deberá prolongarse para asegurar que el error no es generalizado, conocer sus causas y establecer las medidas correctoras pertinentes.

Según los aspectos que pretendan abarcar, se puede distinguir dos tipos de

auditorías. Las *auditorías comprensivas* evalúan el proceso completo, incluyendo aspectos como la organización, la infraestructura y los recursos materiales y humanos. Una guía de como llevar a cabo este tipo de auditorías fue publicada por la IAEA en 2007 [63], en respuesta a las solicitudes de los países en vías de desarrollo.

Las *auditorías parciales* se centran sólo en alguno de los aspectos del control de calidad. Las auditorías dosimétricas son un tipo de auditorías parciales, que se encargan de evaluar los datos dosimétricos que se emplean para llevar a cabo los tratamientos. Dentro de las auditorías dosimétricas, nos centraremos en las auditorías postales, objeto de este trabajo.

### 2.3.2. Sistemas de auditoría postal

Las *auditorías postales* son un tipo de auditorías dosimétricas en las que se envían por vía postal dosímetros a los centros auditados para que sean irradiados en unas condiciones previamente establecidas. Después de la irradiación, los dosímetros son devueltos al centro auditor para poder evaluar la dosis absorbida.

Las auditorías postales permiten una determinación independiente de la dosis con un sistema dosimétrico diferente al usado para la calibración del equipo. Este tipo de auditorías constituyen un sistema eficaz para evaluar la dosis absorbida en un gran número de centros y evitan el desplazamiento de los técnicos, abaratando el coste económico. Este punto resulta de vital importancia en programas internacionales donde participan multitud de centros separados por grandes distancias geográficas.

Este tipo de sistemas ha probado ampliamente su eficacia, ya que ha quedado demostrado que aquellos centros que participan regularmente en auditorías postales, alcanzan y mantienen un nivel aceptable en su dosimetría [64, 65].

La mayor parte de los sistemas postales que se han puesto en funcionamiento emplean dosímetros termoluminiscentes [17, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70]. Recientemente ha comenzado a generalizarse el uso de dosímetros radiofotoluminiscentes en auditorías postales [71, 72]. También existen sistemas postales que han utilizado otros detectores como alanina, películas y gel dosimétrico [73, 74, 75, 76].

En un principio, los sistemas postales llevaban a cabo medidas de la dosis

absorbida en condiciones próximas a las de referencia [17, 64, 65, 66, 67, 69]. Su objetivo era detectar errores en los factores de calibración, en la determinación de las distancias, en los procedimientos de cálculo o en la aplicación de los protocolos.

Posteriormente, en los sistemas postales comenzaron a llevarse a cabo medidas de la dosis absorbida en condiciones alejadas de las de referencia, más próximas a las de un tratamiento real [70]. Los dosímetros eran irradiados con campos de formas complejas o en puntos alejados del eje del campo. Además, al comenzar a generalizarse los tratamientos de IMRT, se han puesto en marcha sistemas de intercomparación postal que evalúan la dosis absorbida en un tratamiento de IMRT, utilizando maniquís antropomórficos [73, 76]. Pero hasta el momento no se ha desarrollado ningún sistema postal que lleve a cabo verificaciones dosimétricas en campos pequeños.

Muchas organizaciones nacionales e internacionales han puesto en marcha sistemas de auditoría postal. Pero existen tres grandes redes, que han ofrecido la posibilidad de llevar a cabo auditorías postales a un gran número de centros y que han servido como modelo para otros sistemas postales de ámbito local.

En el ámbito internacional, el sistema de intercomparación de la *IAEA/WHO* lleva a cabo auditorías postales por todo el mundo. El sistema *EQUAL (ESTRO Quality Assurance Network)* opera en el ámbito europeo. El sistema postal del *Radiological Physics Center (RCP)* en Estados Unidos presta este servicio en el norte de América. A continuación se describen las principales características de estos tres sistemas.

### **Sistema de auditoría postal de la IAEA/WHO**

Este sistema se pone en marcha 1965, a raíz del estudio realizado por la IAEA, en el que se pusieron de manifiesto las carencias de muchos centros en relación al material dosimétrico y al estado de calibración del mismo [58]. Este sistema se estableció con el objetivo de mejorar la precisión y consistencia de la dosimetría clínica en los centros alrededor del mundo.

Primero se puso en funcionamiento un sistema de auditoría postal con dosímetros termoluminiscentes para Teleterapia con  $^{60}\text{Co}$  [58], que después se amplió a la Radioterapia con rayos X [66]. Estos programas llevaban a cabo comprobaciones dosimétricas en condiciones próximas a las de referencia. Al comienzo partici-

paban en el programa países desarrollados y en vías de desarrollo, pero en la actualidad está principalmente enfocado a los países en vías de desarrollo [77].

Posteriormente, el sistema ha ampliado su campo de acción, evaluando la dosis absorbida en condiciones alejadas de las de referencia [68]. En la actualidad, uno de los objetivos del programa es verificar el correcto funcionamiento de los sistemas de planificación, empleando maniquís más complejos y otro tipo de detectores [78].

## **EQUAL**

Siguiendo la línea de trabajo de la IAEA, se desarrollaron en el ámbito europeo distintas iniciativas para mejorar la calidad en Radioterapia. Estas iniciativas estaban enfocadas hacia la medida de la dosis en condiciones de referencia y al control de la calidad de los haces [17, 67].

Estas iniciativas cristalizan en 1996 con el nacimiento de *EQUAL (ESTRO QUALity assurance network)*, que integraba estos programas en la estructura de ESTRO. El sistema de auditoría postal con dosímetros termoluminiscentes empieza a funcionar en 1998 [64], estableciendo acuerdos con la IAEA para desarrollar procedimientos y reglas de aplicación comunes en las auditorías de calidad.

EQUAL comienza llevando a cabo medidas de la dosis en condiciones de referencia, para posteriormente realizar comprobaciones dosimétricas en puntos alejados del eje, variando la apertura del colimador y en campos configurados con colimadores multiláminas.

Entre los objetivos del programa se encuentran detectar errores en la calibración de los haces, en las distribuciones de dosis introducidas en los planificadores y en los algoritmos de cálculo.

## **Sistema de auditoría postal del RCP**

El *Radiological Physics Center (RCP)* fue fundado en 1968 para llevar a cabo medidas de la dosis absorbida en el contexto de los controles de calidad realizados por el National Cancer Institute (NCI) en Estados Unidos.

Este centro estableció su sistema de intercompación postal con dosímetros termoluminiscentes para haces de fotones y electrones en 1977 y 1982, respecti-



vamente. Su objetivo fundamental era comprobar el estado de calibración de los dispositivos de irradiación [69].

Posteriormente, en las auditorías postales se han incluido medidas de la dosis absorbida en maniquís antropomórficos, en condiciones próximas a las de un tratamiento de IMRT [73, 74].

La principal novedad introducida por el RCP es la sustitución de los dosímetros termoluminiscentes por dosímetros radiofotoluminiscentes u OSLD (Optical Stimulated Luminescent Dosimeters) en 2010, después de llevar a cabo algunos estudios previos [72]. Estos dosímetros son similares a los termoluminiscentes, pero son estimulados con luz visible o ultravioleta para obtener una señal proporcional a la dosis absorbida.

Este tipo de dosímetros presenta las mismas ventajas que los dosímetros termoluminiscentes, superando algunas de sus limitaciones, ya que no elimina la señal tras el proceso de lectura y son más estables frente a la temperatura.

El RCP, además, desarrolla otras actividades relacionadas con la calidad como visitas auditoras a los centros, comparación de los datos dosimétricos de los centros con sus propios estándares, evaluación de tratamientos reales para verificar la validez de los algoritmos de cálculo y revisión de los sistemas de control de calidad de los centros.

Una vez descrito el método de trabajo de las auditorías postales, se pasará a detallar las características dosimétricas de los campos pequeños, ya que el objetivo principal de este trabajo es desarrollar un sistema de auditoría postal que evalúe la dosis absorbida en campos de pequeño tamaño.

## 2.4. Dosimetría de campos pequeños

Antes de comenzar con la dosimetría de campos pequeños, es preciso definir con precisión que se entiende por campo pequeño desde el punto de vista dosimétrico.

Convencionalmente, se ha establecido que un *campos pequeño* es aquel cuyas dimensiones laterales están por debajo de 4 cm. Pero se precisa una aproximación más científica a este concepto, relacionándolo con las características del campo, del medio material y del detector.

Un campo se considera *pequeño* cuando sus dimensiones son del mismo orden de magnitud que el rango de los electrones secundarios en el medio, que la proyección de la fuente sobre el plano del detector o que el tamaño del detector [79].

Cuando un campo de radiación se propaga en un medio material genera electrones secundarios que se propagan por el medio depositando su energía por medio de excitaciones e ionizaciones. El rango o recorrido de estos electrones en un medio depende de la energía del campo y de las características de dicho medio. Se considera que un campo es pequeño cuando sus dimensiones laterales son del mismo orden de magnitud que el rango de los electrones secundarios. En ese caso no se alcanza el equilibrio electrónico lateral y las condiciones para la medida de la dosis son diferentes a las de los campos de mayor tamaño.

En un acelerador lineal o *linac* la fuente de fotones no es puntual, sino que tiene un tamaño finito. Se considera que un campo es pequeño cuando la fuente no es totalmente "visible" desde el punto de vista del detector, es decir, la proyección de la misma a través de la apertura de los distintos colimadores en el plano del detector no es completa. La penumbra geométrica del campo aumenta, por lo que la estimación de la anchura del campo a partir de los perfiles de dosis no coincide con el tamaño de campo configurado por medio de los colimadores.

Por último, se considera que un campo es pequeño cuando la dosis no presenta una distribución uniforme en el volumen del detector, sino que varía de forma apreciable para una distancia comparable a las dimensiones del detector. Por lo que el detector no proporciona una medida de la dosis en un punto, sino la integral de la dosis en su volumen.

Al disminuir el tamaño del campo, se van acentuando estos efectos, por lo que las medidas de la dosis presentan una mayor dificultad. A continuación se describirá en detalle cada uno de ellos, así como sus consecuencias en la medida de la dosis absorbida.

### 2.4.1. Dificultades dosimétricas de los campos pequeños

Las dificultades encontradas en la medida de la dosis en campo pequeños están relacionadas principalmente con la falta de equilibrio electrónico lateral, el tamaño finito de la fuente de radiación y el tamaño de los detectores empleados.

### Desequilibrio electrónico lateral

Cuando el rango de los electrones secundarios en el medio es del mismo orden de magnitud que el tamaño del campo, no se alcanza el equilibrio electrónico lateral. Para comprender las consecuencias de este efecto, se debe entender primero que papel juega el equilibrio electrónico en la medida de la dosis absorbida.

Cuando un campo de radiación se propaga en un medio material, los fotones del campo ceden energía a los electrones del medio. La energía por unidad de masa cedida por el campo de radiación se conoce como *kerma*. Los electrones secundarios generados por el campo de radiación, comienzan a moverse por el medio material y depositan su energía en otros puntos del medio. La energía por unidad de masa depositada en el medio material se conoce como *dosis absorbida*.

Si consideramos un volumen que se encuentra en el interior de un campo de radiación, se dice que existe *equilibrio electrónico* en dicho volumen, cuando, en promedio, los electrones generados por el campo en dicho volumen y dispersados fuera del mismo, son reemplazados por electrones de la misma energía generados en el exterior de dicho volumen.

Si se cumple esta condición y se desprecian las pérdidas de energía de los electrones por radiación, se puede considerar que, a efectos de balance energético, los electrones generados en el volumen por el campo de radiación depositan toda su energía en dicho volumen [80]. Por tanto se puede igualar la dosis al kerma en el volumen considerado, si se desprecian las pérdidas por radiación.

Cuando un haz de radiación penetra en un medio material, la energía depositada por el campo de radiación y por tanto, la dosis absorbida, aumenta con la profundidad hasta que se alcanza el equilibrio electrónico. Una vez alcanzado, la dosis empieza a decrecer de forma casi exponencial. Si el campo no se atenúa al penetrar en el medio la dosis se igualaría al kerma. Como el campo se atenúa, la dosis es proporcional al kerma.

De la misma forma que hemos definido el equilibrio electrónico se puede definir el equilibrio electrónico lateral, si se tienen en cuenta únicamente los desplazamientos laterales de los electrones. Se dice que se ha alcanzado el *equilibrio electrónico lateral*, cuando los electrones que salen dispersados lateralmente de un volumen son reemplazados, en promedio, por otros de la misma energía provenientes de volúmenes próximos.

En un campo de tamaño estándar, si nos movemos en la dirección perpendicular al eje del haz, encontramos una región central donde se alcanza el equilibrio electrónico lateral. Al acercarnos al borde del campo, el número de electrones dispersados lateralmente hacia el exterior del campo es mayor que los dispersados hacia el interior, es decir, algunos electrones dispersados lateralmente fuera del campo no son sustituidos por otros electrones de la misma energía. Por lo que en el borde del campo existe una región donde no se alcanza el equilibrio electrónico lateral.

Al ir reduciendo las dimensiones del campo, la región central donde se alcanza el equilibrio electrónico lateral va disminuyendo de tamaño hasta quedar reducida a la región próxima al eje del campo.

Los electrones de menor energía sufren más este efecto, ya que el ángulo de dispersión aumenta al disminuir la energía. Como consecuencia de lo anterior, el espectro de los electrones secundarios se endurece, es decir, la proporción de electrones de baja energía disminuye [81]. Este espectro no puede medirse de forma directa, por lo que este efecto ha sido investigado por medio de la simulación Monte Carlo, concluyendo que la energía media de los espectros de los electrones secundarios aumenta al disminuir el tamaño del campo y al aumentar la profundidad [82].

### **Consecuencias del desequilibrio electrónico lateral en la medida de la dosis absorbida**

La falta de equilibrio electrónico lateral y la modificación del espectro de los electrones secundarios afectan de manera significativa a la medida de la dosis absorbida con cámaras de ionización. En general, afecta a la medida de la dosis con cualquier dosímetro cuya respuesta dependa de la energía.

Para entender el efecto del desequilibrio electrónico lateral en la medida de la dosis absorbida con cámaras de ionización, se precisa comprender las bases de un proceso de calibración [83, 84].

Para medir la dosis absorbida en un medio material con una cámara de ionización, se necesita obtener previamente el factor de calibración que relaciona la dosis absorbida en dicho medio con la ionización producida en una cavidad llena de aire introducida en el medio.

Cuando la cavidad es suficientemente pequeña para que se cumplan las condiciones de la *teoría de Bragg-Gray*, es decir, para no alterar el flujo de las partículas cargadas en el medio y para que los fotones que la atraviesan no depositen la energía en su interior, entonces la relación entre la *dosis en el medio* y la *dosis en la cavidad* viene dada por:

$$D_{med} = D_{cav} \left( \frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med,cav} \quad (2.3)$$

donde  $(\bar{S}/\rho)_{med,cav}$  es la relación entre los *poderes de frenado máxicos* de ambos medios, promediados sobre los espectros de energía de los electrones secundarios.

Si además en la cavidad se alcanza el *equilibrio electrónico*, la *dosis en la cavidad*  $D_{cav}$  es proporcional al *kerma en aire*  $K_{aire}$ , ya que la cavidad está rellena de aire. Esta magnitud es proporcional a la *exposición*  $X$ , que es la carga total de los iones de un mismo signo generados por un campo de radiación ionizante en aire por unidad de masa. La relación entre ambas magnitudes viene dada por:

$$K_{aire} = X \left( \frac{W_{aire}}{e} \right) \quad (2.4)$$

donde  $W_{aire}/e$  es la energía media necesaria para crear una pareja de iones en aire y tiene un valor aproximadamente constante para un amplio rango de energías de los electrones.

Por lo tanto, cuando se cumplen ambas condiciones, teoría de Bragg-Gray y equilibrio electrónico, la lectura de la cámara de ionización es proporcional a la dosis absorbida en el medio material y la relación entre ambas magnitudes viene dada por el factor de calibración.

Al disminuir el tamaño del campo no se alcanza el equilibrio electrónico lateral. La relación entre la dosis y el kerma en la cavidad  $D/K$  disminuye, experimentando un descenso acusado para campos de dimensiones laterales por debajo de 1 cm, según ha sido observado por medio de la simulación Monte Carlo [85].

Además, la relación entre la dosis en el medio y la dosis en la cavidad  $D_{med}/D_{cav}$  también se modifica debido a la falta de equilibrio electrónico lateral, ya que los poderes de frenados máxicos están promediados sobre los espectros de energía de los electrones secundarios, que se endurecen al disminuir el tamaño del campo.

Por lo que se puede concluir que los factores de calibración obtenidos en

condiciones de referencia, usando tamaños de campo en los que se alcanza el equilibrio electrónico lateral, dejan de ser válidos para obtener la dosis absorbida cuando no se cumple esta condición.

Además la introducción de una cavidad de aire en el medio empeora el desequilibrio electrónico lateral [82]. La perturbación producida por la cámara es difícil de cuantificar, ya que los factores de corrección no solo dependen de la forma del detector y su composición, sino de la energía y el tamaño del campo [79].

El endurecimiento del espectro de los electrones secundarios afecta también a la medida de la dosis con detectores cuya respuesta depende de la energía, especialmente a aquellos detectores que no son equivalentes a tejido [82], ya que la relación entre la dosis en el medio y la dosis en el detector  $D_{med}/D_{det}$  viene dada por los poderes de frenado másicos promediados sobre el espectro de los electrones secundarios.

### **Tamaño finito de la fuente de radiación**

En un acelerador lineal de uso clínico o *linac*, el haz de fotones se genera por el choque de un haz de electrones acelerados sobre un blanco. En los haces de fotones a la salida del acelerador se distinguen dos componentes, una *componente primaria* formada por aquellos fotones que no han sufrido ninguna interacción en el interior del acelerador y una *componente dispersada* formada a partir de la interacción de la componente primaria con alguna de las estructuras de la cabeza del acelerador.

La *fente* de un acelerador se define como el conjunto de las proyecciones de los fotones primarios y dispersados en un plano perpendicular al eje del haz y situado en la posición del blanco. La fuente de fotones no es puntual, ya que las proyecciones no convergen en un solo punto sino que forman un área de tamaño finito.

El tamaño de la fuente viene dado por las dimensiones de esta área, aunque a veces se usan otros parámetros para delimitar el tamaño de la fuente como la anchura del haz de electrones primarios, el área del filtro aplanador visto desde el detector o la apertura de la parte superior del colimador primario [86].

La fuente no presenta una distribución uniforme, sino que en ella se pueden

diferenciar dos zonas, la *región focal*, más localizada e intensa y la *región extrafocal*, menos intensa y más ampliamente distribuida, que contribuye en un 10% a la energía total del campo en haces de tamaño estándar [87]. Este modelo ha sido verificado, comparando las distribuciones de dosis calculadas a partir del mismo con las obtenidas experimentalmente, observándose un buen acuerdo entre ambas [87, 88].

Cuando se configura un campo de pequeño tamaño por medio de los colimadores terciarios, la fuente deja de ser totalmente "visible" desde el punto de vista del detector, es decir, la proyección de la fuente sobre el plano del detector no es completa.

Este efecto es debido a que parte de los fotones dispersados son absorbidos en los colimadores terciarios. De hecho, la proporción de fotones dispersados que alcanzan el detector depende de la apertura de los colimadores terciarios [87, 89]. En cambio, la contribución de los fotones dispersados en los propios colimadores es despreciable [85]. La componente primaria, próxima al eje, no se ve prácticamente afectada.

Como la componente de menor energía del haz ha disminuido, el espectro de fotones se endurece. El espectro de energía de un haz de radiación no se puede medir de manera directa, por lo que este efecto ha sido estudiado por medio de la simulación Monte Carlo, observándose que la energía media del haz aumenta al disminuir el tamaño del campo [82] y que los espectros de fotones aparecen desplazados hacia energías más altas [89].

### **Consecuencias del tamaño finito de la fuente en la medida de la dosis absorbida**

La variación del espectro de fotones del haz lleva aparejada la modificación del espectro de electrones secundarios, generados por el haz en el medio material. La variación de estos espectros energéticos afecta especialmente a la medida con detectores cuya respuesta depende de la energía.

Entre ellos, se encuentran aquellos que no son equivalentes a tejido, en los que la relación entre la dosis en el medio y la dosis en el detector  $D_{med}/D_{det}$  se modifica, ya que los poderes de frenado másico están promediados sobre los espectros de energía de los electrones secundarios. La variación de estos espectros

invalida el uso de los factores de calibración obtenidos en campos de tamaño estándar.

Además cuando la proyección de la fuente sobre el plano del detector no es completa, la anchura real del campo es menor que la determinada por medio de *anchura a semialtura* o *Full Width at Half Maximum (FWHM)* [30, 79].

Como consecuencia de este efecto, se observa que el *factor de dispersión total* o *Output Factor (OF)*, presenta un descenso muy acusado para tamaños de campo por debajo de 1 cm [87, 90, 91]. Aunque este descenso puede ser atribuido en parte al tamaño del detector empleado para llevar a cabo la medida [86].

Por último, habría que considerar que la radiación retrodispersada en los colimadores terciarios puede alcanzar la cámara de ionización de control, que se encuentra en el interior del acelerador. Al aumentar la señal de esta cámara, disminuye la tasa de dosis del acelerador y la dosis absorbida en los detectores [30, 87]. La importancia de este efecto depende de la disposición de los distintos elementos en el interior de la cabeza del acelerador y debe ser cuantificado durante la puesta en marcha del mismo.

### **Tamaño del detector**

La dosis absorbida es la energía por unidad de masa depositada en un punto por el campo de radiación. Pero los detectores tienen un volumen finito, por lo que proporcionan la integral de las diferentes contribuciones a la dosis en el volumen del detector. Si la dosis presenta una distribución uniforme en el volumen del detector, su lectura es proporcional a la dosis absorbida en cualquiera de los puntos del detector. Pero si la distribución no es uniforme, su lectura será proporcional al valor medio de la dosis en el volumen del detector.

Las medidas de la dosis en campos de tamaño estándar se llevan a cabo en la región próxima al eje del haz, donde la dosis presenta una distribución uniforme. Para obtener la dosis absorbida en la zona de penumbra, donde la dosis disminuye de manera significativa en distancias muy pequeñas, se utilizan detectores que proporcionen distribuciones de dosis en dos dimensiones y se toma como referencia la dosis en la región próxima al eje del haz para calcular la dosis absorbida en la zona de la penumbra.

Al ir disminuyendo las dimensiones del campo, la región en la cual la dosis



presenta una distribución uniforme se va reduciendo de tamaño. Además la anchura de la zona de penumbra aumenta al disminuir el tamaño del campo, debido al desequilibrio electrónico lateral y a que la proyección de la fuente sobre el plano del detector no es completa. Para campos por debajo de 1 cm, la región en la cual la dosis presenta una distribución uniforme queda reducida al eje del campo [92]. Por lo que la dosis varía significativamente en distancias muy cortas, generándose grandes gradientes de dosis.

Para medir la dosis absorbida en estas condiciones, se debe disminuir el volumen del detector hasta que la distribución de la dosis sea lo más uniforme posible en dicho volumen. Las cámaras de ionización calibradas en condiciones de referencia quedan descartadas, ya que la dosis no presenta una distribución uniforme en su volumen y para campos por debajo de 1 cm, ni siquiera quedan completamente cubiertas por el campo.

Para medir la dosis absorbida campos pequeños se debe usar dosímetros de volumen suficientemente pequeño o bien detectores que proporcionen distribuciones de dosis en dos y tres dimensiones.

### **Consecuencias del tamaño del detector en la medida de la dosis absorbida**

Las mayores dificultades en la medida de la dosis absorbida en campos pequeños se producen en la zona de penumbra. Como el detector proporciona la integral de todas las contribuciones del perfil del haz en el volumen del detector, se suaviza la función a medir, de forma que se observa un ensanchamiento de la penumbra en los perfiles de los haces.

Para investigar la influencia del tamaño del detector en el ensanchamiento de la penumbra del haz, se deben usar detectores de diferentes tamaños. Pero algunos detectores no son equivalentes a tejido y la perturbación introducida por los mismos es difícil de cuantificar, por lo que la influencia del tamaño del detector en la medida de la dosis podría quedar enmascarada.

Para estudiar este efecto se han usado geles dosimétricos, que son equivalentes a tejido y sirven como maniquí y detector al mismo tiempo. Para simular el tamaño del detector, el gel se divide en pequeños volúmenes y con la medida de la dosis en cada volumen se reconstruye el perfil del haz. Al ir disminuyendo el

volumen de gel que se toma como detector, se observa que los perfiles obtenidos se van aproximando a los verdaderos perfiles [92].

La consecuencia del ensanchamiento de la penumbra de los haces en terapias convencionales es una pequeña sobrestimación de la dosis en los tejidos adyacentes. Pero en algunas técnicas de IMRT, como *step and shoot*, los campos se dividen en pequeños segmentos y las penumbras de estos segmentos se superponen en el interior del blanco. La sobrestimación de la dosis en la zona de penumbra puede dar lugar a la aparición de puntos fríos y calientes, en los cuales se observan desviaciones en la dosis absorbida hasta del 10 % [93].

Para corregir el ensanchamiento sistemático de la penumbra debido al volumen del detector se han empleado técnicas matemáticas como la deconvolución, que será descrita a continuación. En menor medida también se han usado métodos analíticos para corregir este efecto [94].

### Técnicas de deconvolución

Este tipo de técnicas matemáticas se emplean para obtener la dosis verdadera en un punto a partir de la dosis medida en dicho punto, cuando la distribución de dosis no es uniforme en el volumen del detector.

La dosis medida por un detector en un punto viene dada por la integral de la verdadera distribución de dosis multiplicada por una función que describe la respuesta espacial del detector, conocida como *núcleo de convolución*:

$$D_m(x, y, z) = \int_V D(a, b, c) K(x - a, y - b, z - c) dv \quad (2.5)$$

donde  $D_m(x, y, z)$  es la distribución de dosis medida por el detector,  $D(a, b, c)$  es la verdadera distribución de dosis y  $K(x, y, z)$  es el *núcleo de convolución*. A partir de esta integral puede obtenerse la verdadera distribución de dosis por medio de la transformada de Fourier.

No se conocen los núcleos de convolución de los detectores empleados. Además resulta difícil determinarlos experimentalmente, por lo que se suele optar por usar algún modelo matemático sencillo, como las funciones gaussianas [95, 92, 96, 94] o parabólicas [97]. A partir del modelo escogido, se ajustan los parámetros del núcleo de convolución por medio de medidas experimentales.

Una vez explicadas las dificultades dosimétricas de los campos de pequeño tamaño, se pasará a describir los diferentes detectores que se usan para medir la dosis absorbida en este tipo de campos.

### 2.4.2. Detectores empleados en campos pequeños

De lo expuesto en la sección anterior, se deduce que los detectores utilizados en la medida de la dosis en campos pequeños deben cumplir una serie de condiciones:

1. El *tamaño del detector* debe ser suficientemente pequeño para garantizar una buena resolución espacial y no empeorar el desequilibrio electrónico lateral. La disminución del tamaño del detector debe ir acompañada de un aumento en la sensibilidad del mismo, para mantener la relación señal - ruido en niveles aceptables.
2. Es recomendable que el detector sea *equivalente a tejido* y su respuesta sea *independiente de la energía*, ya que los espectros de energía de los fotones y de los electrones secundarios se modifican con el tamaño del campo, con la profundidad y con la distancia al eje del campo, debido al desequilibrio electrónico lateral y a la proyección incompleta de la fuente sobre el plano del detector.
3. Resulta fundamental una *respuesta uniforme* en todas las direcciones, ya que la distribución angular de los electrones y fotones también se modifica con la profundidad y con la distancia al eje del campo. También es interesante que la señal sea *independiente de la tasa de dosis*.
4. Para aplicaciones en que se imparte la dosis con varios haces o varios arcos, el detector debe ser *integrador*, es decir, su señal debe ser proporcional a la dosis total recibida por el detector.
5. Por cuestiones prácticas se considera muy útil que el detector tenga una *respuesta lineal* con la dosis en el rango de trabajo, para simplificar el proceso de calibración del detector.
6. En la elección del dosímetro también se tienen en cuenta otros factores como el precio o la facilidad en el manejo, especialmente si se van a utilizar en los centros de manera rutinaria.

No existe ningún detector que cumpla todas las condiciones expuestas, por lo que no existe ningún detector que pueda ser considerado estándar para campos pequeños.

Cuando se elige un detector para medir la dosis absorbida en este tipo de campos, se suele primar la resolución espacial del detector frente al resto de los condicionantes. Las señales de los detectores pueden ser corregidas si dependen de la energía, la tasa de dosis o la dirección de incidencia.

La práctica de trabajo más habitual en los centros que realizan terapias con campos pequeños es usar varios detectores diferentes para llevar a cabo la misma medida. A continuación, se compararán los resultados obtenidos y se interpretarán las diferencias entre ellos a luz de las características y limitaciones de los diferentes detectores.

También se emplea la simulación Monte Carlo como un dosímetro más, comparando los valores obtenidos con las medidas experimentales. Además de esta forma, se pueden obtener los factores de corrección que tienen en cuenta la dependencia de las señales de los detectores con la energía, la tasa de dosis o la dirección de incidencia.

Para llevar a cabo medidas de la dosis absorbida en campos pequeños se han usado diferentes tipos de detectores. A continuación se expondrán las principales características de cada uno de ellos.

### **Cámaras de ionización**

Son detectores de radiación basados en la medida de la ionización producida por el campo de radiación en una cavidad.

Cuando la cavidad está rellena de aire, se habla de *cámaras de ionización gaseosas*. Este tipo de detectores presentan una buena estabilidad, una respuesta lineal e independiente de la calidad del haz y son trazables a los estándares de calibración. Este tipo de detectores presentan algunos inconvenientes para la medida de la dosis en campos pequeños.

En primer lugar, el hecho de introducir un detector gaseoso en un maniquí equivalente a tejido empeora el desequilibrio electrónico lateral. Este efecto es independiente del volumen de detección, ya que el volumen total de la cámara

de ionización es grande en relación al tamaño del campo.

Además, la fluencia de los electrones en el eje del campo disminuye al introducir una cámara de ionización en el maniquí. Esto provoca que se produzca una menor ionización en el volumen activo, por tanto la dosis en el volumen de detección es menor que la que depositaría el campo de radiación en el mismo volumen de agua [93, 98].

Este efecto, unido al desequilibrio electrónico lateral, hace que la fluencia de partículas cargadas que atraviesan el detector no sea uniforme. Este hecho no invalida el uso de los poderes de frenado másico para relacionar la dosis en el medio y en la cavidad, pero hace necesario la introducción de factores de corrección para tenerlo en cuenta [99].

Por otra parte, hay que considerar si estos detectores ofrecen una resolución espacial suficiente para este tipo de campos, teniendo en cuenta que las cámaras de ionización gaseosas pueden fabricarse con diferentes volúmenes de detección. Las cámaras de ionización calibradas, que se utilizan para medir la dosis en condiciones de referencia, tienen un volumen de detección entre 0,1 y 1 cm<sup>3</sup>. Este tipo de instrumentos no proporcionan la resolución espacial requerida por los campos de pequeño tamaño [93, 100, 101].

Para mejorar la resolución espacial de este tipo de detectores, se fabrican *microcámaras de ionización* que tienen un volumen sensible por debajo de 0,1 cm<sup>3</sup>. Al disminuir el volumen de detección su señal es más débil, por lo que se debe comprobar que siga siendo reproducible y que la relación señal - ruido sea aceptable.

Para aumentar la señal de este tipo de instrumentos, el electrodo central se fabrica con materiales de número atómico alto, lo que provoca una sobrerrespuesta para los fotones de baja energía. Como consecuencia, se producen variaciones en la sensibilidad con el tamaño de campo y la profundidad, que deben ser tenidas en cuenta cuando se llevan a cabo medidas de la dosis en campos pequeños [102].

A pesar de haber disminuido el volumen de detección, al comparar las medidas llevadas a cabo con microcámaras de ionización con las de otros detectores se observan diferencias que es preciso corregir, utilizando las medidas con otros detectores o la simulación Monte Carlo [24, 29]. Estos factores de corrección son muy dependientes del modelo de microcámara que se haya empleado [39, 98, 103].

Las microcámaras no se pueden utilizar para medir la dosis en campos por debajo de 1 cm de lado o radio, exceptuando algunos modelos con un volumen de detección del orden de  $0,007 \text{ cm}^3$  [104, 105]. Tampoco resultan de utilidad para obtener los *factores de dispersión total* de los campos de menor tamaño de la Gamma Knife [37]. Sin embargo, se ha utilizado una microcámara de  $0.016 \text{ cm}^3$  para la calibración de la Gamma Knife Perfexion, observándose un buen acuerdo con otros detectores, como los dosímetros termoluminiscentes o las películas radiocrómicas [23].

Los *perfiles de los haces* obtenidos con microcámaras de ionización se aproximan más al verdadero valor que los obtenidos con cámaras de ionización [93], pero se observa que se sigue sobrestimando la anchura de la penumbra [89, 106, 107, 108].

Se ha investigado si las microcámaras de ionización pueden ser usadas en dosimetría absoluta [109]. En este estudio se ha observado que de 24 modelos de microcámara investigados, solo tres de ellos cumplen las condiciones para ser utilizados en dosimetría absoluta.

Para obtener distribuciones de dosis en dos dimensiones, se utilizan *matrices* formadas por cámaras de ionización. Un ejemplo de este tipo de instrumentos es MatriXX, que está formada por 1020 cámaras, dispuestas sobre un área de  $24,4 \times 24,4 \text{ cm}^2$ . Cada uno de ellas tiene un volumen de  $0,08 \text{ cm}^3$ . Este detector se ha utilizado en controles de calidad para VMAT, observándose una cierta dependencia del ángulo de incidencia, que debe ser corregida [110].

En el caso de las *cámaras de ionización líquidas*, la cavidad está rellena de un líquido dieléctrico de alta densidad, que produce una corriente de ionización trescientas veces mayor que las producidas en las cámaras de ionización gaseosa. Por lo que el volumen sensible puede disminuir, mejorando la resolución espacial. Como el líquido es prácticamente equivalente a agua, disminuye la perturbación producida al introducirlas en un maniquí equivalente a tejido. Su respuesta es isótropa.

Este tipo de cámaras han sido usadas en las medidas de la dosis en campos pequeños, obteniéndose una buena coincidencia con otros detectores, como los diodos o los detectores de diamante [37, 111].

## Diodos

Los *diodos* son detectores fabricados con materiales semiconductores, principalmente silicio. Al propagarse un campo de radiación en un material semiconductor, se generan pares electrón - hueco, que pueden ser separados mediante un campo eléctrico, produciendo una señal que puede ser cuantificada.

La energía necesaria para crear un par electrón - hueco en el silicio es 0,7 eV, mucho menor que la energía necesaria para crear una pareja de iones en aire, 33,97 eV. Además el silicio tiene una alta densidad, por lo que los diodos son detectores con una alta sensibilidad, del orden de 20 a 100 veces mayor que la de una cámara de ionización.

Esta propiedad permite fabricarlos con volúmenes de detección del orden de 0,002 cm<sup>3</sup>, por lo que ofrecen una buena resolución espacial. Presentan además una excelente reproducibilidad del orden del 0,1 % y una respuesta muy rápida, lo que permite hacer medidas en tiempo real. Como están fabricados con silicio, no son equivalentes a tejido. Su respuesta depende de la temperatura, la tasa de dosis y la energía.

Su elevado número atómico produce un aumento de la sección eficaz del efecto fotoeléctrico, por lo que estos dispositivos presentan una sobrerrespuesta a los fotones de baja energía. Se ha obtenido por simulación Monte Carlo que la diferencia entre las respuestas del agua y del silicio es del orden del 5 % [39]. Para obtener la dosis en agua, se deben calcular los factores de corrección correspondientes, observándose que estos factores son muy dependientes del modelo del detector que se utilice [30].

Su respuesta depende de la dirección de incidencia, siendo mayor en la dirección paralela al eje del diodo que en la dirección perpendicular al mismo [102, 112]. A largo plazo pueden sufrir cambios de sensibilidad debido al daño por radiación.

Al disminuir el tamaño del campo se ha observado que este tipo de detectores presentan una cierta sobrerrespuesta para campos por debajo de 1 cm [28].

Debido a su excelente resolución espacial, se han utilizado con éxito para medir los *factores de dispersión* de la Gamma Knife, el Cyberknife y aceleradores lineales utilizados en Radicirugía [8, 37, 38, 39, 112, 113, 114]. También se han usado para obtener *los perfiles de los haces* generados en los aceleradores lineales empleados en IMRT [93, 107].

Al ser su respuesta dependiente de la energía, no es recomendable su uso en la obtención de *desarrollos en profundidad*, ya que el espectro energético en campos de pequeño tamaño varía de manera significativa con la profundidad [107].

Este tipo de detectores también pueden utilizarse para dosimetría *in vivo* [115].

Hasta ahora hemos hablado de la aplicación de los diodos para medir la dosis en un punto, pero los diodos también pueden utilizarse para obtener distribuciones de dosis en dos dimensiones. Las *matrices de diodos* se fabrican sobre una pieza de silicio, empleando la misma técnica de los circuitos integrados, de manera que no existen zonas muertas entre detectores. Con este tipo de instrumentos puede obtenerse la dosis en un gran número de puntos de manera instantánea, con una resolución espacial submilimétrica. El diseño y la disposición de los detectores sobre la superficie varían de unos modelos comerciales a otros.

*DOSI* es una matriz de 128 diodos, dispuestos linealmente, con una superficie total de  $0,25 \times 32 \text{ mm}^2$ . Se ha usado para obtener la anchura de la penumbra en los *perfiles de los haces*, observándose un buen acuerdo con otros detectores como los de diamante [106, 108].

*MapCHECK* es una matriz de 445 diodos situados en una superficie de  $22 \times 22 \text{ cm}^2$ . Cuenta con dos zonas de diferente resolución espacial, con una distancia de separación entre detectores de 7 y 9 mm, respectivamente. Se usa para las comprobaciones dosimétricas previas a los tratamientos de IMRT [116, 117]. Se puede utilizar también para la medida de dosis absolutas, precisando en este caso, el empleo de factores de corrección [118].

*EPID (Electronic Portal Imaging Devices)* consta de un panel plano de detectores de silicio que puede venir montado en un brazo robotizado para ser desplegado debajo del haz en el momento que precise ser usado. En un principio se diseñó como un sistema de verificación de la posición de los pacientes y estaba integrado en algunos aceleradores lineales que se utilizaban en IMRT. En el momento actual, existen diferentes modelos de este instrumento. Se ha desarrollado un software específico para llevar a cabo comprobaciones dosimétricas en IMRT [102, 119, 120, 121, 122] y en Radioterapia Estereotáxica [123], alcanzando una resolución espacial de 5 a 10 mm.

*DMG (Dose Magnifying Glass)* es un detector de silicio formado por 128 de-



tectores, con una superficie sensible de  $20 \times 2000 \mu\text{mm}^2$ . Alcanza una resolución espacial de 0,2 mm. Se ha usado para llevar a cabo controles de calidad en Radioterapia e IMRT [124, 125] y comprobaciones dosimétricas previas a los tratamientos de IMRT [126].

### Detectores de diamante

La medida de la dosis con *detectores de diamante* está basada en los cambios temporales de su conductividad eléctrica por efecto de un campo de radiación. Este tipo de detectores producen señales relativamente grandes, por lo que son muy sensibles. Esto permite que se puedan fabricar con un volumen de detección de unos pocos  $\text{mm}^3$ , mucho menor que el de las microcámaras pero mayor que el de los diodos.

Los detectores de diamante son equivalentes a tejido y presentan una pequeña dependencia con la energía. Proporcionan una lectura de forma casi instantánea, por lo que permiten llevar a cabo verificaciones en tiempo real. Su respuesta varía con la tasa de dosis [127].

El principal inconveniente de este tipo de detectores es que son caros y difíciles de fabricar. La respuesta de los diamantes naturales varía en función de su tamaño, forma y pureza.

Además hay que prestar especial atención a su posicionamiento, ya que cualquier pequeña desviación puede dar lugar a que el punto efectivo de medida quede desplazado [106].

Los detectores de diamante se han utilizado para obtener los *factores de dispersión total* de la Gamma Knife [37]. De la comparación con otros detectores, se deduce que presentan una buena resolución espacial, pero algo inferior a la de los diodos [37, 38, 39, 93, 128]. Su dependencia con la tasa de dosis limita su uso en IMRT [102].

### Detectores MOSFET

Los detectores *MOSFET* (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) son transistores de efecto campo. Están formados por un sustrato de silicio, donde existen dos regiones de tipo p, llamadas *fuentes* y *drenaje*, separadas por una

región de tipo n, llamada *canal*. El paso de corriente por el canal se controla por un terminal metálico llamado *gate*, separado del sustrato de silicio por una capa aislante de óxido de silicio.

Cuando estos detectores son expuestos a un campo de radiación se produce un cambio en el *voltaje umbral del gate*, debido a las cargas atrapadas en el mismo. Este cambio en el voltaje umbral es proporcional a la dosis absorbida.

La superficie sensible del detector está situada en la parte superior y es menor de  $1 \text{ mm}^2$ , por lo que tiene una excelente resolución espacial. Su respuesta es independiente de la energía y depende muy poco de la tasa de dosis y de la temperatura. Su reproducibilidad y linealidad es similar a la de otros dosímetros convencionales como las cámaras de ionización y los diodos [129, 130].

Su sensibilidad depende de la dirección de incidencia, debido a que la superficie sensible está situada en la parte superior del detector. Debido al alto número atómico del sustrato de silicio que se encuentra debajo de la superficie sensible, se produce una gran retrodispersión, lo que produce una sobreestimación en la medida de la dosis absorbida [129]. Este efecto aumenta al disminuir el tamaño de campo. Se puede corregir comparando sus medidas con las de otros detectores o por medio de la simulación Monte Carlo.

Además de una excelente resolución espacial, son de lectura inmediata, lo que los hace útiles en aplicaciones de control de calidad [123, 131, 132] o dosimetría *in vivo* [133, 134].

Aunque se han utilizado para obtener distribuciones de dosis en campos pequeños [129, 130], su uso no ha llegado a generalizarse como ha sucedido con otros dosímetros sólidos como el diodo.

### Dosímetros termoluminiscentes

Los *dosímetros termoluminiscentes* emiten energía en forma de luz visible al ser calentados, tras haber sido expuestos a un campo de radiación ionizante. Esta señal luminosa es función de la dosis absorbida. Como la señal se obtiene en un proceso de calentamiento posterior llamado lectura, no pueden ser utilizados para obtener medidas de la dosis en tiempo real.

Este tipo de dosímetros son reutilizables si se usa un tratamiento térmico

apropiado para restaurar su sensibilidad después de la irradiación. Son sensibles a factores exteriores como la humedad o la temperatura.

En dosimetría de radiaciones se usan diferentes materiales termoluminiscentes, por lo que en sus propiedades dependen del material elegido. No se ha observado dependencia angular significativa para ninguno de ellos.

Los dosímetros termoluminiscentes pueden encontrarse en diferentes formatos, principalmente en forma de polvo y de dosímetros sólidos. Para llevar a cabo medidas en campos pequeños se han usado dosímetros sólidos de  $1 \text{ mm}^3$  de volumen, que ofrecen una excelente resolución espacial debido su pequeño tamaño. Se ha observado una buena coincidencia con las medidas llevadas a cabo con otros detectores como películas, diodos, detectores de diamante o MOSFET [37, 38, 100, 129, 130, 135, 136].

De los trabajos llevados a cabo por *Guzmán Calcina y col.* [100] se deduce que los dosímetros termoluminiscentes de  $1 \text{ mm}^3$  resultan aptos para la obtención de los *desarrollos en profundidad*, los *perfiles de los haces* y los *factores de dispersión total* para campos de pequeños. También se han utilizado con éxito en dosimetría *in vivo* [137].

### Dosímetros radiofotoluminiscentes

Los *dosímetros radiofotoluminiscentes* u *OSLD (Optical Stimulated Luminescent Dosimeters)* son similares a los termoluminiscentes, pero se usa luz visible o ultravioleta para obtener una señal luminosa que es función de la dosis absorbida.

Presentan una buena reproducibilidad, ya que su señal no se pierde durante el proceso de lectura, por lo que pueden ser leídos varias veces y almacenados para verificaciones posteriores. Este tipo de detectores presentan una pequeña dependencia con la energía y en algunos formatos se ha observado una cierta dependencia con el ángulo de incidencia [71, 112, 138, 139].

Su respuesta depende del tamaño de campo, lo que puede atribuirse a los cambios que se producen en el espectro de fotones al disminuir el tamaño del campo.

El uso de los materiales radiofotoluminiscentes como dosímetros está empezando a generalizarse, especialmente en el campo de las auditorías postales [72].

Para obtener una buena resolución espacial en campos pequeños se usa una variedad comercial conocida como *GRD (Glass Rod Dosimeter)*, que tiene forma de cilindro con un diámetro de 1,5 mm y 8,5 mm de altura, aunque su volumen sensible es algo menor.

Este formato se ha usado para llevar a cabo medidas de los *factores de dispersión* de la Gamma Knife y el Cyberknife [112, 138], observándose una buena coincidencia con otros detectores como diodos y detectores de diamante para campos cuyas dimensiones laterales fueran superiores a 0,5 cm. Para campos por debajo de este valor no resultan suficientemente precisos para estimar la anchura de la penumbra en los *perfiles de los haces* [128].

Este tipo de detectores también pueden utilizarse para dosimetría *in vivo* [115].

### Detectores EPR

La dosimetría por *resonancia paramagnética electrónica* o *EPR (Electrón Paramagnetic Resonance)* está basada en la generación de radicales libres en un material por efecto de un campo de radiación. Estos radicales libres se forman por la ruptura del enlace covalente de dos electrones de espines opuestos. Cuentan con un electrón no apareado que tiene un espín electrónico no nulo, por lo que el material presenta propiedades paramagnéticas.

Una vez que se han generado, los radicales libres son estables, ya que no se produce recombinación. El número de radicales libres es función de la dosis absorbida. Para obtener una señal, los detectores tienen que ser expuestos a ondas magnéticas de una determinada frecuencia para generar un espectro de resonancia de espín.

El material más usado en este tipo de dosimetría es la *L-alpha alanina*. Es casi equivalente a tejido, su respuesta es independiente de la tasa de dosis y de la energía hasta 10 MeV [136]. Presenta una relación lineal con la dosis hasta 60 Gy [140].

No se trata de un material demasiado sensible. Cuando se usan muestras de pequeño tamaño, se precisan dosis de 10 Gy para obtener una relación señal - ruido aceptable. Se puede mejorar su sensibilidad, aumentando la frecuencia de las microondas empleadas en el proceso de lectura [136].

Para campos de pequeño tamaño se han utilizado dosímetros cilíndricos de 1 mm de diámetro y 3 - 4 mm<sup>3</sup> de volumen. Se sitúan con su eje paralelo al eje del campo para conseguir una mejor resolución espacial. Con ellos se han obtenido los *factores de dispersión* y los *perfiles de los haces*, observándose una buena coincidencia con otros detectores [37, 136, 140]. Por su buena resolución espacial, también se han empleado para llevar a cabo comprobaciones dosimétricas en la Gamma Knife Perfexion [23] y en dispositivos de irradiación en Tomoterapia [29, 141]. Su uso no ha llegado a generalizarse debido al alto coste del espectrómetro empleado para la lectura.

En menor medida que la alanina, se ha usado el *monohidrato de litio policristalino*. Es casi equivalente a tejido, pero más sensible que la alanina. Se ha usado un formato cilíndrico de 4,5 mm de diámetro y 5 mm de altura para llevar a cabo comprobaciones dosimétricas previas a los tratamientos de IMRT [142]. Otro formato cilíndrico de 3 mm de diámetro y 2 mm de altura se ha usado para obtener distribuciones de dosis en dos dimensiones, ya que los detectores están dispuestos formando una matriz dentro de un maniquí antropomórfico [143].

## Películas

Las *películas* son detectores que permiten obtener la dosis absorbida en una gran multitud de puntos de una superficie en un solo disparo, es decir, proporcionan distribuciones de dosis en dos dimensiones. Resultan una buena alternativa para conseguir la resolución espacial requerida para los campos pequeños.

Se trata de dosímetros relativos, cuya señal debe ser comparada con la de un dosímetro absoluto. Son integradores y la información queda registrada con carácter permanente, lo que permite llevar a cabo comprobaciones posteriores.

Este tipo de detectores ha sido empleado en Radiocirugía e IMRT para la puesta en marcha de dispositivos de irradiación, la obtención de las funciones que se introducen en los planificadores y la realización de controles de calidad. Existen diferentes tipos de películas en función del fenómeno físico o químico que se utilice para obtener la dosis absorbida.

Las *películas radiográficas* contienen una emulsión sensible de haluros de plata, por lo que no son equivalentes a tejido. Al situar las películas en un campo de radiación ionizante, se producen reacciones químicas en la emulsión sensible, que

dan lugar a la formación de una imagen latente, que es necesario fijar mediante el procesado.

El resultado es un oscurecimiento de la película, que es función de la dosis absorbida. El oscurecimiento depende también de otros factores como la energía, el tamaño del campo, la profundidad y las condiciones de procesado. Además se observan también diferencias entre películas de distintos lotes. La dosis absorbida se obtiene a partir de la densidad óptica de la película.

Las películas radiográficas han sido ampliamente utilizadas debido a su bajo coste y a que pueden ser colocadas en maniquís de distintos materiales sin perturbar el equilibrio electrónico. Su respuesta depende de la tasa de dosis. Son sensibles a la luz, por lo que tienen que ser manipuladas en la oscuridad.

Debido su buena resolución espacial, se han utilizado para medir la dosis en campos pequeños, observándose una buena coincidencia con otros detectores [37, 38, 116, 129, 144]. También se han usado para llevar a cabo controles de calidad en IMRT [76, 117]. La AAPM recomendó expresamente su uso en Radiocirugía e IMRT en su informe TG-69 [145], relativo a la dosimetría de películas radiográficas.

Las *películas radiocrómicas* presentan las mismas ventajas que las radiográficas, superando alguno de sus inconvenientes. Contienen una emulsión sensible formada por monómeros, que al ser expuestos a un campo de radiación se unen formando polímeros y la película se colorea. La coloración puede aumentar después de la irradiación, lo que debe tenerse en cuenta en la determinación de la dosis.

Son prácticamente equivalentes a tejido, su respuesta es casi independiente de la energía y no requieren un procesado posterior. Pueden manipularse a la luz, pero presentan una cierta sensibilidad a la radiación ultravioleta.

En campos pequeños, las dosis obtenidas con películas radiocrómicas muestran una buena coincidencia con las obtenidas con otros detectores [37, 38, 100, 129] y se pueden usar como referencia para detectores de dos dimensiones [116].

Dentro de las películas radiocrómicas, los modelos *EBT* y *EBT2* de *Gafchromic<sup>TM</sup>* ha sido ampliamente utilizados, debido a que presenta unas buenas características dosimétricas, como equivalencia a tejido, alta sensibilidad, poca dependencia con la energía, independencia de la tasa de dosis y del ángulo de incidencia y una

gran uniformidad de unos lotes a otros.

Se han utilizado en controles de calidad en IMRT [14, 24, 117, 132, 146, 147, 148, 149, 150] y Radiocirugía [8, 151, 152], obtención de funciones dosimétricas para los planificadores [23, 153, 154, 155, 156, 157] y medidas de la dosis absorbida en zonas con grandes gradientes [158] o en presencia de inhomogeneidades [159]. E incluso se ha planteado la posibilidad de su uso en medidas de dosimetría absoluta [156, 160].

Usando el mismo principio de las películas radiocrómicas, se han fabricado detectores que permiten adquirir distribuciones de dosis en tres dimensiones. Este tipo de detectores han comenzado a utilizarse para la puesta en marcha de dispositivos de irradiación en Radiocirugía [161, 162]

### Centelleadores

Los *centelleadores* son materiales plásticos que emiten luz al ser expuestos a un campo de radiación. La señal emitida por los centelleadores es detectada por medio de una cámara, por lo que son de lectura instantánea. Para obtener una señal proporcional a la dosis absorbida es necesario separar la luz Cerenkov, emitida por el campo de radiación al propagarse, de la señal emitida por el centelleador.

Son equivalentes a tejido y tienen una respuesta lineal con la dosis, independiente de la energía del haz y poco dependiente de la temperatura. Presentan una reproducibilidad aceptable y son resistentes al daño por radiación.

Las propiedades de los centelleadores han sido estudiadas por simulación Monte Carlo, observándose que su respuesta no depende del tamaño de campo y que la dependencia angular aumenta al disminuir el tamaño del campo [163].

Los centelleadores pueden encontrarse en estado líquido o sólido. Los centelleadores sólidos se fabrican con un tamaño que garantice una buena resolución espacial en campos de pequeño tamaño y una señal suficientemente intensa como para ser detectada. En campos pequeños se han utilizado para obtener los *desarrollos en profundidad* y los *perfiles de los haces* [164].

También se usan formatos de gran tamaño para obtener distribuciones de dosis en dos dimensiones. Un ejemplo de este tipo de detectores es *DOSIMAP*, que está formado por una lámina de material centellador, situada entre dos láminas

de poliestireno, que hace las veces de maniquí, y un sistema eficiente de detección de luz. Se utiliza en controles de calidad en Radiocirugía e IMRT [165].

Los centelleadores líquidos se sitúan en el interior de una cuba de plástico. Se utilizan para obtener distribuciones de dosis en dos dimensiones, ya que cuentan con una cámara para detectar la luz en una sola dirección [166]. Con dos cámaras podrían emplearse como detectores en tres dimensiones para la verificación de tratamientos de IMRT.

### Geles dosimétricos

Los *geles dosimétricos* están formados por agua con algún compuesto químico disuelto, lo que le da una consistencia espesa. El mismo gel hace la función de maniquí y dosímetro, por lo que no se producen perturbaciones en el flujo de partículas cargadas.

La medida de la dosis por medio de geles puede estar basada en distintos fenómenos físicos. En los *geles de Fricke* se llevan a cabo medidas de la relajación de la resonancia magnética nuclear por efecto de la radiación. En los *geles de polímero* se produce la formación de polímeros a partir de monómeros inducida por el campo de radiación. Las moléculas resultantes se fijan en la red, modificando la atenuación óptica que sufre la luz al atravesar el material.

Como están compuestos principalmente por agua, son detectores equivalentes a tejido. Integran la dosis que proviene de las distintas direcciones para obtener distribuciones de dosis en tres dimensiones. Su resolución espacial viene dada por el sistema de lectura y por el tamaño del volumen de detección elegido [167].

Se han usado para obtener los *perfiles de los haces* de pequeño tamaño, sirviendo como dosímetro de referencia para evaluar la resolución espacial de otros detectores [100, 106, 167]. También han comenzado a usarse en controles de calidad en IMRT y sus resultados son comparables a los de los dosímetros termoluminiscentes y las películas radiocrómicas [74].

Con la descripción de los geles dosimétricos, damos por terminado el apartado dedicado a la dosimetría de campos pequeños y pasamos a exponer los objetivos del presente trabajo.



## 2.5. Objetivos del trabajo

En el momento actual se están llevando a cabo tratamientos radioterápicos que requieren el uso de campos de pequeño tamaño. Para este tipo de campos no se han definido condiciones de referencia y los protocolos dosimétricos no consideran las medidas de la dosis en campos pequeños. En la práctica, los centros que utilizan campos pequeños en sus tratamientos llevan a cabo medidas de la dosis absorbida utilizando diferentes detectores de radiación, comparan los resultados obtenidos y verifican la coincidencia entre ellos.

Ante esta perspectiva, este trabajo pretende ofrecer una herramienta para llevar a cabo una verificación dosimétrica independiente y fiable de los dispositivos de irradiación y sistemas de planificación que usan campos pequeños en sus tratamientos [168].

Por lo que el *objetivo principal* de este trabajo es desarrollar y poner en marcha un *sistema de auditoría postal* para medir la dosis absorbida en *campos pequeños*.

Este sistema de auditoría postal pretende evaluar el proceso que tiene como objetivo depositar una determinada dosis absorbida en un volumen blanco. Por lo que se llevarán a cabo los mismos pasos que en un tratamiento real: obtención de imágenes por medio de un estudio TAC, planificación e irradiación.

Por tanto, el sistema de auditoría postal desarrollado será capaz de detectar desviaciones de la dosis absorbida relacionadas con el *sistema de planificación* (algoritmos de cálculo, funciones dosimétricas), el *posicionamiento de los detectores* (láseres o retícula de centrado) o la *calibración del dispositivo de irradiación*. El sistema no permitirá conocer el origen de las desviaciones detectadas, sino que serán los centros los que, a la luz de los resultados de la auditoría postal, hagan el análisis correspondiente para investigar el origen de las desviaciones.

La auditoría consistirá en una *intercomparación postal con dosímetros termoluminiscentes*. Este tipo de sistemas ya han probado su eficacia para realizar auditorías a bajo coste en centros geográficamente dispersos. Las intercomparaciones postales comenzaron llevando a cabo medidas de la dosis absorbida en condiciones de referencia y han ido ampliando su campo de acción a condiciones más próximas a las de los tratamientos reales. Pero la medida de la dosis en campos pequeños no ha sido abordada por este tipo de sistemas.

La consecución del objetivo principal de este trabajo se llevará a cabo a través de los siguientes objetivos:

1. *Diseño del dispositivo experimental*: el primer reto de este trabajo es diseñar un dispositivo experimental que permite llevar a cabo medidas de la dosis absorbida en una configuración geométrica sencilla con campos de pequeño tamaño.

Una configuración sencilla facilita la detección del origen de las desviaciones, frente a otras configuraciones geométricas más complejas, donde varios efectos pueden superponerse entre sí y quedar enmascarados. Además tiene que ser fácil de reproducir para facilitar la labor en los centros auditados y no aumentar significativamente la carga de trabajo en el servicio correspondiente.

El primer requerimiento para el dispositivo experimental es que la resolución espacial de los dosímetros utilizados sea suficiente para llevar a cabo medidas en campos de pequeño tamaño. El maniquí diseñado deberá garantizar el posicionamiento preciso de los dosímetros, ya que en este tipo de campos, cualquier pequeño desplazamiento puede provocar importantes variaciones en la dosis absorbida.

El dispositivo experimental debe ser apto para ser enviado por vía postal a los centros auditados.

2. *Puesta en marcha del sistema de auditoría postal*: este proceso se dividirá en dos partes:

- a) *Estudio preliminar*: se estudiarán las características del dispositivo experimental que se ha diseñado y su capacidad de llevar a cabo medidas de la dosis absorbida en campos pequeños. Se llevará a cabo a través de los siguientes pasos:

- *Estudio experimental de los dosímetros termoluminiscentes*: reproducibilidad de la señal, intervalo de respuesta lineal y dependencia con la energía del campo.
- *Estudio por simulación Monte Carlo del dispositivo experimental*:
  - Influencia de diferentes factores en la medida de la dosis absorbida: tamaño y material del maniquí, material de los dosímetros y energía del campo de radiación.

- Viabilidad del uso de la relación entre las dosis a dos profundidades, 10 y 5 cm, medidas con el dispositivo experimental diseñado, para evaluar la calidad de los haces de los centros auditados.
- b) *Diseño del sistema de auditoría postal con dosímetros termoluminiscentes*: se establecerán todos los pasos que se llevarán a cabo en la auditoría postal tanto en el centro de referencia como en el centro auditado.
3. *Ensayo de la auditoría postal en condiciones reales*: se llevará a cabo un test del sistema de auditoría postal en un conjunto de centros que utilizan campos de pequeño tamaño en sus tratamientos. El ensayo tendrá como objetivo evaluar la dosis absorbida en los centros participantes, así como evaluar el sistema de auditoría postal propiamente dicho.



## Capítulo 3

# Material y Métodos

El objetivo de este trabajo es desarrollar un sistema de auditoría postal que permita evaluar la dosis absorbida en campos pequeños.

Para alcanzar este objetivo se ha diseñado un *dispositivo experimental*, que permite llevar a cabo medidas de la dosis absorbida en este tipo de campos. Este dispositivo experimental está formado por dosímetros termoluminiscentes de 1 mm<sup>3</sup> de volumen insertados en un maniquí de metacrilato que ha sido diseñado para esta aplicación. A la descripción de los componentes de este dispositivo experimental se dedicará la primera parte de este capítulo.

Antes de comenzar el desarrollo del sistema de auditoría postal, se ha estudiado el comportamiento de este dispositivo experimental, por medio de una serie de medidas experimentales y de la simulación Monte Carlo. Una descripción pormenorizada de este estudio se incluye también en este capítulo.

Basándose en los resultados de este estudio, se ha desarrollado y puesto en marcha el sistema de auditoría postal. La última parte del capítulo se dedicará a la descripción del método de trabajo del sistema de auditoría postal.

Por último, se ha llevado a cabo un ensayo del sistema de auditoría postal para probar la validez del mismo.

## 3.1. Dosimetría

Para obtener la dosis absorbida en el sistema de auditoría postal es preciso utilizar algún dispositivo dosimétrico. Siguiendo la línea de la mayor parte de los sistemas postales establecidos [17, 64, 65, 66, 67, 68, 69], se usarán dosímetros termoluminiscentes para medir la dosis absorbida. Por lo que será preciso seleccionar un material termoluminiscente que presente las propiedades dosimétricas requeridas para esta aplicación y un formato que proporcione la resolución espacial precisada por los campos pequeños.

Este apartado comenzará con una breve descripción del fenómeno de la termoluminiscencia y de las propiedades dosimétricas de este tipo de materiales. A continuación se describirá el material y el formato de los dosímetros termoluminiscentes elegidos para esta aplicación, así como el método de trabajo que se ha seguido para obtener la señal termoluminiscente.

### 3.1.1. Dosimetría de termoluminiscencia

La *luminiscencia* es un fenómeno que se produce en aquellos materiales que absorben energía de un campo de radiación y la emiten posteriormente en forma de radiación de longitud de onda mayor.

El proceso de emisión de energía en un material luminiscente puede tener lugar en dos escalas de tiempo distintas. La *fluorescencia* se produce inmediatamente después del proceso de absorción, con tiempos característicos inferiores a  $10^{-8}$  s y es independiente de la temperatura. En cambio, la *fosforescencia* es un proceso en el que la emisión de energía continúa después del proceso de absorción, con tiempos característicos superiores a  $10^{-8}$  s y muestra una fuerte dependencia con la temperatura [169].

La *termoluminiscencia* es un fenómeno que se engloba dentro de la fosforescencia. Es la propiedad que presentan aquellos materiales que emiten luz al ser calentados, tras haber sido expuestos a un campo de radiación ionizante.

Cuando un material termoluminiscente absorbe energía un campo de radiación, algunos electrones son excitados a niveles de energía superior generando huecos en los niveles de energía que acaban de abandonar. Los electrones y huecos que se han generado pueden desplazarse de unos niveles de energía a otros.

Cuando el material es calentado, los electrones pueden volver a ser excitados a niveles de energía superior y recombinarse con los huecos disponibles. Para describir estos procesos puede utilizarse un sistema de ecuaciones diferenciales, que dan cuenta de los desplazamientos de los electrones y huecos a lo largo de todo el proceso. Estos sistemas de ecuaciones no pueden ser resueltos por métodos analíticos [169], por lo que una descripción fenomenológica puede resultar útil para comprender este fenómeno.

### Descripción fenomenológica

La termoluminiscencia tiene lugar en materiales sólidos con una estructura cristalina. Por efecto de la periodicidad del cristal, los electrones de las últimas capas se encuentran en niveles de energía permitidos separados por bandas de energía prohibida. Las impurezas y los defectos del cristal pueden romper la periodicidad de la red cristalina, generándose niveles de energía permitidos en el interior de las bandas prohibidas.

Al irradiar un material termoluminiscente algunos electrones de la banda de valencia son excitados a la banda de conducción, de manera que se generan huecos en la banda de valencia. Inmediatamente después de la irradiación, la mayor parte de los electrones excitados regresan a la banda de valencia y se recombinan con los huecos existentes, emitiendo la energía sobrante en forma de luz.

Una pequeña fracción de los electrones excitados no regresa a la banda de valencia, sino que quedan atrapados en las *trampas*, que son niveles de energía metaestables, que se encuentran en el interior de la banda prohibida, próximos a la banda de conducción. Las trampas se generan debido a los defectos de la red cristalina, que pueden ser intrínsecos o producidos de manera artificial introduciendo impurezas en el cristal.

Un esquema de de los procesos que se producen en un material termoluminiscente expuesto a un campo de radiación ionizante, se muestran en la Figura 3.1.

Los electrones permanecen en las trampas un *tiempo de vida medio*  $\tau$ , que viene dado por:

$$\tau = s^{-1} \exp(E/kT) \quad (3.1)$$

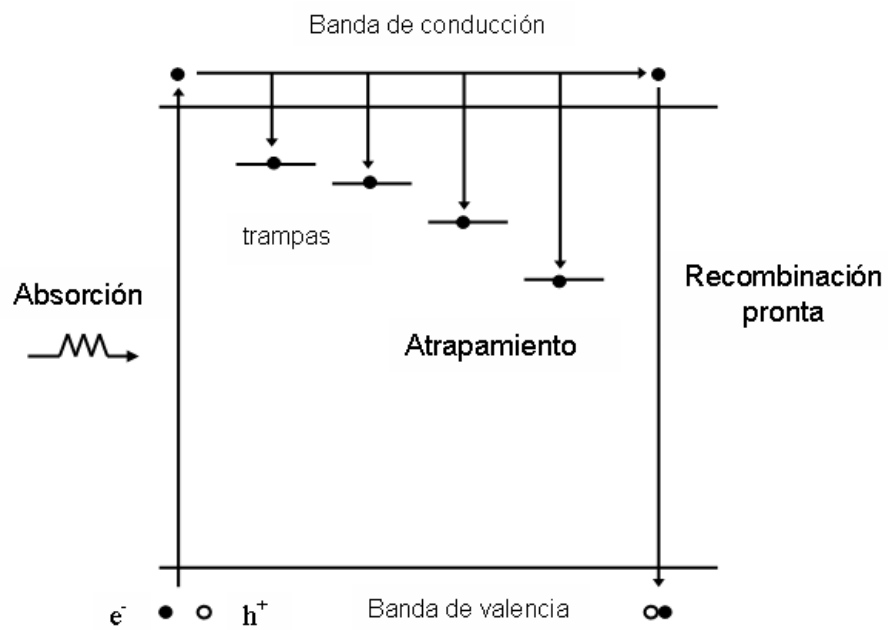


Figura 3.1: Esquema de los procesos de absorción de la energía de un campo de radiación ionizante, recombinación pronta y estabilización de parte de la energía absorbida por el atrapamiento de los portadores de carga en niveles metaestables.



donde  $E$  es la *profundidad de la trampa* en la banda prohibida y  $s$  es el *factor de frecuencia*, definido como la frecuencia de intentos de escape que realiza el electrón que se encuentra atrapado en la trampa.

Al aumentar la temperatura de un material termoluminiscente, el tiempo de vida medio de los electrones en las trampas  $\tau$  disminuye. Como resultado, los electrones empiezan a escapar de las trampas y descienden a niveles de energía inferiores, donde se recombinan con los huecos disponibles emitiendo la energía sobrante en forma de luz visible. La emisión de energía por el canal radiativo se ve favorecida por los *centros de recombinación*, que son niveles de energía metaestables que se encuentran en el interior de la banda prohibida, al igual que las trampas, pero próximos a la banda de valencia. Un esquema de los procesos que se producen en el material termoluminiscente al ser calentado se muestra en la Figura 3.2.

La luz emitida por el material cuando es calentado es función de la energía depositada por el campo de radiación y puede ser usada para estimar la dosis absorbida. Para ello es necesario obtener la intensidad de la luz emitida en función de la temperatura, es decir, la curva de termoluminiscencia.

### Curva de termoluminiscencia

Para conocer la dosis absorbida por un material termoluminiscente es necesario calentar dicho material en condiciones controladas. Además, se debe contar con un sistema que detecte la luz emitida de forma eficiente y la transforme en una señal eléctrica que pueda ser transmitida y almacenada. La representación de la intensidad de la luz emitida por el material frente a la temperatura de calentamiento se conoce como *curva de termoluminiscencia*.

Esta curva está formada por la superposición de varias componentes. Cada componente se genera por el vaciado de las trampas que se encuentran a una determinada profundidad.

Al calentar el material se alcanza una determinada temperatura, que depende de la profundidad de cada trampa, y los electrones empiezan a escapar. Se recombinan con los huecos disponibles, emitiendo energía en forma de luz. Al aumentar más la temperatura cada vez escapan más electrones de la trampa, por lo que también va creciendo la intensidad de la luz emitida. Cuando la trampa empieza

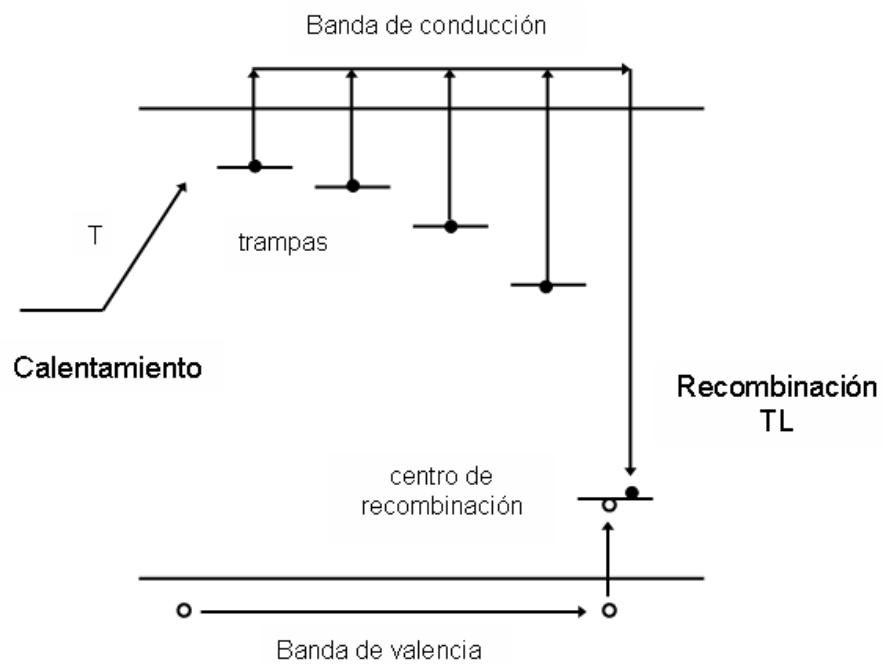


Figura 3.2: Esquema de los procesos de calentamiento y excitación de los electrones a la banda de conducción y recombinación radiativa.

a vaciarse, la intensidad de la luz emitida no puede seguir creciendo, alcanza un máximo y empieza a decrecer. De esta forma se ha generado un pico. La temperatura del máximo está relacionada con la profundidad de la trampa y el área del pico con su nivel de ocupación.

Según va aumentando la temperatura del material van apareciendo diferentes picos que corresponden a trampas que se encuentran a distintas profundidades. Estos picos pueden superponerse entre sí. El número y la intensidad relativa de los picos dependen del material empleado. El área debajo de la curva es función de la dosis absorbida. Por lo que los materiales termoluminiscentes pueden ser usados como dosímetros.

Una vez vistos los fundamentos de la termoluminiscencia, se pasarán a describir las características de estos materiales como dosímetros.

### Propiedades de los dosímetros termoluminiscentes

Existen diferentes materiales termoluminiscentes que pueden ser usados como dosímetros. Cada uno de ellos presenta una serie de propiedades que determinan la aplicación para la que van a ser utilizados. Pero todos ellos presentan una serie de propiedades comunes que se exponen a continuación:

- Son dosímetros *relativos*, es decir, para obtener la dosis absorbida se debe comparar su señal con la de un dosímetro absoluto, previamente calibrado.
- Su señal se obtiene en un proceso llamado *lectura*, que consiste en un calentamiento en condiciones controladas posterior a la irradiación. Por tanto, no son aptos para aplicaciones que requieran intervenciones en tiempo real.
- No precisan equipos auxiliares durante la irradiación, por lo que se pueden situar en lugares inaccesibles para otro tipo de detectores.
- Son *pasivos* e *integradores*, por lo que resultan aptos para llevar a cabo medidas de la dosis en periodos de tiempo prolongados.
- Son *reutilizables*, ya que sus propiedades dosimétricas pueden restaurarse por medio de un *tratamiento térmico de preparación*.
- Cada material termoluminiscentes abarca un amplio rango de dosis. Considerando todos los materiales termoluminiscentes en conjunto, se puede

abarcar un rango que va desde las dosis debidas al fondo natural hasta los  $kGy$ .

- La mayoría de los materiales presenta una zona de *respuesta lineal* para valores bajos de la dosis. A continuación suele existir una zona de crecimiento *supralineal* y una zona de saturación, donde el crecimiento es *sublineal*.
- Algunos materiales presentan una cierta dependencia con la tasa de dosis, aunque no es un fenómeno generalizado para este tipo de dosímetros.
- Su *respuesta con la energía* depende del número atómico efectivo  $Z_{ef}$ . La respuesta de los materiales con  $Z_{ef}$  bajo es casi plana, en relación con los de  $Z_{ef}$  más alto que muestran una gran dependencia con la energía [169].
- Sufren *cambios en su respuesta* debido a la influencia de factores ambientales cuando transcurren largos periodos de tiempo entre el tratamiento térmico de preparación, la irradiación y la lectura. Estos cambios deben ser tenidos en cuenta en la determinación de la dosis absorbida.

### Aplicaciones de la dosimetría de termoluminiscencia

Las aplicaciones de los dosímetros termoluminiscente se encuadran principalmente en tres ámbitos, la Dosimetría Ambiental, la Dosimetría Personal y la Dosimetría Clínica.

La *Dosimetría Ambiental* tiene como objetivo la medida de dosis debida al fondo natural, proveniente de los rayos cósmicos y de los materiales radioactivos, tanto los naturales como los generados por la actividad humana.

La *Dosimetría Personal* se encarga de la evaluación y control de las dosis recibidas por los *trabajadores expuestos, TE*, entendiéndose como tales los que por su trabajo están sometidas a un riesgo de exposición a las radiaciones ionizantes.

La *Dosimetría Clínica* tiene como objetivo la medida de la dosis en el ámbito médico, en relación a los tratamientos de Radioterapia y las pruebas llevadas a cabo en Radiodiagnóstico.

En *Radiodiagnóstico* se evalúan las dosis recibidas por los pacientes, así como la contribución de las pruebas diagnósticas a la dosis colectiva recibida por la población.

En *Radioterapia* las medidas de la dosis absorbida están presentes en todo el proceso, desde la recepción y puesta en marcha de los dispositivos de irradiación, las funciones que se introducen en los planificadores, los controles de calidad rutinarios y la dosimetría *in vivo*. La aplicación desarrollada en este trabajo se engloba dentro de este ámbito.

Los dosímetros termoluminiscentes ofrecen en el campo de la *Dosimetría Clínica* una serie de ventajas como son una gran precisión, buena estabilidad ambiental, equivalencia a tejido y un amplio rango de sensibilidades. Debido al pequeño tamaño de alguno de sus formatos, garantizan también una buena resolución espacial en técnicas que emplean grandes gradientes de dosis.

Una vez descrito el fenómeno de la termoluminiscencia y las propiedades de este tipo de dosímetros, a continuación se concretará el material y el formato de los dosímetros empleados en este trabajo.

### 3.1.2. Material y formato de los dosímetros empleados

Para elegir los dosímetros termoluminiscentes que se van a utilizar en la auditoría postal, se deben considerar en primer lugar una serie de propiedades dosimétricas de carácter general, comunes a todas las aplicaciones. Entre estas propiedades, se encuentran una buena reproducibilidad, alta sensibilidad, respuesta plana con la energía, respuesta lineal con la dosis e independencia de la tasa de dosis.

Como esta aplicación se encuadra dentro de la Dosimetría Clínica, se requiere que el material sea equivalente a tejido. Además en las auditorías postales la estabilidad de la señal frente a factores ambientales cobra una especial importancia, ya que en este tipo de aplicaciones transcurren largos intervalos de tiempo entre el tratamiento térmico de preparación, la irradiación y la lectura. Por último, una buena resolución espacial es una condición imprescindible para la medida de la dosis absorbida en campos de pequeño tamaño.

Se debe intentar, en la medida de lo posible, cumplir la mayor parte de estos requerimientos. Todas estas propiedades dosimétricas, excepto la resolución espacial, están íntimamente ligadas al material dosimétrico empleado. Mientras que la resolución espacial viene dada por el formato del dosímetro.

### Material del dosímetro

Se comenzará analizando las propiedades de los materiales termoluminiscentes que han sido utilizados como dosímetros con mayor frecuencia. Un resumen de estas propiedades se muestra en la Tabla 3.1

Como esta aplicación se encuadra dentro de la Dosimetría Clínica, la equivalencia a tejido prevalecerá sobre la sensibilidad del material, que crece al aumentar el número atómico efectivo  $Z_{ef}$ . Como el agua tiene un número atómico efectivo de 7,4, se elegirán materiales con  $Z_{ef}$  próximo a este valor, por lo que la elección óptima se limitará al LiF o al  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ .

El  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$  tiene dos variedades, una dopada con magnesio y otra con cobre. Ambas presentan una excelente respuesta con la energía. La variedad dopada con magnesio emite luz en la zona del naranja, por lo que su señal se verá afectada por la componente infrarroja debida el calentamiento. Las señales termoluminiscentes de ambas variedades no son estables a temperatura ambiente, debido a la desexcitación térmica de los electrones o *fading*. Además la variedad dopada con cobre es sensible a la luz ambiental. Por lo que se desaconseja la elección de este material para un sistema de dosimetría postal.

La elección queda limitada al LiF. Este material es aproximadamente equivalente a tejido, emite en longitudes de onda alejadas del infrarrojo y su señal es bastante estable a temperatura ambiente. Estas propiedades hacen que este material haya sido ampliamente utilizado en auditorías postales [17, 58, 64, 66, 67, 171, 172]

Existen dos variedades principales de este material, una de ellas dopada con magnesio y titanio, conocida comercialmente como *TLD-100* y otra dopada con magnesio, cobre y fósforo, conocida como *GR-200*.

El *GR-200* presenta una gran sensibilidad, una buena respuesta con la energía y un comportamiento lineal con la dosis hasta 10 Gy. Su curva termoluminiscente tiene una estructura sencilla, con un pico predominante a 210 °C. Su señal es estable a temperatura ambiente e insensible a la luz [173].

El principal inconveniente de este material es que sufre distorsiones significativas en su curva de termoluminiscencia y pérdidas irreversibles de sensibilidad cuando se calienta por encima de 240 °C. El tratamiento térmico de preparación del *GRD-200* debe superar esta temperatura para conseguir un borrado efectivo de los picos, ya que el pico principal puede desplazarse hacia temperaturas más

Material	LiF		Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub>	
Dopantes	Mg,Ti (TLD-100)	Mg,Cu,P (GR-200)	Mn	Cu
$Z_{ef}$	8,2		7,4	
Respuesta relativa 30KeV/25MeV	1,3	0,8	0,9	0,9
Fading	Baja	Baja	Media	Alta (Luz)
Pico principal (°C)	215	210	215	200
Rango de dosis (Gy)	10 <sup>-5</sup> - 10 <sup>3</sup>	10 <sup>-7</sup> - 10 <sup>2</sup>	10 <sup>-3</sup> - 10 <sup>4</sup>	10 <sup>-6</sup> - 10
Sensibilidad relativa al TLD-100	1	30	0,1	2
Región espectral	Azul	Azul (UV)	Naranja	UV
Uso	General		Clínico	General

Material	CaF <sub>2</sub>		Ca SO <sub>4</sub>	
Dopantes	Mn	Dy	Dy	Tm
$Z_{ef}$	16,3		15,3	
Respuesta relativa 30KeV/25MeV	15	15	12	12
Fading	Alta	Alta	Baja	Baja
Pico principal (°C)	260	240	220	220
Rango de dosis (Gy)	10 <sup>-5</sup> - 10 <sup>3</sup>	10 <sup>-6</sup> - 10 <sup>3</sup>	10 <sup>-6</sup> - 10 <sup>3</sup>	10 <sup>-6</sup> - 10 <sup>2</sup>
Sensibilidad relativa al TLD-100	5	15	15	15
Región espectral	Azul verde	Amarillo	Azul verde	Azul
Uso	Ambiental		Ambiental	

Tabla 3.1: Resumen de las propiedades de los materiales termoluminiscentes utilizados en dosimetría con mayor frecuencia [170].

altas y aparecen varios picos de baja intensidad entre 270 y 300 °C. Por lo que este material queda descartado.

De lo que se concluye que la elección del material dosimétrico para esta aplicación va a recaer en el *TLD-100*. Este material presenta una aceptable equivalencia a tejido y una sensibilidad moderada, apta para el rango de dosis en el que se va a trabajar. Los factores ambientales como la luz o la temperatura no producen cambios importantes en la respuesta de los dosímetros [174]. La respuesta del material es aproximadamente lineal para un rango de dosis de unos pocos Gy, mientras que por encima la respuesta es supralineal hasta llegar  $10^3$  Gy [170].

La forma de la curva de termoluminiscencia del *TLD-100* puede verse afectada por los tratamientos térmicos de irradiación y lectura [175, 176]. Este inconveniente puede ser resuelto por medio de un tratamiento térmico de preparación adecuado, que sea capaz de restaurar la respuesta del material.

La sensibilidad de los materiales termoluminiscentes también puede verse afectada por otros factores como la tasa de dosis, el tamaño de grano y el daño por radiación [177]. La respuesta del *TLD-100* es independiente de la tasa de dosis. Pero su sensibilidad puede verse afectada por el tamaño de grano, disminuyendo al disminuir éste. El daño por radiación en este material solo se produce para rangos de dosis varios órdenes de magnitud mayores que los usados en esta aplicación, por lo tanto no será tenida en cuenta.

La curva de termoluminiscencia del *TLD-100* tiene una forma compleja, ya que está formada por varios picos superpuestos entre sí. Cuando el material se calienta hasta una temperatura de 280 °C, aparecen cinco picos en la curva de termoluminiscencia. El pico 1 no suele llegar a distinguirse, ya que desaparece por desexcitación térmica a temperatura ambiente en un periodo de 30 minutos aproximadamente. El pico 2 no aparece solapado con el resto. Los picos 3, 4 y 5 aparecen muy solapados entre sí.

La estructura de la curva de termoluminiscencia del *TLD-100* es la misma para los diferentes formatos, pero puede variar la intensidad relativa de los picos, como puede observarse en la Figura 3.3, donde se muestran las curvas de termoluminiscencia de dos dosímetros sólidos de distinto tamaño.



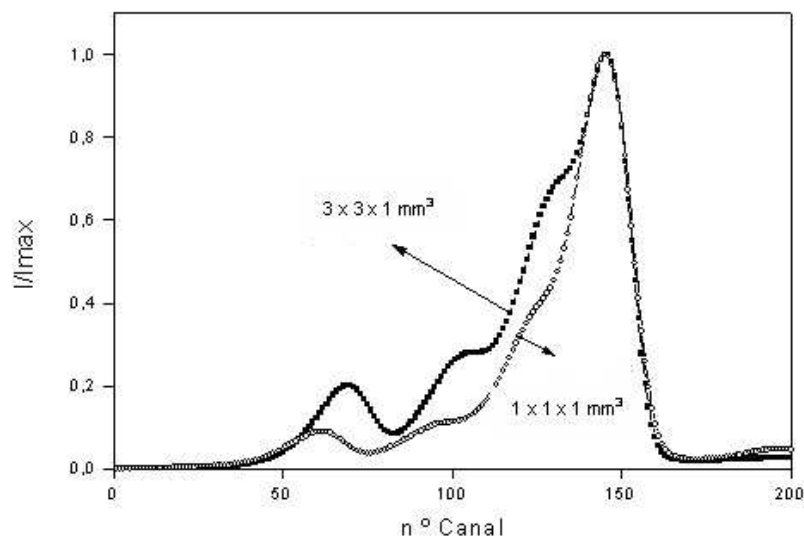


Figura 3.3: Curvas de termoluminiscencia de dosímetros TLD-100 de  $1 \times 1 \times 1$  y  $3 \times 3 \times 1$  mm<sup>3</sup>.

### Formato del dosímetro

Los materiales termoluminiscentes pueden encontrarse en forma de monocristales, polvo o pastillas sólidas fabricadas por extrusión o sinterización de polvo. Los monocristales no se emplean en la práctica, ya que son frágiles y resultan caros y difíciles de obtener. En las aplicaciones dosimétricas se suelen emplear cápsulas de polvo y dosímetros sólidos de distintos tamaños.

En las intercomparaciones postales con dosímetros termoluminiscentes el polvo es el formato más empleado [64, 66, 67, 69, 171, 178, 179]. Como todas las muestras de una partida de polvo tienen la misma sensibilidad, se puede calibrar un pequeño número de alícuotas y los factores de calibración pueden ser extrapolados al resto, lo que simplifica el procedimiento de calibración.

Para garantizar la resolución espacial requerida en esta aplicación sería necesario utilizar muestras de polvo muy pequeñas. En el momento actual no se dispone de sistemas de dispensación de polvo suficientemente precisos como para obtener muestras tan pequeñas.

Por lo que se ha optado por usar dosímetros sólidos de  $1 \text{ mm}^3$  de volumen, que garantizan la resolución espacial requerida por los campos pequeños. Este formato ha sido ampliamente utilizado para llevar a cabo medidas de la dosis en campos usados en Radiocirugía e IMRT [37, 38, 100, 129, 130, 135].

A pesar de su pequeño tamaño, estos dosímetros producen en el rango de dosis de esta aplicación una señal suficientemente intensa como para ser detectada y analizada sin dificultad.

El principal inconveniente de los dosímetros sólidos es que su sensibilidad no depende sólo de su masa, como sucedía con el polvo termoluminiscente. Por lo que los factores de calibración no pueden ser extrapolados a dosímetros de la misma partida. Para obtener la misma precisión que con el polvo termoluminiscente, los dosímetros sólidos deben ser calibrados individualmente de forma regular.

Una vez que se ha elegido el material y el formato de los dosímetros que se van a usar en esta aplicación, se debe establecer el método de trabajo para la obtención de la señal termoluminiscente, a partir de la que se obtiene la dosis absorbida.

### **3.1.3. Método de trabajo con dosímetros termoluminiscentes e instrumentación empleada**

El proceso de obtención de la señal termoluminiscente incluye el tratamiento térmico de preparación, la irradiación y la lectura. A continuación, se utiliza un programa de análisis de curvas termoluminiscentes para obtener la integral de la curva en un determinado intervalo de temperatura. El valor obtenido se usará para obtener la dosis absorbida, previo proceso de calibración.

Debido a su pequeño tamaño, los dosímetros termoluminiscentes usados en esta aplicación son más susceptibles de sufrir cambios en su señal debido a pequeñas pérdidas de masa o a la influencia de factores ambientales que las muestras de mayor tamaño. Por lo que antes de comenzar con el método de trabajo propiamente dicho, se dedicará un apartado a explicar como se ha llevado a cabo la manipulación y el almacenamiento de los dosímetros para evitar, en la medida de lo posible, estos efectos.

### Almacenamiento y manipulación

En el centro de referencia se guardan los dosímetros termoluminiscentes en portadosímetros de metacrilato cerrados para preservarlos del polvo. Para minimizar la influencia de los factores ambientales en la respuesta del dosímetro, se almacenan en ambiente seco, sin grandes variaciones de temperatura y no se exponen a la luz directa.

En los envíos a los centros auditados los dosímetros van alojados en discos portadosímetros herméticamente cerrados y precintados, para que no puedan ser manipulados y estén protegidos del polvo. Durante el tiempo que dura el envío no se pueden controlar las condiciones ambientales a los que están expuestos los dosímetros, pero los cambios en su respuesta debido a la influencia de factores ambientales serán tenidos en cuenta en la determinación de la dosis absorbida.

La manipulación de los dosímetros se hace con pinzas de vacío. Se debe evitar en la medida de lo posible el uso de pinzas metálicas, ya que los dosímetros termoluminiscentes manipulados con pinzas metálicas de manera habitual presentan en su superficie pequeños arañazos, que les confieren una apariencia opaca e impiden que la señal luminosa se transmita correctamente.

### Tratamiento térmico de preparación

El *tratamiento térmico de preparación* tiene como objetivo borrar la información dosimétrica que permanece en el dosímetro después de la lectura y restaurar su respuesta.

Como ya se mencionó, la forma de la curva de termoluminiscencia del TLD-100 puede variar en función los tratamientos térmicos de preparación y lectura recibidos por el material. Por lo que se ha elegido un tratamiento térmico de preparación que ya ha demostrado su eficacia para restaurar la respuesta de este material [177].

Este tratamiento térmico está formado por dos etapas. En una primera etapa de *calentamiento* se eleva la temperatura hasta 400°C durante una hora. El objetivo es vaciar las trampas que puedan permanecer ocupadas. La segunda etapa consiste en un *enfriamiento controlado* hasta la temperatura ambiente que dura treinta minutos. El enfriamiento controlado contribuye a generar una configu-



Figura 3.4: Horno de templado

ración de equilibrio en los centros termoluminiscentes, de manera que la curva mantenga su estructura y la intensidad relativa de los picos.

Este tratamiento térmico se lleva a cabo antes de realizar cualquier irradiación. Además, cuando se comienza a usar los dosímetros de una partida, se realizan tres tratamientos térmicos sucesivos para estabilizar su respuesta y garantizar que la curva de termoluminiscencia presente una estructura de picos característica del material.

Para el tratamiento térmico se emplea un *horno de templado*, que ha sido diseñado y construido con este propósito (Figura 3.4). Se trata de un horno *programmable* que permite modificar la temperatura y duración de las diferentes etapas del tratamiento térmico de preparación.

El horno está formado por una cámara cúbica de 40 cm de lado, aislada térmicamente del exterior. En el interior de la cámara se encuentra un soporte que sustenta la resistencia calefactora y encima de la misma, pero aislada eléctricamente, una plancha con capacidad para cien dosímetros. Dicha plancha cuenta con un conjunto de cavidades que forman una matriz, de manera que cada dosímetro pueda ser identificado por la posición que ocupa.

La *resistencia calefactora* es una plancha cuadrada de acero inoxidable de 10

cm de lado y 0,3 cm de espesor. La temperatura de la plancha se controla por medio de un *termopar*, que transmite su señal a un regulador. Se compara la temperatura de la resistencia calefactora con la temperatura de consigna del ciclo de lectura que se ha programado, de manera que se abre o cierra la potencia que entra en la resistencia calefactora. Un segundo termopar transmite su señal fuera del horno para poder controlar la temperatura desde el exterior en todo momento.

Para llevar a cabo el enfriamiento controlado de los dosímetros, se emplean una pareja de *turboventiladores* que se activan de modo coordinado y automático. El control del tiempo de permanencia a las temperaturas programadas y el funcionamiento de los turboventiladores se hace por medio de *temporizadores electromecánicos*.

### **Irradiación**

En este apartado se describirán los dispositivos de irradiación del Hospital Universitario Puerta de Hierro, centro de referencia en la puesta en marcha del sistema de auditoría postal. Los dispositivos de los centros que han participado en el ensayo de auditoría postal pueden encontrarse en el Anexo 2.

Para irradiar los dosímetros se ha usado un acelerador lineal de uso clínico, modelo *Elekta SL18*, que cuenta con dos energías nominales de 6 y 15 MV. Como elemento complementario, se ha usado una mesa de tratamiento tipo *RAM* fabricados por Philips, que se caracteriza por una gran rigidez y suavidad en sus movimientos. En el estudio de la influencia de la energía del campo en la señal termoluminiscente, se han llevado a cabo irradiaciones en una unidad de tratamiento de teleterapia  $^{60}\text{Co}$ , modelo *Theratron 780* fabricado por AECL.

Para configurar los campos de pequeño tamaño se ha utilizado un colimador micromultiláminas, modelo  $m_3$  fabricado por BrainLab, que se adapta a la cabeza del acelerador. El colimador dispone de 26 pares de láminas de 3 mm de espesor que pueden desplazarse independientemente hasta un máximo de 5 cm, con una precisión de 0,1 mm.

El software empleado en el proceso de planificación es el proporcionado por BrainLab para la terapia de haces conformados. Entre las prestaciones de este sistema, se encuentra la fusión automática de imágenes de diagnóstico, procedentes de distintos sistemas de imagen, como la Tomografía Axial Computerizada o



Figura 3.5: Maniquí de agua sólida utilizado para irradiar los dosímetros termoluminiscentes en campos de tamaño estándar.

la Resonancia Magnética.

Para las irradiaciones en campos de tamaño estándar, se ha empleado un *maniquí de agua sólida* (RMI-457) formado por piezas cuadradas de 30 cm de lado. Combinando piezas de diferentes espesores, se pueden generar distintas configuraciones geométricas (Figura 3.5). Una de las piezas del maniquí lleva tallada una cavidad que permite colocar una cámara de ionización en su interior (Figura 3.5), para ser irradiada junto con los dosímetros.

Se ha diseñado un maniquí de metacrilato para irradiar los dosímetros en campos pequeños. Por su importancia en este trabajo se dedicará un apartado a la descripción del mismo.

Para las irradiaciones en el acelerador lineal se ha usado una cámara de ionización cilíndrica de grafito, modelo *NE 2581 FARMER*, conectada a un electrómetro *2570 FARMER*. Para las irradiaciones con  $^{60}\text{Co}$  se emplea una cámara cilíndrica de grafito, modelo *NE 2571 FARMER* y un electrómetro *INOVISION*. Ambos conjuntos han sido calibrados en el laboratorio de metrología de radiaciones io-

nizantes del CIEMAT, siguiendo lo establecido en el protocolo TRS-398 [20].

### Lectura

La obtención de la señal termoluminiscente se lleva a cabo mediante el proceso de *lectura*, que consiste en un calentamiento de los dosímetros en condiciones controladas y la conversión de la luz emitida en una señal eléctrica que pueda ser registrada.

En este trabajo se deja transcurrir como mínimo un periodo de treinta minutos entre la irradiación y la lectura, con el objetivo de eliminar completamente el pico 1 de la curva de termoluminiscencia. Este pico sufre desexcitación térmica a temperatura ambiente, por lo que no se puede obtener información dosimétrica del mismo.

El *ciclo de lectura* que se ha usado en este trabajo comienza con un *calentamiento* hasta 280 °C a una velocidad  $3\text{ °C} \cdot \text{s}^{-1}$ , durante 80 segundos. El *enfriamiento* de los dosímetros hasta la temperatura ambiente se lleva a cabo también de forma controlada.

Para realizar el proceso de lectura se ha usado un *lector de termoluminiscencia* manual, modelo *Harshaw 4000*, en el que se pueden programar distintos ciclos de lectura variando los parámetros de dichos ciclos.

En el lector el calentamiento se produce por contacto térmico con una resistencia calefactora, consiguiendo así una rampa de calentamiento lineal. La luz emitida por el material al ser calentado es detectada y amplificada por un tubo fotomultiplicador, que la convierte en una señal eléctrica. Esta señal es transformada en una serie de pulsos de amplitud fija, cuya frecuencia es proporcional a la magnitud de la señal eléctrica. La frecuencia de esta señal se convierte en un pulso de voltaje que es almacenado.

El lector está conectado a un ordenador que dispone de un programa de comunicación entre ambos. Al completar la lectura de cada dosímetro, el lector envía el resultado al ordenador, se visualiza la curva termoluminiscente por pantalla y se almacena de manera ordenada.

La estabilidad del lector constituye un parámetro crítico en la fiabilidad del sistema de auditoría postal, por lo que se han llevado a cabo distintos controles

de la estabilidad del lector, que se describen a continuación.

*Controles de la estabilidad del lector de termoluminiscencia*

Cada vez que se procede a la lectura de un grupo de dosímetros, se llevan a cabo una serie de procedimientos con el objetivo de detectar las posibles inestabilidades que pueda sufrir el lector.

En primer lugar, se revisa la *tensión del tubo fotomultiplicador* antes de comenzar la lectura de un grupo de dosímetros y al término de la mismo. Esta tensión afecta directamente a la amplificación de la señal eléctrica. El tubo fotomultiplicador del lector que se ha utilizado tiene una tensión nominal de 600 V.

Aunque la tensión se mantenga estable, el tubo fotomultiplicador puede sufrir variaciones de otra naturaleza. Para cuantificarlas se llevan a cabo *medidas de la luz de referencia*. En el interior del lector se encuentra una fuente de luz que emite una señal de intensidad constante. Se mide la luz emitida por esta fuente en un intervalo de tiempo establecido y se calcula automáticamente la integral en este intervalo.

Se realizan dos medidas de la luz de referencia, una al comienzo y otra a la finalización de cada sesión de lectura, de manera que puedan detectarse los cambios que se han producido en el tubo fotomultiplicador durante el proceso. Las medidas de la luz de referencia se pueden emplear para evaluar el comportamiento del tubo fotomultiplicador a corto, medio y largo plazo.

Además, pueden producirse cambios en la electrónica del sistema que no puedan ser detectados mediante la medida de la luz de referencia. Para detectar este tipo de cambios se tomará una muestra de cinco dosímetros del mismo formato que los utilizados en la auditoría postal, que se conoce como *Grupo del Lector*. Se les someterá a un tratamiento térmico de preparación y se irradiarán en las condiciones detalladas en Tabla 3.2. A continuación se procederá a su lectura junto con el grupo de dosímetros correspondiente.

En la preparación e irradiación del *Grupo del Lector* se deben reproducir, en la medida de lo posible, las mismas condiciones experimentales para garantizar que los cambios en sus lecturas pueden atribuirse únicamente al lector. Por lo que resulta necesario tener en cuenta las variaciones que pueda sufrir el dispositivo de irradiación. Para ello se irradiará junto con los dosímetros una cámara de



Dosis	2 Gy
Energía del campo	6 MV
Tamaño del campo	20 × 20 cm <sup>2</sup>
Giro del colimador	0°
Giro del gantry	0°
Maniquí	Agua sólida
Distancia fuente - dosímetro	100 cm
Distancia fuente - superficie	93 cm
Distancia fuente - cámara	101 cm
Espesor de back up	10 cm

Tabla 3.2: Condiciones de irradiación del *Grupo del Lector*

ionización calibrada.

Las lecturas de la cámara de ionización deben ser corregidas por medio del siguiente factor:

$$\Phi(P, T) = \frac{P_0 (T + 273)}{P (T_0 + 273)} \quad (3.2)$$

que tiene en cuenta la influencia de la presión y la temperatura en la lectura de la cámara, refiriendo las condiciones de la irradiación a las de referencia, en las que se ha realizado la calibración de la cámara.

Para evaluar las variaciones que pueda sufrir el dispositivo de irradiación se define el *factor de la cámara de ionización* como:

$$F_{CI} = \frac{L_0}{L} \quad (3.3)$$

que relaciona la lectura  $L$  con la lectura  $L_0$  que corresponde a la irradiación que se ha tomado como referencia.

El valor medio de las lecturas de los cinco dosímetros del *Grupo del Lector* se corrige por medio del *factor de la cámara de ionización*. A partir de los valores obtenidos por este procedimiento se puede evaluar la estabilidad del lector en un determinado intervalo de tiempo. En el Anexo 3 puede verse como han evolucionado el valor medio de las lecturas del *Grupo del Lector* a lo largo del tiempo que duró el ensayo de la auditoría postal.

### Análisis de las curvas termoluminiscentes

En dosimetría de termoluminiscencia, la dosis se obtiene a partir de la integral de la curva de termoluminiscencia en un intervalo de temperatura que se conoce como *Región de Interés Dosimétrico* o *RID*. El éxito de un material termoluminiscente como dosímetro depende de la elección de esta región.

El cálculo de la integral se hace de manera automática por medio de programas de análisis desarrollados para este propósito. Lo más sencillos son los *programas de análisis simplificado*, que sustraen el fondo debido a la emisión infrarroja del propio dosímetro y de los elementos adyacentes y calculan el área en un intervalo de temperatura establecido previamente. Su principal inconveniente es que a veces el intervalo de temperatura que se ha fijado no corresponde a la RID, debido a que las curvas aparecen un poco desplazadas.

Para superar las limitaciones de este tipo programas, se han desarrollado los *programas de análisis completo*, que después de sustraer el fondo, descomponen la curva en los picos que la forman y calculan el área de cada uno de ellos, de manera que su suma se ajuste con precisión a la curva experimental.

En esta aplicación se ha optado por un programa de análisis completo, ya que en la auditoría postal pueden producirse cambios en la curva de termoluminiscencia debido a que transcurren largos periodos de tiempo entre el tratamiento térmico de preparación, la irradiación y la lectura. Estos cambios en la curva pueden deberse a la desexcitación espontánea de los electrones o *fading* y a los cambios en la configuración del sistema de trampas por efecto de la temperatura. Pueden afectar de manera diferente a cada pico, por lo que resulta de interés estudiar como evoluciona cada uno de ellos.

En el caso del *TLD-100*, los cambios en la respuesta se deben principalmente a las modificaciones en el sistema de trampas [180], por lo que la información dosimétrica no se pierde, solo cambia.

Los picos de la curva de termoluminiscencia del *TLD-100* evolucionan de manera muy diferente. La intensidad de los picos 2 y 3 puede verse afectada por el *fading*, pudiendo llegar prácticamente a desaparecer en periodos de tiempo muy largos. La evolución de los picos 4 y 5 es más compleja. El área y la intensidad del pico 5 pueden aumentar, mientras que el pico 4 puede estrecharse y desplazarse hacia el pico 5 [181].

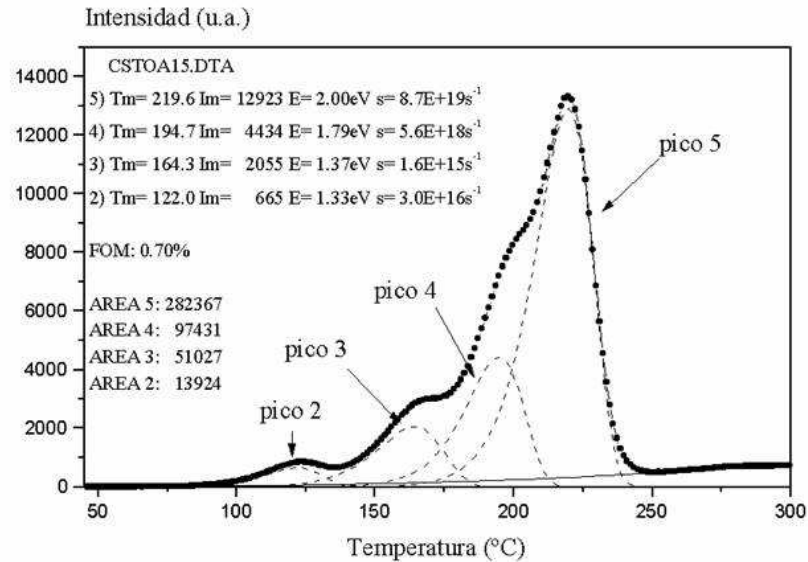


Figura 3.6: Curva de termoluminiscencia del TLD-100 analizada con GCA.

Para llevar a cabo el análisis de las curvas termoluminiscentes en este trabajo se ha utilizado el programa *GCA*, que fue desarrollado en el CIEMAT por A. Delgado y J. M. Gómez-Ros [182]. Se trata de un programa de análisis completo que calcula el *área* de cada uno de los picos, así como los parámetros característicos de cada pico, como la *temperatura del máximo*, la *energía de activación* y el *factor de frecuencia*. En la Figura 3.6 se muestra una curva del TLD-100 que ha sido analizada con GCA. El análisis de las curvas realizadas con este programa se han comparado con los obtenidos con otros programas del mismo tipo, observándose un alto grado de coincidencia [183].

Antes de comenzar a analizar la curva, es preciso asignar la temperatura correspondiente a cada uno de los canales de la curva de termoluminiscencia, es decir, obtener la *curva de calentamiento*, es decir, la curva que relaciona la temperatura con el número de canal:

$$T = T_0 + \alpha S \quad (3.4)$$

donde  $T$  corresponde a la temperatura y  $S$  al número de canal.  $T_0$  y  $\alpha$  son los

parámetros de ajuste de la curva de calentamiento.

Para obtener estos parámetros de ajuste, se usan las temperaturas de los máximos de los picos, que son características de cada material. En este caso se han utilizado las temperaturas de los máximos de los picos 2 y 5, asignando cada uno de ellos al canal correspondiente de la curva.

Se ha comprobado que las curvas de calentamiento para un conjunto de dosímetros que se leen en la misma sesión son prácticamente idénticas, por lo que se emplea una muestra de cinco dosímetros para obtener los valores de  $T_0$  y  $\alpha$ .

Para comenzar a llevar a cabo el análisis con GCA, es preciso introducir en el programa los parámetros de la curva de calentamiento y fijar de manera manual los límites de la RID, que debe abarcar los picos 2, 3, 4 y 5. A continuación, el programa genera cada uno de los picos y la suma de ellos se muestra por pantalla para comprobar el grado de coincidencia con la curva experimental.

Aunque la RID abarque los picos 2, 3, 4 y 5, en este trabajo se va a usar solamente la suma de las áreas de los picos 4 y 5 para obtener la dosis absorbida, ya que estos picos son térmicamente más estables y la información dosimétrica contenida en ellos puede cambiar, pero no desaparece.

Una vez descritos los principios de la dosimetría de termoluminiscencia, los dosímetros que se van a emplear en esta aplicación, así como el método de trabajo para obtener la señal termoluminiscente, se procederá la descripción del maniquí que se ha diseñado para esta aplicación, en el que irán insertados los dosímetros termoluminiscentes.

## 3.2. Maniquí diseñado para la auditoría postal

Para llevar a cabo la medida de la dosis absorbida no basta con emplear un dosímetro, sino que es necesario disponer de algún bloque de material que simule la interacción de la radiación con el cuerpo humano, lo que se conoce como *maniquí*. Según el objetivo de la medida y la precisión requerida por la misma, se usarán diferentes diseños que pueden englobarse en dos grandes líneas de trabajo.

Los *maniquís homogéneos* están fabricados con un solo material y suelen tener

formas geométricas sencillas como el cubo, la esfera o el cilindro. Suelen usarse para medir la dosis en unos pocos puntos en configuraciones geométricas sencillas, como las que se llevan a cabo en condiciones de referencia.

Los *maniquís antropomórficos* simulan el cuerpo humano o alguna de sus partes. Incluyen materiales de distinta composición que representan los diferentes tejidos como músculo, hueso o pulmón . El posicionamiento de este tipo de maniquís es más complicado y lleva más tiempo que el de un maniquí con forma geométrica. Se usan para obtener distribuciones de dosis más complejas, próximas a las de un tratamiento real. Estas medidas sirven para detectar errores que no se ponen de manifiesto en la medidas con maniquís homogéneos.

Para fabricar un maniquí se pueden usar diferentes materiales. Como el objetivo de la Dosimetría Clínica es conocer la dosis absorbida en cuerpo humano, se recomienda el empleo de *materiales equivalentes a tejido*, que son aquellos que simulan, en la medida de lo posible, las propiedades de los tejidos biológicos en cuanto a la dispersión y absorción de la radiación se refiere para un campo dado y en un intervalo de energía determinado [184].

El *agua* es un material equivalente a tejido que ha sido ampliamente utilizado en Radioterapia, ya que permite una gran flexibilidad en el posicionamiento de los dosímetros. Un maniquí de agua está formado por una cuba o elemento de contención y un sistema que garantice el posicionamiento preciso de los dosímetros y los proteja de la humedad. Estos sistemas están fabricados con materiales plásticos e introducen perturbaciones que es necesario tener en cuenta en la determinación de la dosis absorbida.

Los maniquís de agua son ligeros y baratos de fabricar, pero presentan algunos inconvenientes de índole práctica como la formación de burbujas o la evaporación. Se suelen usar para medidas de la dosis en configuraciones geométrica sencillas, próximas a las condiciones de referencia.

Para la fabricación de maniquís también se pueden utilizar *materiales plásticos*, como el polimetilmetacrilato o PMMA, el poliestireno y las resinas epoxi. Dependiendo de su composición química, estos materiales son más o menos equivalentes a tejido.

Dentro de los materiales plásticos, existen materiales que son prácticamente equivalentes a agua en el rango de energía usado en Radioterapia, como el *agua*

*sólida* (RMI 451 y RMI 457) y *agua plástica* (VA). Se usan para fabricar maniquís en los que se llevan a cabo calibraciones y controles de calidad rutinarios. El uso de estos materiales introduce una incertidumbre del 1% en las medidas de la dosis absorbida [185]. La mayoría de las imprecisiones que se comenten cuando se utilizan maniquís de estos materiales no se deben a los propios materiales, sino al uso inadecuado que se hace de los mismos [186].

Los maniquís fabricados con materiales plásticos son capaces de soportar muchos tipos de detectores. Su posicionamiento suele ser sencillo, rápido y muy reproducible. Permiten introducir o añadir piezas de otros materiales para simular heterogeneidades.

En Radiocirugía e IMRT se han utilizado muchos tipos de maniquís. A continuación se verán sus principales características.

### 3.2.1. Maniquís empleados en Radiocirugía e IMRT

En el diseño de los maniquís utilizados para llevar a cabo controles de calidad en Radiocirugía e IMRT, se distinguen dos líneas de trabajo que vienen dadas por el objetivo que se persigue.

Cuando se pretende medir la dosis absorbida en configuraciones geométricas sencillas, como sucede en los controles de calidad rutinarios, se utilizan los maniquís homogéneos. Algunos de estos maniquís han sido diseñados para poder llevar a cabo medidas de diferentes parámetros de manera simultánea o sucesiva, por lo que se conocen como *maniquís multifuncionales* o *Multi Purpose Phantom (MPP)* [187]. Estos maniquís multifuncionales suelen tener formas geométricas sencillas, entre las que destacan el cubo, la esfera o el cilindro [23, 124, 150, 188, 189, 190, 191, 192, 193, 194, 195].

En cambio, cuando se pretende medir la dosis absorbida en condiciones próximas a las de un tratamiento real se usan *maniquís antropomórficos*, que pueden incluir diferentes materiales para simular las densidades de los distintos tejidos [70, 73, 76, 196, 197, 198, 199, 200]. Con este tipo de maniquís, se suele obtener la dosis absorbida en un gran número de puntos o bien distribuciones de dosis en dos o tres dimensiones. Estos sistemas proporcionan una gran cantidad de información, que a veces puede resultar difícil de interpretar, lo que dificulta la detección de las posibles desviaciones.

Dada la complejidad de los tratamientos de IMRT, los maniquís antropomórficos resultan de especial utilidad para llevar a cabo comprobaciones dosimétricas. Estos maniquís suelen contener estructuras de distintos materiales que simulan la lesión y los órganos de riesgo. Tómese como ejemplo de este tipo de maniquís el que fue desarrollado para poner en marcha el proyecto QUASIMODO [76]. Este maniquí tiene forma de pelvis, ya que fue diseñado para llevar a cabo comprobaciones dosimétricas en tratamientos de cáncer de próstata. También existen maniquís de este tipo que simulan el conjunto cabeza - cuello [73].

En relación a los materiales se han usado tanto maniquís de agua como maniquís sólidos en Radiocirugía e IMRT. Los maniquís de agua pueden tener formas geométricas sencillas [191, 200] o bien ser antropomórficos [73, 196, 198, 199].

Los maniquís sólidos pueden fabricarse con materiales plásticos equivalentes a agua y suelen tener formas geométricas simples [23, 124, 150]. Los maniquís sólidos de PMMA resultan más ligeros y baratos de fabricar que los de agua sólida. Suelen tener formas geométricas sencillas [188, 193, 195]. Además se pueden utilizar para verificar otros parámetros relativos a los tratamientos, como el posicionamiento de las marcas en los sistemas de imagen o la determinación de distancias y volúmenes en los sistemas de planificación.

Una vez vistos los principales tipos de maniquís utilizados en Radiocirugía e IMRT, se pasará a describir como se ha llevado a cabo el diseño del maniquí que se ha usado en esta aplicación.

### 3.2.2. Diseño

Para llevar a cabo el diseño del maniquí que se va a usar en la auditoría postal, se ha de tener en cuenta cual es el objetivo de la aplicación y los condicionantes de los que se parte.

El *objetivo* de esta aplicación es llevar a cabo medidas de la dosis absorbida en campos pequeños en el contexto de una auditoría postal con dosímetros termoluminiscentes.

En el diseño del maniquí se han tenido en cuenta los siguientes *condicionantes*:

- Se pretende medir la dosis absorbida en una *configuración geométrica sencilla*, ya que en configuraciones más complejas, próximas a un tratamiento

real, las posibles desviaciones resultan más difíciles de detectar, ya que pueden compensarse entre sí o quedar enmascaradas.

- Se van a utilizar *campos de pequeño tamaño* para irradiar el maniquí. Debido a las dificultades dosimétricas inherentes a este tipo de campos, se ha optado por llevar a cabo medidas de la dosis absorbida en el *eje del campo*, donde la falta de equilibrio electrónico lateral y los gradientes de dosis no resultan tan críticos como en otras configuraciones. Además, se ha observado que en las medidas de la dosis en el eje del campo la modificación de los espectros con el tamaño de campo y con la profundidad no afectan a la respuesta del *TLD-100*, mientras que en las medidas en puntos alejados del eje del campo los cambios en la respuesta pueden llegar a alcanzar el 7% [201].
- Para garantizar la resolución espacial requerida por este tipo de campos se van a utilizar dosímetros termoluminiscentes de 1 mm<sup>3</sup> de volumen. El maniquí diseñado debe garantizar el *posicionamiento preciso* de los dosímetros, evitando que sufran cualquier tipo de desplazamiento. Una pequeña desviación del punto efectivo de medida puede distorsionar la misma de manera considerable, debido a los grandes gradientes de dosis que se generan en este tipo de campos.
- La *equivalencia a tejido* no resulta crítica en esta aplicación, ya que no se trata de la verificación de un tratamiento real. Las propiedades del material del maniquí en relación a su interacción con el campo de radiación serán tenidas en cuenta en el proceso de planificación.
- El maniquí va a ser usado en una *auditoría postal*, lo que determina que:
  - su tamaño y su peso deben permitir que pueda ser enviado por vía postal a los centros.
  - debe ser lo suficientemente robusto y resistente como para soportar un gran número de usos.
  - su montaje y posicionamiento debe ser sencillo para evitar errores y no aumentar de manera significativa la carga de trabajo en los servicios correspondientes.

Partiendo de estos condicionantes, el primer paso consiste en decidir el *materia*l con que se va a fabricar el maniquí. Los maniquís de agua son equivalentes a



tejido y resultan ligeros para ser enviados por vía postal. Pero precisan un sistema de posicionamiento para los dosímetros, que introduce una perturbación que debe ser corregida. La introducción de factores de corrección adicionales puede aumentar la incertidumbre de la dosis absorbida de manera indeseada.

Por lo que se ha optado por un maniquí sólido para garantizar un alto grado de precisión en el posicionamiento de los dosímetros, ya que durante el proceso de diseño se prevé donde van a ir situadas las cavidades en las que se alojan los dosímetros.

Como la equivalencia a tejido no resulta crítica en esta aplicación, se usará PMMA para la fabricación del maniquí. El PMMA fue uno de los materiales recomendados por la ICRU en su Report 44 [184] como sustituto de los tejidos en dosimetría de radiaciones .

El PMMA es un material fácil de mecanizar, resistente al uso y no se ralla con facilidad. No es demasiado denso, por lo que el maniquí será suficientemente ligero para ser enviado por vía postal. Resulta más económico que los materiales equivalentes a agua y está disponible comercialmente.

El siguiente paso consiste en decidir la *forma* del maniquí. Como se trata de medir la dosis absorbida en una configuración geométrica sencilla, quedan descartados los maniquís antropomórficos y se optará por un maniquí con forma geométrica.

El sistema de auditoría postal fue concebido inicialmente para llevar a cabo comprobaciones dosimétricas en dispositivos empleados Radiocirugía. Por lo que el maniquí simulará la forma y dimensiones del conjunto cabeza - cuello, limitando la elección a un cilindro o una esfera. La esfera precisa un sistema de posicionamiento adicional, por lo que para simplificar el sistema se ha optado por un cilindro. Un maniquí con forma cilíndrica permite llevar a cabo comprobaciones dosimétricas en dispositivos que proporcionen haces con incidencia vertical.

Para realizar las medidas de la dosis absorbida en el eje del campo, se situarán los dosímetros en el eje del cilindro, de manera que el posicionamiento se llevará a cabo alineando el eje del cilindro con el eje del campo.

Para detectar las desviaciones relacionadas con la calibración, el posicionamiento o el sistema de planificación sería suficiente medir la dosis absorbida en una sola configuración. Sin embargo, si se miden las dosis absorbidas en varias

configuraciones, la verificación de la coherencia entre ellas servirá como control de calidad interno del propio sistema.

Para obtener medidas de la dosis en varias configuraciones sin realizar un gran número de disparos, se optará por medir simultáneamente la dosis absorbida a dos profundidades. Además, siguiendo la línea de los maniquís multifuncionales, a partir de la relación de las dosis a dos profundidades podría obtenerse información acerca la calidad del haz.

Para ampliar aún más el número de configuraciones geométricas, se pretende irradiar el maniquí con dos tamaños de campo, por lo que se va a diseñar un sistema que permita retirar los dosímetros con facilidad después de cada disparo y colocar otro conjunto para el disparo siguiente. Por lo que el maniquí se construirá con una serie de piezas de diferentes espesores, que se irán apilando hasta formar el conjunto. Para evitar los desplazamientos laterales de las piezas se usará una camisa de centraje.

Por último, dadas las dificultades dosimétricas de los campos pequeños, se usarán cuatro dosímetros para obtener la dosis absorbida a cada profundidad, mejorando de esta forma la estadística de la medida. Las posiciones de las cavidades que van a ocupar los dosímetros serán tenidas en cuenta en el proceso de diseño del maniquí.

### 3.2.3. Descripción y montaje del maniquí

El maniquí está formado por un conjunto de cinco piezas cilíndricas de 10 cm de diámetro (Figura 3.7). Dos de estas piezas son los discos que contienen los dosímetros termoluminiscentes. Las tres piezas restantes se apilan junto con los discos, de manera que los dosímetros quedan situados a 5 y 10 cm de profundidad de la cara superior del maniquí.

Los discos en los que se alojan los dosímetros se denominan *discos contenedores* (Figura 3.8). Están formados por dos piezas cilíndricas de 0,5 cm de espesor, que tienen talladas en su superficie sendas colas de milano. Al deslizar una pieza sobre la otra, quedan perfectamente encajadas formando una pieza cilíndrica de 1 cm de espesor.

La pieza inferior de cada disco tiene tallada en su centro una cavidad circular

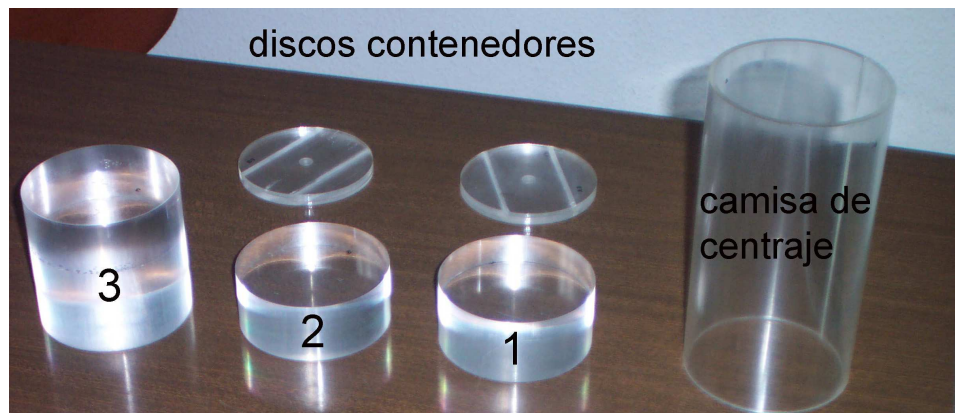


Figura 3.7: Piezas del maniquí que se diseñó para la auditoría postal

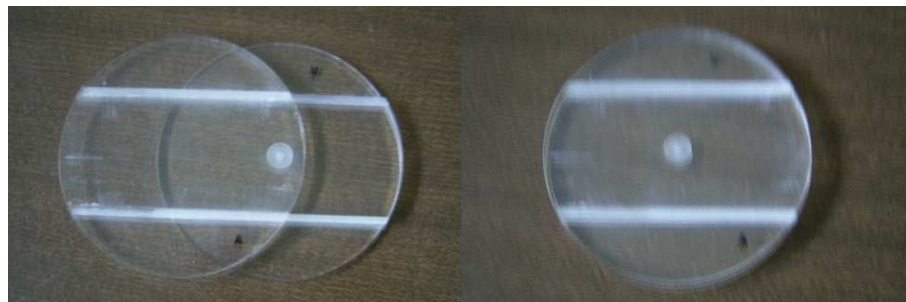


Figura 3.8: Disco contenedor abierto y cerrado, respectivamente.

de 1 cm de diámetro y 1 mm de profundidad. En el interior de esta cavidad se aloja un pequeño disco, de las mismas dimensiones de la cavidad, por lo que queda perfectamente encajado dentro de ella (Figura 3.8). Este disco tiene en su centro un alojamiento cuadrado de 2 mm de lado y 1 mm de profundidad, donde se van a insertar cuatro dosímetros termoluminiscentes de  $1 \text{ mm}^3$ , de forma que no pueden sufrir desplazamientos horizontales.

El resto de las piezas cilíndricas tienen diferentes espesores. Se las ha numerado en relación a la posición que ocupan en el maniquí. La *pieza 1* ocupa la posición superior, la *pieza 2* se sitúa en una posición intermedia entre ambos discos contenedores y la *pieza 3* ocupa la posición inferior en el maniquí.

La *pieza 3* tiene 9.5 cm de altura y constituye el espesor de retrodispersión, que se recomienda que sea al menos de 9 cm para llevar a cabo medidas de la dosis



Figura 3.9: Maniquí en la mesa de tratamiento

en haces de fotones [202]. Encima de ella se coloca el primer disco contenedor. A continuación se coloca la *pieza 2*, de 4 cm de altura, y encima el segundo disco contenedor. Para terminar se coloca la *pieza 1*, de 4.5 cm de altura. De esta forma los dosímetros quedan situados a 5 y 10 cm de profundidad. El conjunto resultante tiene 10 cm de diámetro y 20 cm de altura.

Para alinear todas las piezas y evitar desplazamientos relativos entre ellas, se emplea la *camisa de centraje* (Figura 3.7) que es un cilindro hueco de 12 cm de diámetro, 1 cm de espesor y 20 cm de altura. Una vez alineadas todas las piezas, el maniquí tiene unas dimensiones de 12 cm de diámetro y 20 cm de altura (Figura 3.9).

Una vez descrito el dispositivo experimental que se ha diseñado, pasaremos a detallar las características de los programas de Monte Carlo que se han utilizado en este trabajo para el estudio del dispositivo experimental.

### 3.3. La simulación Monte Carlo

Cuando se aborda el estudio de fenómenos físicos muy complejos puede resultar útil la *simulación por ordenador*, entendiendo como tal, el diseño y desarrollo de un modelo del sistema físico que se está estudiando, que permita llevar a cabo experimentos con el propósito de entender el comportamiento del mismo.

El modelo del sistema debe incluir un conjunto de hipótesis acerca de su comportamiento. Estas hipótesis se expresan por medio de un sistema de ecuaciones diferenciales que relacionan las variables del sistema. En el caso de sistemas físicos complejos, estos sistemas de ecuaciones no pueden ser resueltas por métodos analíticos.

Para estudiar el comportamiento de este tipo de sistemas pueden resultar útiles los métodos de *simulación Monte Carlo*, que abordan el problema de una manera diferente. En ellos, se simula un gran número de sucesos individuales y se obtiene información del sistema a partir del comportamiento promedio de los sucesos simulados.

Los métodos de Monte Carlo están enfocados a la simulación de *sucesos aleatorios*. Para caracterizar el comportamiento del sistema se toman una serie de distribuciones de probabilidad, que describen los fenómenos físicos que gobiernan el sistema. Cada suceso individual es simulado, muestreando dichas distribuciones de probabilidad por medio de la generación de números aleatorios.

Un ejemplo de este tipo de sistemas es la propagación de un campo de radiación en un medio material. Se trata de un fenómeno complejo, que no puede ser abordado por métodos determinísticos. Por lo que la simulación Monte Carlo ha sido ampliamente utilizada para el estudio de este fenómeno.

Para comenzar a simular este proceso, se van generando las partículas de acuerdo a las distribuciones que describen la fuente. Cada partícula viaja una cierta distancia en el medio material hasta que sufre una interacción. Esta distancia viene dada por la sección eficaz total de interacción de dicha partícula. Al interaccionar con las partículas del medio material, la partícula puede sufrir una colisión o una dispersión y modifica su energía y dirección, pudiendo producir nuevas partículas, que deben ser transportadas también. Después de cada interacción la partícula continúa su camino y el proceso se va repitiendo hasta que la partícula es absorbida o abandona la zona considerada de interés.

Los métodos de Monte Carlo se diferencian de los métodos determinísticos no solo en el tratamiento del problema, sino en el tipo de solución que ofrecen. Los métodos determinísticos proporcionan los flujos de partículas o de energía en cualquier punto del sistema, mientras que los métodos de Monte Carlo ofrecen estos flujos solamente en superficies o volúmenes de interés, que se han fijado previamente.

A veces puede suceder que solo una pequeña proporción de las partículas simuladas alcancen las superficies o volúmenes de interés. Para mejorar la estadística de este resultado es necesario simular un mayor número de partículas, aumentando también el tiempo de cálculo.

Para obtener una buena estadística sin aumentar el tiempo de cálculo de manera considerable, se usan los *métodos de reducción de varianza*, que utilizan otros modelos probabilísticos para reducir la incertidumbre de las magnitudes calculadas, empleando el mismo tiempo de cálculo. Estos métodos se centran en la simulación de las partículas que aportan más información a la magnitud que se quiere calcular y simplifican o eliminan la simulación de las partículas que aportan poca información, pero manteniendo su peso estadístico a la contribución total.

La simulación Monte Carlo resulta muy útil para comprender fenómenos que presentan una especial dificultad, como sucede con la dosimetría de campos pequeños, en la que esta técnica ha sido ampliamente utilizada.

### **La simulación Monte Carlo en la dosimetría de campos pequeños**

En la dosimetría de campos pequeños, la simulación Monte Carlo ha sido usada principalmente con tres propósitos.

Debido a las dificultades dosimétricas de los campos pequeños puede resultar difícil obtener información por la vía experimental, por lo que la simulación Monte Carlo ha sido ampliamente utilizada para estudiar este fenómeno [81, 85, 88, 89, 91, 107].

En segundo lugar, la simulación Monte Carlo ha sido usada para obtener la dosis absorbida como si de un dosímetro más se tratara. Los valores de la dosis calculados por este método se han comparado con los resultados obtenidos con otros detectores para verificar la coherencia entre ellos [82, 89, 136, 144, 159, 203, 204].

Por último se han obtenido por medio de la simulación Monte Carlo los factores de corrección para aquellos detectores que muestran dependencia con alguna magnitud física como la energía del campo, la tasa de dosis o la dirección de incidencia o para tener en cuenta el tamaño del detector [28, 39, 205].

En este trabajo, la simulación Monte Carlo se ha usado para estudiar el comportamiento del *dispositivo experimental*, así como investigar si la relación entre las dosis a dos profundidades, medidas con este dispositivo experimental, puede ser utilizada para evaluar la calidad del haz en los centros auditados, tal como se ha hecho en otros sistemas de auditoría postal [17, 67].

La simulación Monte Carlo se ha llevado a cabo usando dos programas, *MCNPX* y *BEAMnrc*. Aunque ambos programas simulan el mismo fenómeno físico, son diferentes en cuanto a su propósito y filosofía de trabajo. A continuación veremos las características más relevantes de cada uno de ellos.

### 3.3.1. MCNPX

*MCNPX* (Monte Carlo N-Particle eXtended) es un programa que simula la propagación de un campo de fotones, electrones o neutrones en un medio material [206]. Es un programa de propósito general, por lo que la simulación se lleva a cabo en configuraciones diseñadas por el propio usuario. *MCNPX* tiene un rango muy amplio de aplicaciones en campos como la Física Nuclear, la Física Médica y los aceleradores de partículas.

Este programa fue desarrollado en la división de Física Aplicada del Laboratorio Nacional de Los Álamos (Estados Unidos). El programa original ha ido evolucionando hasta llegar a la versión actual, que incorpora los últimos avances relativos a los modelos físicos y las secciones eficaces de interacción. Ha sido diseñado para que pueda correr en diferentes tipos de máquinas y sistemas operativos.

La principal característica de *MCNPX* es que tiene un estilo muy conciso, es decir, cada aplicación se desarrolla en el menor número de líneas posible. Además, el programa tiene una serie de bloques comunes que aparecen solo una vez y no se repiten en cada subrutina. Por lo que es capaz de desarrollar operaciones más complejas que otros códigos más extensos.

En la Figura 3.10 se muestra un esquema del funcionamiento del programa, que será desarrollado a continuación.

### Ficheros de entrada

Como MCNPX es un programa de propósito general, antes de comenzar su ejecución es necesario definir con precisión todas las condiciones de la simulación. Se deben especificar las características tanto del campo de radiación como del medio donde se va a propagar dicho campo. Toda esta información queda recogida en los *ficheros de entrada*, que pueden ser de dos tipos, los *ficheros de inicio*, que son configurados por el usuario antes de comenzar la simulación, y los *ficheros de continuación*, que son generados por el propio programa y permiten continuar una simulación que ha comenzado.

Los *ficheros de inicio* contienen toda la información necesaria para llevar a cabo la simulación. La información está estructurada en distintas unidades o *cards*, formados por un conjunto de líneas que pueden tener hasta 80 caracteres. Según el tipo de información que contengan existen distintos tipos de *cards*, pero normalmente no se utilizan todos en la simulación de un problema en particular.

En los ficheros de inicio se debe especificar la *geometría* del medio material donde se van a propagar las partículas. MCNPX permite el diseño de configuraciones geométricas arbitrarias en tres dimensiones, usando materiales definidos por el propio usuario.

Para definir la geometría del medio, se usa un conjunto de superficies definidas de manera analítica o por medio de puntos. A partir de estas superficies se obtienen las *celdas*, que son volúmenes obtenidos por la intersección o complemento de las regiones del espacio delimitadas por estas superficies. La división del espacio en celdas no está relacionada únicamente con su composición, sino también con el muestreo de partículas o el empleo de técnicas de reducción de varianza.

Para completar la información relativa al medio material es preciso definir su composición y densidad. En el fichero de inicio se especifican también los ficheros en los que se encuentran las *secciones eficaces* que se van a usar en la simulación.

El siguiente paso es definir la *fuentes* de partículas, que pueden ser fotones, electrones o neutrones. La fuente de partículas iniciales viene especificada por las distribuciones de probabilidad de las distintas variables como energía, tiempo o



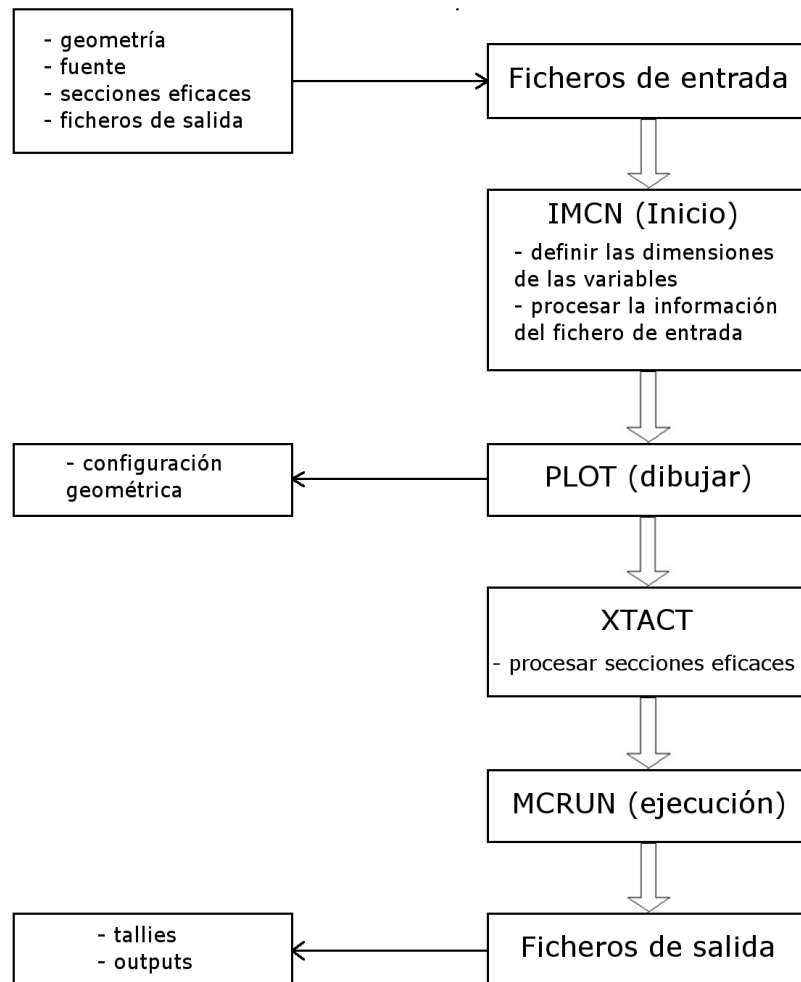


Figura 3.10: Esquema del funcionamiento de MCNPX

dirección de incidencia.

En los ficheros de inicio también se debe incluir información relativa a los *ficheros de salida*, especificando que magnitudes físicas se quieren obtener (flujo de partículas, flujo de energía, dosis) así como las superficies y volúmenes donde se quieren conocer dichas magnitudes. Además se incluirán los *métodos de reducción de varianza* usados para mejorar la eficiencia.

En ocasiones puede ser interesante dividir la simulación en varias fases, para realizar el análisis detallado de alguna región geométrica. En las fases intermedias de la simulación se usan como ficheros de entrada los *ficheros de continuación*, que genera el propio programa. La fuente de partículas primarias viene dada por la distribución de partículas que atraviesan una determinada superficie, que ha sido obtenida en una fase anterior de la simulación.

### IMCN (Inicio)

Antes de comenzar la simulación es preciso procesar la información contenida en los ficheros de entrada. Este proceso se realiza en dos fases. Primero se lleva a cabo una lectura del fichero de entrada para establecer las dimensiones de las variables con las que se va a trabajar. En una segunda lectura se carga la información relativa a la geometría, fuente, materiales y ficheros de salida. Se calcula el área de las superficies y el volumen de las celdas.

### PLOT

MCNPX ofrece la posibilidad de dibujar la configuración geométrica establecida de forma analítica en los ficheros de entrada y permite verificar si dicha configuración geométrica es correcta.

### XTACT

Durante esta etapa se cargan las *secciones eficaces* de los ficheros que han sido especificados en los ficheros de entrada.

## MCRUN

Una vez completados los procesos anteriores, se procede a llevar a cabo la simulación de la interacción de las partículas de la fuente con el medio material que se ha definido.

Cuando una partícula entra una celda, se calculan las intersecciones de la trayectoria de la partícula con las superficies de la celda y las distancias a dichas intersecciones. El programa encuentra la distancia mínima y compara dicha distancia con la que tiene que recorrer la partícula hasta la próxima interacción. Si ésta es mayor, la partícula abandona la celda. Si es menor, sufre una interacción que modifica su energía o dirección y se pueden generar otras partículas. Para no aumentar demasiado el tiempo de cálculo, es recomendable definir las celdas con un número mínimo de superficies.

De esta forma la partícula se va desplazando a través de las distintas celdas hasta que alcanza el detector o la última celda que se haya definido. Al mismo tiempo se va procesando la información obtenida, se van grabando los resultados en alguna memoria y poniendo a cero el generador de números aleatorios.

## Ficheros de salida

Durante la simulación MCNPX genera dos tipos de *ficheros de salida*, los *tallies* y los *outputs*.

Los *tallies* se diseñan en los ficheros de inicio definiendo la superficies y celdas de interés, en las cuales se establece la magnitud que va a quedar registrada en dicha celda. Esta magnitud puede ser la carga, la energía o la dosis. En estas también puede registrarse información relativa a las partículas, como la trayectoria, las pérdidas de energía a lo largo de la misma, el número y tipo de colisiones que sufre, el recorrido medio etc. Esta información puede quedar grabada en tablas o visualizarse gráficamente, mientras el código se está ejecutando o cuando el proceso ha terminado.

Por otro lado, los *outputs* muestran información relativa al proceso de simulación. Incluyen información detallada sobre los errores que se producen en dicho proceso. Este fichero se muestra por pantalla en el momento de la simulación y se graba en alguna memoria para ser consultado posteriormente.

### Estimación de la incertidumbre

Los resultados de la simulación van acompañados por el error relativo definido como la desviación estándar estimada de la media dividida por la media estimada. Los intervalos de confianza definidos por el error relativo están relacionados con la precisión del cálculo realizado, no con la exactitud del resultado.

En MCNPX, el error relativo se calcula después de haber completado cada historia. Por tanto será proporcional a  $1/\sqrt{N}$ , donde N es el número de historias.

### Métodos de reducción de varianza

Para mejorar la estadística de la simulación sin aumentar el tiempo de cálculo de manera significativa, MCNPX dispone de un gran número de técnicas de reducción de varianza. En este apartado solo se describirán las utilizadas en este trabajo: métodos de eliminación, métodos de control de población de partículas y DXTRAN.

Los *métodos de eliminación* (cortes en energía y cortes en tiempo) sirven para eliminar aquellos datos que no contribuyen al resultado que se pretende obtener.

En los *métodos de control de población de partículas* se divide el espacio en distintas regiones geométricas y se asigna a cada una de ellas una determinada importancia. En las celdas de menor importancia se aplica la ruleta rusa y en las de mayor importancia la división de partículas para mejorar la estadística de las mismas.

*DXTRAN* es un método de reducción de varianza que favorece ciertos ángulos o direcciones de dispersión de la partícula cuando sufre una colisión.

#### 3.3.2. BEAMnrc

*BEAMnrc* es un programa que fue específicamente diseñado para llevar a cabo simulaciones de aceleradores clínicos y haces empleados en Radioterapia [207, 208]. Formaba parte del proyecto OMEGA, en el que participaron el National Research Council de Canadá y la Universidad de Wisconsin de Estados Unidos y cuyo objetivo era desarrollar un programa que usara la simulación Monte Carlo para calcular las dosis absorbidas en pacientes.

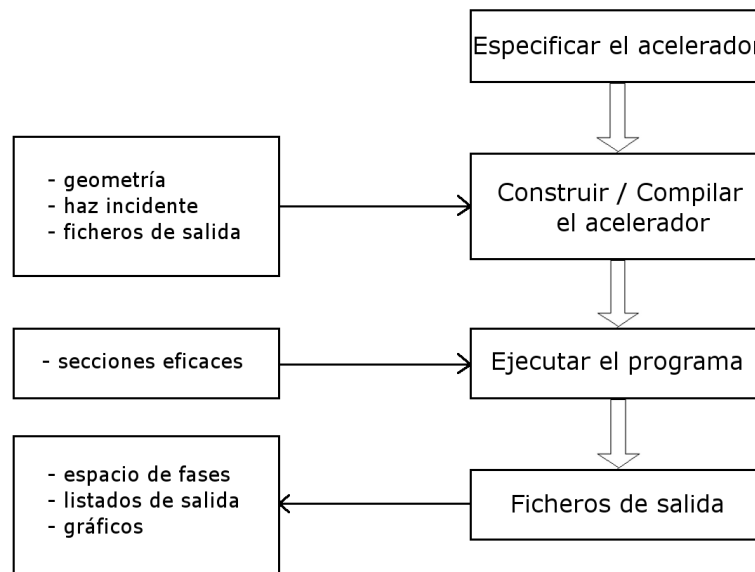


Figura 3.11: Esquema del funcionamiento de BEAMnrc.

BEAMnrc dispone de una serie de módulos independientes que permiten simular las distintas estructuras de un acelerador. Estos módulos se van situando uno a continuación del otro, rellenando con aire los huecos entre los mismos, tal como sucede en un acelerador real.

Las interacciones del campo de radiación con los distintos elementos del acelerador son simulados por medio del programa *EGS* (Electron Gamma Shower) [209], que fue originalmente desarrollado por el SLAC (Stanford Linear Accelerator Center). La versión empleada en este trabajo *EGSnrc* [210] ha sido mejorada por el National Research Council de Canadá.

EGSnrc está preparado para simular la interacción de fotones y electrones con el medio material en un rango de energías que va desde unos pocos keV hasta varios cientos de GeV.

En la Figura 3.11 se muestra un esquema del funcionamiento del programa, que será desarrollado a continuación.

### Especificar el acelerador

El primer paso consiste en hacer una descripción general del acelerador sin especificar las características de cada uno de los módulos. Se seleccionan por orden los módulos que van a ser utilizados y se asigna un nombre a cada uno de ellos, ya que el mismo módulo puede ser usado más de una vez en el diseño.

### Construir/Compilar el acelerador

A continuación el programa construye el acelerador uniendo las distintas partes del código fuente, lo edita para evitar redundancias en los nombres y lo compila generando un fichero ejecutable. No se pueden añadir módulos nuevos después de llevar a cabo este proceso. Si se quiere añadir un nuevo módulo, habría que generar un nuevo acelerador y volver a compilarlo.

Una vez construido el acelerador, deben completarse los ficheros de entrada con la información relativa al propio acelerador y al proceso de simulación.

En MCNPX pueden encontrarse dos tipos de *ficheros de entrada*, los de carácter general, donde se consigna información relativa al proceso de simulación y los ficheros de entrada específicos de cada módulo.

Existen dos ficheros de entrada de carácter general. El fichero de datos principales o *Main Inputs* incluye información relativa a la fuente de partículas primarias, los ficheros de salida, el número de historias que se van a simular, los métodos de reducción de varianza y las energías de corte para fotones y electrones.

El otro fichero es *EGSnrc parameters*, donde aparecen las distintas opciones relacionadas con la física del transporte de las partículas. En este fichero se especifican las secciones eficaces de interacción se van a emplear en el cálculo. Estos datos pueden ser generados por un programa llamado *PEGS4* [209], que forma parte de EGSnrc, o leídos de un fichero que debe especificarse previamente.

Además, cada módulo del acelerador cuenta con su propio fichero de entrada específico, donde deben precisarse las características constructivas de dicho módulo, tales como su geometría, dimensiones y los materiales con los que está fabricado, así como otras características específicas que son diferentes para cada módulo.

### Ejecutar el programa

Cuando se han especificado todas las características del acelerador, se procede a ejecutar el programa para simular la interacción del haz de radiación con las distintas estructuras del acelerador.

Una de las principales ventajas de BEAMnrc es que permite obtener información detallada de cada una de las historias simuladas. Para hacer el seguimiento de cada partícula, existe la posibilidad de usar una variable llamada *LATCH*, formada por 32 bits. El usuario puede elegir los datos que se graban en cada uno de los bits, en función de la información que quiera obtener y de la relevancia de las distintas regiones definidas en el proceso de simulación.

### Ficheros de salida

Una vez concluido el proceso, la información relativa a la simulación queda registrada en los *ficheros de salida*. BEAMnrc genera tres tipos de ficheros de salida: los listados de salida, los espacios de fases y los ficheros gráficos. Los listados de salida se generan por defecto, mientras que los espacios de fases y los ficheros gráficos son opcionales.

Los *listados de salida* o *listing files* incluyen información relacionada con los datos de entrada (módulos, materiales, fuente), con el proceso de simulación propiamente dicho (ejecución, mensajes de error) así como de los resultados de la misma (valores promedio del número de partículas, fluencia, energía, ángulo etc.).

Los *ficheros gráficos* muestran de forma simplificada la geometría del acelerador que se ha generado. Esta opción puede resultar muy útil cuando se está depurando el diseño de un nuevo acelerador.

Una de las principales características de BEAMnrc es la capacidad de generar un *espacio de fases* del haz en cualquier plano previamente determinado. Estos espacios de fases contienen información relativa a la carga, posición, energía, dirección y otros datos relacionados con la historia de cada una de las partículas que alcanzan dicho plano.

Los espacios de fases son los ficheros que ofrecen información más relevante. Los datos de los espacios de fases pueden ser tratados por medio de los programas de análisis para obtener información o bien ser usados para la simulación de

tratamientos y cálculo las distribuciones de dosis en pacientes.

### **Estimación de la incertidumbre**

Para calcular la incertidumbre de los resultados, el programa divide el número de total de partículas simuladas en un número arbitrario de partes, normalmente 10. Para cada una de estas partes se calculan los valores de las magnitudes. A partir de los valores obtenidos, se calcula la media y la varianza de la media, que se usa para calcular la incertidumbre.

### **Métodos de reducción de varianza**

BEAMnrc cuenta también con un gran número de métodos de reducción de varianza. En este apartado se describirán únicamente los métodos de reducción de varianza que se han empleado en este trabajo.

El *Directional Bremsstrahlung Photon Splitting* mejora la estadística de los fotones generados por bremsstrahlung. Divide los fotones creados por bremsstrahlung o por aniquilación de pares en un número  $n$  de fotones, asignando a cada uno de ellos un peso de  $1/n$ .

La opción *Directional* permite definir un determinado campo, de manera que se propagan solo aquellos fotones que caen dentro de dicho campo, mientras que los que están fuera del campo son eliminados mediante la ruleta rusa o bien continúan siendo propagados.

Una vez descrito el dispositivo experimental de la auditoría postal y los programas de Monte Carlo que se han utilizado en este trabajo, se procederá a exponer el estudio preliminar que se ha realizado y que ha servido como base para el desarrollo de la auditoría postal.

## **3.4. Estudio preliminar**

Antes de la puesta en marcha del sistema de auditoría postal es preciso conocer el comportamiento del dispositivo experimental que se ha diseñado.

En primer lugar, se procederá investigar del comportamiento de los dosímetros



por la vía experimental, para continuar con el estudio del comportamiento del dispositivo experimental por medio de la simulación Monte Carlo.

Por último se investigará si la relación entre las dosis absorbidas a 10 y 5 cm de profundidad, medidas con el maniquí que se ha diseñado, puede ser utilizada para evaluar la calidad del haz de los centros auditados.

### 3.4.1. Comportamiento de los dosímetros

Las características del *TLD-100* ya fueron expuestas en el apartado correspondiente. Por lo que el presente estudio se centrará en el estudio del comportamiento de los dosímetros *TLD-100* de 1 mm<sup>3</sup> de volumen.

Se comenzará estudiando la reproducibilidad de la señal termoluminiscente y los distintos factores que pueden influir en ella. A continuación se investigará cual es el intervalo de respuesta lineal para este tipo de detectores. Ambos estudios se llevarán cabo en un acelerador lineal con una energía nominal de 6 MV. Para completar el estudio, se irradiarán los dosímetros con haces de diferentes energías para conocer como varía la señal termoluminiscente con la energía del haz.

#### Reproducibilidad

El *objetivo* de este estudio es evaluar como varía la señal termoluminiscente de un dosímetro a lo largo de un conjunto de irradiaciones en las que se trata de reproducir, en la medida de lo posible, las mismas condiciones experimentales. Por lo tanto habrá que considerar las variaciones aleatorias de la señal debidas a su propia naturaleza, pero también será preciso evaluar las variaciones en el funcionamiento de los dispositivos de preparación, irradiación y lectura a lo largo del tiempo.

La reproducibilidad del tratamiento térmico de preparación queda garantizada por medio de los programadores de tiempo y temperatura del horno de templado, que cuenta además con un termopar adicional que permite verificar la temperatura desde el exterior.

Las inestabilidades del acelerador son detectadas y corregidas en los controles diarios que se llevan a cabo en el centro. Adicionalmente, se irradia junto con los dosímetros del *Grupo del Lector* una cámara de ionización insertada en el

maniquí de agua sólida, para detectar las variaciones que pudieran producirse a lo largo del día.

La estabilidad del sistema de lectura se evalúa por medio de la tensión del tubo fotomultiplicador, de las medidas de la luz de referencia y las lecturas del *Grupo del Lector*, como ya se explicó en un apartado anterior. Pero a pesar de ello, los cambios sufridos por el lector a lo largo del tiempo son difíciles de cuantificar y corregir. Como, la estabilidad del lector no puede ser garantizada a largo plazo, cada conjunto de irradiaciones para estudiar la reproducibilidad de la señal se llevará a cabo en periodos de una semana, en los cuales si es posible garantizar la estabilidad del lector.

Para tener en cuenta la influencia de distintos factores en la reproducibilidad de la señal, el estudio se ha estructurado de la siguiente forma:

1. *Estudio de la influencia del formato del dosímetro*: se evaluará la reproducibilidad de la señal de un dosímetro individual irradiado con campos de tamaño estándar. El objetivo es comparar la reproducibilidad de un dosímetro de 1 mm<sup>3</sup> con la de otros formatos, como las muestras de polvo termoluminiscente y los dosímetros sólidos de mayor tamaño, cuando se irradian en campos de tamaño estándar. Para llevar a cabo este estudio, se han utilizado dos grupos de dosímetros, uno que ha comenzado a usarse para esta aplicación y otro que ha sido utilizado anteriormente. De esta forma se investigará si el uso de los dosímetros es un factor de influencia en la reproducibilidad de la señal.
2. *Estudio de la influencia del número de dosímetros*: se calculará la reproducibilidad del valor medio de las señales de cuatro dosímetros a partir los resultados del estudio anterior, utilizando el método de propagación de varianzas:

$$(\Delta\bar{L})^2 = \sum_i \left( \frac{\partial\bar{L}}{\partial L_i} \right)^2 \Delta L_i^2 \quad (3.5)$$

El intervalo de reproducibilidad del valor medio de las señales de cuatro dosímetros en función del intervalo de reproducibilidad de un dosímetro individual viene dado por:

$$\Delta\bar{L} = \frac{1}{2}\Delta L_i \quad (3.6)$$

	Campo estándar	Campo pequeño
Material del maniquí	Agua sólida	PMMA
Colimador adicional	No	Micromultiláminas
Tamaño del campo (en el isocentro)	20 × 20 cm <sup>2</sup>	3 × 3 y 1 × 1 cm <sup>2</sup>
Energía nominal	6 MV	6 MV
Profundidad del isocentro	7 cm	10 cm
Distancia fuente - superficie	93 cm	90 cm
Giro del colimador	0°	0°
Giro del gantry	0°	0°
Espesor de retrodispersión	10 cm	10 cm

Tabla 3.3: Condiciones de irradiación de los dosímetros termoluminiscentes en el estudio de reproducibilidad.

3. *Estudio de la influencia del tamaño del campo*: se evaluará la reproducibilidad del valor medio de las señales de cuatro dosímetros irradiados en el maniquí que se ha diseñado para la auditoría postal con campos de 1 × 1 y 3 × 3 cm<sup>2</sup>.

Las condiciones de irradiación de los apartados 1 y 3 de este estudio aparecen detalladas en la Tabla 3.3. En el apartado 1 se ha usado el maniquí de agua sólida que fue descrito en un apartado anterior. Para irradiar los dosímetros se usa un portadosímetros de metacrilato que tiene talladas en su superficie un conjunto de cavidades formando una matriz. Este dispositivo permite identificar cada dosímetro por la posición que ocupa, de forma que se puede estudiar la reproducibilidad de la señal de un dosímetro individual. En cambio, cuando se insertan cuatro dosímetros en uno de los discos contenedores del maniquí que se ha diseñado, se vuelven indistinguibles entre sí, de forma que solo se puede investigar la reproducibilidad del valor medio de las cuatro señales.

### Intervalo de respuesta lineal

El *objetivo* de este estudio es determinar el intervalo de respuesta lineal de los dosímetros TLD-100 de 1 mm<sup>3</sup>. En una auditoría postal resulta ventajoso trabajar en el intervalo de respuesta lineal, ya que la magnitud de las variaciones de la dosis se detecta con mayor facilidad y se simplifica el proceso de calibración. El objetivo de este estudio es conocer el intervalo de respuesta lineal para poder

establecer la dosis absorbida que los centros auditados deben depositar a 10 cm, de tal forma que las dosis a ambas profundidades se encuentren dentro de este intervalo.

Para investigar el intervalo de respuesta lineal, se han irradiado los dosímetros utilizando diferente número de Unidades Monitor, de forma que la dosis depositada en los dosímetros varíe de 0,5 a 4 Gy. En este estudio los dosímetros han sido irradiados en un maniquí de agua sólida con un campo de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  y una energía nominal de 6 MV. La configuración geométrica utilizada es la misma que la usada en el estudio de reproducibilidad para los campos de tamaño estándar y se encuentra detallada en la Tabla 3.3.

### Comportamiento con la energía del campo

El *objetivo* de este estudio es investigar si existe algún tipo de dependencia de la señal termoluminiscente de los dosímetros TLD-100 de  $1 \text{ mm}^3$  con la energía del campo. El sistema de auditoría postal pretende evaluar la dosis absorbida en sistemas de irradiación que usan haces de fotones de diferentes energías, por lo que cualquier dependencia con la energía de la señal termoluminiscente debe ser tomada en cuenta.

Además, para esta aplicación resulta deseable que la respuesta de los dosímetros dependa poco de la energía del campo, ya que en campos pequeños el espectro de energía de los fotones depende del tamaño de campo, la profundidad y la distancia al eje.

Este estudio se ha llevado a cabo en dos pasos:

1. *Estudio de la dependencia de la señal de un dosímetro individual:* se toma un conjunto de dosímetros y se irradian para los tres valores de la energía disponibles en el centro de referencia. Se comparan entre sí las señales individuales de cada dosímetro para los tres valores de la energía, con el objetivo de observar como afecta la energía a la respuesta de un dosímetro individual.
2. *Estudio de la dependencia del valor medio de las señales de cuatro dosímetros:* se forman tres grupos de cuatro dosímetros y cada uno se irradia para un valor de la energía. Como la respuesta de cada grupo de dosímetros es

diferente, para poder comparar las señales de los tres grupos entre sí es preciso corregirlas utilizando el *factor de sensibilidad* de cada grupo, que viene dado por:

$$f_i = \frac{\bar{L}}{\bar{L}_i} \quad (3.7)$$

donde  $\bar{L}$  es el valor medio de las señales del conjunto formado por los doce dosímetros y  $\bar{L}_i$  el valor medio de las señales de cada grupo de cuatro dosímetros. Los factores de sensibilidad  $f_i$  se calculan a partir de los resultados del estudio de reproducibilidad, ya que para comparar las respuestas de los distintos grupos se requiere que todos ellos hayan sido irradiados en las mismas condiciones. El valor medio de las señales de cada grupo de cuatro dosímetros, irradiados para un mismo valor de la energía, se corrige empleando el factor de sensibilidad correspondiente. Los valores de las señales de los tres grupos se comparan entre sí para investigar la influencia de la energía del campo en el valor medio de las cuatro señales, ya que en la auditoría postal se usa un grupo de cuatro dosímetros para estimar la dosis absorbida a cada profundidad.

Para realizar este estudio se han usado las energías nominales del acelerador lineal del centro de referencia, 6 y 15 MV. Para ampliar el rango de energía se irradiarán también en una unidad de  $^{60}\text{Co}$  con una energía de 1.25 MeV. Una descripción detallada de las condiciones de irradiación de este estudio se encuentra en la Tabla 3.4

### **Cambios en la respuesta debido a factores ambientales**

El *objetivo* de este estudio es investigar como varía la respuesta de los dosímetros TLD-100 de  $1 \text{ mm}^3$  cuando transcurren largos periodos de tiempo entre el tratamiento de preparación, la irradiación y la lectura.

Los cambios en la respuesta que sufren los dosímetros termoluminiscentes son complejos. Estos cambios no pueden explicarse únicamente por medio del *fading* o desexcitación térmica espontánea de los electrones que se encuentran en las trampas. La distribución de defectos en el material puede cambiar por efecto de la temperatura, lo que puede afectar a la configuración del sistema de trampas y centros de recombinación, modificando la respuesta del dosímetro.

Energía	1.25 MeV	6 MV	15 MV
Dosis	2 Gy	2 Gy	2 Gy
Unidad de irradiación	Theratron 780	Elekta SL18	Elekta SL18
Material del maniquí	Agua sólida	Agua sólida	Agua sólida
Colimador adicional	No	No	No
Tamaño del campo (en el isocentro)	20 × 20 cm <sup>2</sup>	20 × 20 cm <sup>2</sup>	20 × 20 cm <sup>2</sup>
Profundidad del isocentro	5 cm	7 cm	7 cm
Distancia fuente - superficie	75 cm	93 cm	93 cm
Giro del colimador	90°	0°	0°
Giro del gantry	0°	0°	0°
Espesor de retrodispersión	10 cm	10 cm	10 cm

Tabla 3.4: Condiciones de irradiación de los dosímetros termoluminiscentes en el estudio de la dependencia con la energía

Además se ha observado que los cambios en la respuesta del TLD-100 son diferentes si las trampas se encuentran vacías u ocupadas [211]. En la auditoría postal cuando los dosímetros son enviados a un centro para ser irradiados, las trampas permanecen vacías durante el periodo de tiempo que transcurre entre la preparación y la irradiación. En cambio las trampas permanecen ocupadas durante el periodo de tiempo que va desde la irradiación hasta la lectura.

Por tanto, para estimar los cambios en la respuesta que sufren los dosímetros durante el envío a los centros, hay que tener en cuenta los cambios que se producen en la respuesta de los dosímetros durante ambos periodos de tiempo. Para ello, se van a simular los envíos de la auditoría postal en el centro de referencia, dejando transcurrir diferentes periodos de tiempo entre el tratamiento térmico, la irradiación y la lectura.

Para evaluar los cambios en la respuesta, se usarán dos grupos adicionales de cuatro dosímetros del mismo formato que los usados en la auditoría postal. Uno de los grupos se irradiará inmediatamente después del tratamiento de preparación, por lo que se utilizará para evaluar los cambios en la respuesta cuando las trampas están ocupadas. El otro grupo se irradiará justamente antes de la lectura y se usará para investigar los cambios en la respuesta cuando las trampas están vacías.

Para cuantificar los cambios en la respuesta que se producen en ambos grupos de dosímetros, se compararán las curvas termoluminiscentes obtenidas por este procedimiento con las obtenidas en una *medida pronta*, es decir, aquella en que los procesos de preparación, irradiación y lectura tienen lugar a lo largo de un

mismo día. De esta forma podrán observarse los cambios que sufren cada uno de los picos de la curva.

Con este estudio, se dará por finalizada la investigación sobre el comportamiento de los dosímetros termoluminiscentes y se pasará a estudiar el comportamiento del dispositivo experimental.

### 3.4.2. Comportamiento del dispositivo experimental

La segunda parte del estudio preliminar se centra en investigar el comportamiento del *dispositivo experimental*, que está formado por el maniquí que se ha diseñado con los dosímetros termoluminiscentes insertados a 5 y 10 cm de profundidad. En este estudio se evaluará la capacidad de este dispositivo para llevar a cabo las medidas de la dosis absorbida en campos pequeños.

Para ello, se investigará la influencia de diferentes factores en la medida de la dosis. El efecto de cada uno de estos factores no puede ser observado experimentalmente, por lo que se ha usado la simulación Monte Carlo para obtener las dosis absorbidas en diferentes configuraciones, de manera que se puede observar la influencia en cada uno de los factores.

Para llevar a cabo este estudio, se han simulado con *MCNPX* las configuraciones del acelerador del centro de referencia *Elekta SL18*. Como *MCNPX* es un programa de propósito general, es preciso realizar una serie de *comprobaciones previas* para verificar que la configuración que se ha simulado corresponde a la de un acelerador de uso clínico.

Para ello, se llevará a cabo una primera simulación del acelerador utilizando un gran número de métodos de reducción de varianza para obtener resultados de forma rápida. Los espectros de energía de los haces de fotones simulados por este procedimiento se compararán con los espectros publicados por Mohan para aceleradores utilizados en Radioterapia [212].

A continuación, se simularán los *PDD* en las condiciones de referencia establecidas en el TRS-398 [20]. Los desarrollos en profundidad obtenidos en la simulación se compararán con los medidos experimentalmente en los aceleradores de diferentes centros.

Partiendo de lo observado en estas comparaciones, se realizarán los ajustes

necesarios hasta alcanzar una buena coincidencia tanto en los espectros como en los desarrollos en profundidad.

A partir de la configuración obtenida por este procedimiento, se llevará a cabo una nueva simulación del Elekta SL18. Para mejorar la estadística, se usarán en menor medida los métodos de reducción de varianza, aumentando el número de historias simuladas hasta  $4 \times 10^7$ .

De esta manera se obtendrá el espacio de fases a la salida del acelerador, que quedará recogido en los ficheros de salida o *tallies*, que serán utilizados como ficheros de entrada en la segunda parte de la simulación. El haz obtenido a la salida del acelerador interactuará con diferentes maniquís para obtener las dosis absorbidas en las configuraciones que se describen a continuación.

En este estudio, el punto de partida será la medida de la dosis en agua en un maniquí de agua de tamaño estándar. Se irán modificando una a una las características del dispositivo experimental hasta obtener la dosis absorbida en dosímetros TLD-100 insertados en el maniquí de PMMA que se ha diseñado en la auditoría postal. Los diferentes dispositivos experimentales serán irradiados con campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>. En todas las configuraciones se obtendrá la dosis absorbida en dos volúmenes de 4 mm<sup>3</sup> situados a 5 y 10 cm de profundidad en el eje del campo. Para este estudio se han simulado cinco valores de la energía nominal del acelerador en el intervalo que va de 4 a 24 MeV.

El estudio de la influencia de las diferentes factores en la dosis absorbida se ha llevado a cabo siguiendo el esquema mostrado en la Figura 3.12:

1. *Estudio de la influencia del material del maniquí:* se compararán las dosis absorbidas en dos maniquís de agua y PMMA, que tienen 30 cm de diámetro. Los volúmenes de detección serán del mismo material que el maniquí. Además de observar la influencia del material, los resultados de este estudio podrán ser usados para corregir las medidas de la dosis de aquellos centros cuyos planificadores no realicen correcciones de heterogeneidad.
2. *Estudio de la influencia del tamaño del maniquí:* se compararán las dosis absorbidas en dos maniquís de PMMA de 10 y 30 cm de diámetro. Los volúmenes de detección serán del mismo material que el maniquí. Este estudio servirá para comprender la influencia del tamaño del maniquí en relación al equilibrio electrónico.



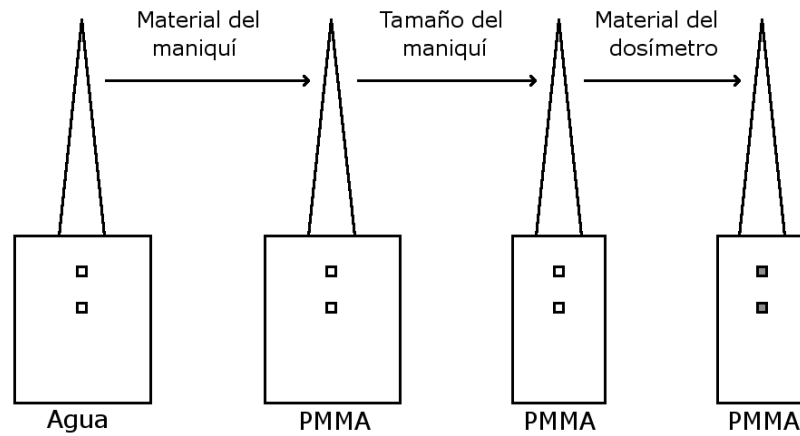


Figura 3.12: Esquema del estudio de la influencia de distintas características del dispositivo experimental en la medida de la dosis absorbida.

3. *Estudio de la influencia del material del dosímetro:* se obtendrán las dosis absorbidas en dos maniqués de PMMA de 10 cm de diámetro. En uno de ellos los volúmenes de detección serán del mismo material que el maniquí, pero en el otro se ha sustituido el PMMA por un dosímetro TLD-100 de  $4 \text{ mm}^3$  de volumen. Este estudio servirá para conocer como varía la dosis absorbida al introducir los dosímetros termoluminiscentes en un maniquí de PMMA.

Además, hay que tener en cuenta en la auditoría postal se lleva a cabo simultáneamente la medida de la dosis a dos profundidades en el eje del campo. Por lo que es preciso cuantificar la absorción que se produce en el dosímetro situado a 5 cm y su efecto en la medida de la dosis a 10 cm de profundidad.

Este segundo estudio se lleva a cabo en dos pasos como se muestra en la Figura 3.13, simulando un maniquí de PMMA de 10 cm de diámetro. En el primer paso se obtendrá la dosis absorbida a 5 y 10 cm de profundidad en dos volúmenes de detección de  $4 \text{ mm}^3$  de PMMA. En la segunda fase se ha sustituido el volumen de  $4 \text{ mm}^3$  de PMMA a 5 cm de profundidad por un dosímetro de TLD-100 del mismo volumen. Se obtiene de nuevo la dosis a dos profundidades. Comparando las dosis a 10 cm de profundidad en ambas configuraciones, se podrá deducir la perturbación que introduce el dosímetro situado a 5 cm en la medida de la dosis a 10 cm.

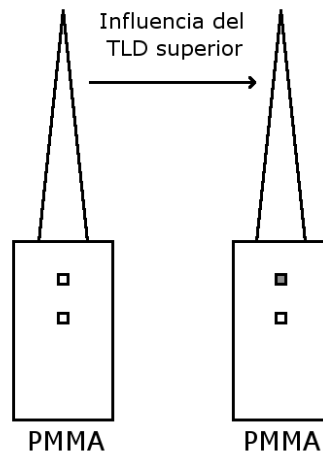


Figura 3.13: Esquema del estudio de la influencia de los dosímetros situados a 5 cm de profundidad en la medida de la dosis a 10 cm de profundidad.

En este estudio se ha simulado únicamente un campo de radiación de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ , ya que el efecto que se pretende investigar resulta más crítico para este tamaño de campo.

### 3.4.3. Evaluación de la calidad del haz en el sistema de auditoría postal

Siguiendo la línea de los maniqués multifuncionales, se ha diseñado un dispositivo experimental para la auditoría postal que permite medir simultáneamente la dosis absorbida a dos profundidades. Como la energía del haz de radiación está relacionada con el poder de penetración del mismo, la relación de las dosis a dos profundidades estará relacionada con la energía del haz de radiación. Por lo que resulta de interés investigar si el dispositivo experimental diseñado permite evaluar la calidad del haz de los centros auditados, siguiendo la línea de otros sistemas postales [17, 67].

En este apartado se investigará si la relación entre las dosis a 10 y 5 cm de profundidad,  $D_{10}/D_5$ , obtenidas irradiando el maniqué con campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , constituye un parámetro suficientemente sensible y fiable como para ser usado como índice de la calidad del haz de los centros auditados.

Como las medidas de la dosis en la auditoría postal se llevan a cabo en condiciones alejadas de las de referencia, la calidad del haz no puede deducirse de manera directa, tal como se hace en otros sistemas en los que se lleva a cabo medidas de la dosis en condiciones de referencia [17, 67]. Por lo que se empleará la simulación Monte Carlo para conocer la relación que existe entre  $D_{10}/D_5$  y la energía del haz.

Para investigar el comportamiento de  $D_{10}/D_5$  con la energía del haz, se ha simulado únicamente la configuración del acelerador del centro de referencia *Elekta SL18* utilizando *BEAMnrc*, ya que el objetivo de este estudio es conocer como varía  $D_{10}/D_5$  con la energía, no obtener la función que relaciona ambas magnitudes para los distintos tipos de aceleradores. Además, como las medidas de la dosis se llevan a cabo en el eje de haz, la contribución de la componente primaria del haz a la dosis absorbida es más importante que la de la componente dispersada, por lo que el comportamiento de  $D_{10}/D_5$  con la energía no será muy dependiente de los detalles constructivos de la cabeza del acelerador.

El acelerador del centro de referencia tiene dos energías nominales de 6 y 15 MV, que son dos valores de la energía ampliamente utilizados en los tratamientos de Radioterapia. Para conseguir un rango de energías más amplio, se ha variado el potencial de aceleración de los electrones primarios de 4,5 a 8,5 MeV para la configuración que corresponde a una energía nominal de 6 MV y de 12 a 18 MeV para la configuración de 15 MV.

De esta forma, se ha obtenido la relación  $D_{10}/D_5$  en función del potencial de aceleración de los electrones utilizando diferentes maniquís. Se han simulado maniquís de 10 y 40 cm de diámetro fabricados con agua y PMMA. Para irradiarlos se han usado dos campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>.

Para simular los diferentes maniquís se ha utilizado un módulo de *BEAMnrc* llamado *CHAMBER*. Este módulo dispone de una opción llamada *phantom*, que permite obtener la dosis absorbida a cualquier profundidad en el eje del campo en volúmenes cilíndricos de 4 mm<sup>3</sup> del mismo material del maniquí.

Para cada configuración se ha generado un espacio de fases distinto, es decir, no se han reciclado los espacios de fases para simular las diferentes configuraciones. Para conseguir una buena estadística, se han simulado un total de  $10^9$  historias. Las energías de corte para fotones y electrones son de 10 y 700 keV, respectivamente.

Una vez descrito el estudio preliminar, se procederá a exponer el método de trabajo de la auditoría postal que se ha desarrollado.

### 3.5. Método de trabajo de la auditoría postal

El sistema de auditoría postal que se describe a continuación constituye el resultado principal de este trabajo [168]. Basándose en el dispositivo experimental que se ha diseñado, el sistema será capaz de evaluar la dosis absorbida en dispositivos de irradiación que sean capaces de generar haces pequeños con incidencia vertical.

El sistema de auditoría postal pretende detectar las posibles desviaciones que se puedan producir en el proceso que tiene como objetivo depositar una determinada dosis en un volumen blanco. Por lo que el dispositivo experimental que se ha desarrollado será sometido a los mismos pasos que se llevan a cabo en un tratamiento real: estudio TAC, planificación del tratamiento y administración del mismo.

En la Figura 3.14 se muestra un esquema del método de trabajo de la auditoría postal, que proporciona una visión de conjunto de todo el proceso. Basándose en este esquema se irán explicando cada una de las etapas. Pero antes de comenzar, se ha considerado conveniente hacer una descripción pormenorizada del material que se envía a los centros auditados.

#### 3.5.1. Material enviado a los centros auditados

A cada uno de los centros que participan en la auditoría postal se envía el siguiente material:

- *Maniquí:*
  - *Dos discos contenedores vacíos* denominados *AV* y *BV*, que se usan para llevar cabo el estudio TAC, evitando de esta forma que los dosímetros insertados en los discos reciban una dosis adicional.
  - *Cuatro discos contenedores* por cada unidad de irradiación que vaya a participar en la auditoría. Estos discos se denominan *A1*, *B1*, *A3* y *B3*

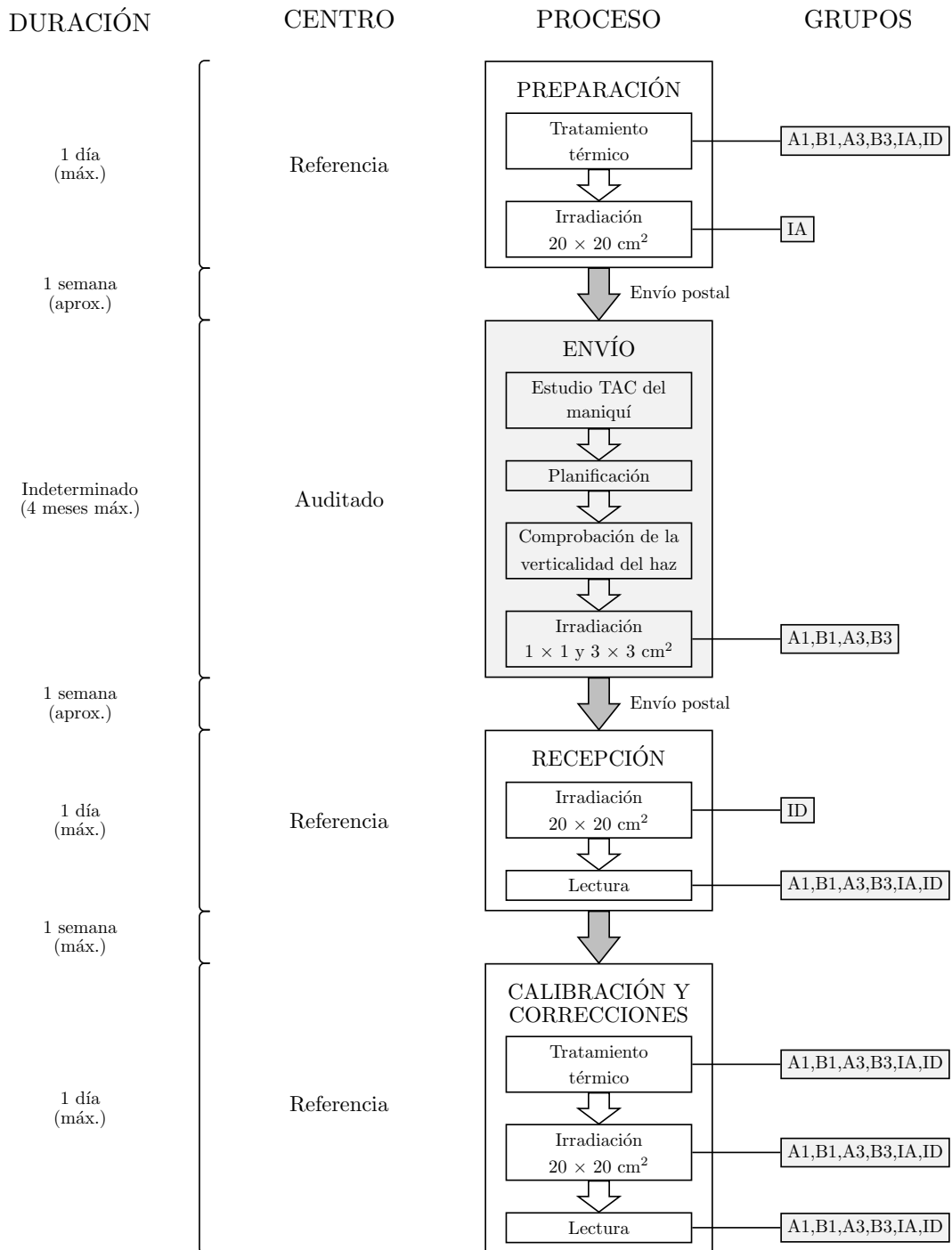


Figura 3.14: Esquema del método de trabajo de la auditoría postal.

y cada uno de ellos tiene insertados cuatro dosímetros en su interior. La nomenclatura utilizada para nombrar los discos sirve para indicar las condiciones en las que se van a irradiar los dosímetros que contienen. Las letras sirven para indicar la profundidad, A para 5 cm y B para 10 cm. Los números indican el tamaño de campo, 1 para el campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  y 3 para el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . El nombre del disco se encuentra grabado en la cara superior del mismo para que pueda ser fácilmente identificado por el usuario. Estos discos se precintan antes del envío para evitar que se abran durante el mismo.

- Las *piezas 1, 2 y 3* del maniquí y la *camisa de centrado* para poder montar todo el conjunto.

■ *Dosímetros:*

- Cuatro grupos de cuatro dosímetros por cada unidad de irradiación que vaya a participar en la auditoría. Cada grupo se inserta en un disco contenedor y que se denominan de la misma forma que los discos que los contienen *A1, B1, A3 y B3*.
- Dos grupos de cuatro dosímetros que se denominan *IA* e *ID*. Estos grupos van insertados en dos portadosímetros de metacrilato, que permiten identificar cada dosímetro por la posición que ocupa. Estos grupos se irradian en el centro de referencia, uno antes del envío, *Irradiado Antes (IA)* y el otro al término del mismo, *Irradiado Después (ID)*. Sus lecturas se usan para evaluar los cambios en la respuesta que sufren los dosímetros que son irradiados en el centro auditado.

■ *Material adicional:*

- *Instrucciones* para llevar a cabo el proceso. Se envían *instrucciones en formato digital*, que contienen una gran cantidad de información visual para una primera toma de contacto con el sistema e *instrucciones en papel* para ser consultadas durante el proceso. En éstas últimas se debe consignar también la información requerida al centro auditado.
- *Una memoria flash*, que se usa para el intercambio de datos entre el centro de referencia y el centro auditado.

Dosis	2 Gy
Energía del campo	6 MV
Tamaño del campo	20 × 20 cm <sup>2</sup>
Giro del colimador	0°
Giro del gantry	0°
Maniquí	Agua sólida
Distancia fuente - dosímetro	100 cm
Distancia fuente - superficie	93 cm
Distancia fuente - cámara	101 cm
Espesor de back up	10 cm

Tabla 3.5: Condiciones de irradiación de los grupos *IA* e *ID*.

Una vez enumerado el material que se envía a los centros, se pasará a describir el método de trabajo de la auditoría.

### 3.5.2. Preparación

La fase de *preparación* incluye un conjunto de operaciones que se llevan a cabo en el centro de referencia antes de realizar el envío postal del material al centro auditado.

La primera operación del proceso de preparación consiste en someter a los dosímetros de los grupos *A1*, *B1*, *A3*, *B3*, *IA* e *ID* a un tratamiento térmico de preparación. La descripción de este tratamiento térmico se encuentra en el apartado dedicado al método de trabajo de los dosímetros termoluminiscentes.

A continuación, se irradiarán los dosímetros del grupo *IA* en un maniquí de agua sólida (RMI) en las condiciones especificadas en la Tabla 3.5. Junto con ellos se irradiará una cámara de ionización calibrada. Las lecturas de la cámara se utilizarán para estimar las variaciones que pueda sufrir el acelerador durante el tiempo que dure el envío.

A continuación, se insertan los dosímetros de los grupos *A1*, *B1*, *A3* y *B3* en los discos contenedores del mismo nombre y se precintan para que no puedan ser abiertos en el centro auditado. Los grupos *IA* e *ID* se insertan en sus respectivos portadosímetros y se precintan también.

Por último, se embala todo el material convenientemente para que no sufra

ningún deterioro durante el envío postal.

### 3.5.3. Envío

En la segunda fase, que se conoce como *envío*, se incluye el envío postal del material al centro auditado, las operaciones llevadas a cabo en el mismo y la devolución postal del material al centro de referencia.

El objetivo de las operaciones realizadas en el centro auditado es depositar una *dosis en agua* de 1,5 Gy en los dosímetros que se encuentran insertados *en el maniquí de PMMA a 10 cm de profundidad*, utilizando *campos de 1 y 3 cm de lado o radio*, aproximadamente. En lo sucesivo, estos campos se denominarán como  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>. La dosis de 1,5 Gy a 10 cm de profundidad se denominará partir de ahora como *dosis prescrita*.

Para conseguir depositar la *dosis prescrita* en el *volumen blanco*, se siguen los mismos pasos que en un tratamiento real: estudio TAC, planificación dosimétrica e irradiación. Además, antes de la irradiación se lleva a cabo la comprobación de la calidad del haz.

A continuación se explicarán en detalle cada una de las etapas de esta fase.

#### Envío postal

Se envía todo el material al centro auditado para que de comienzo la auditoría postal

#### Estudio TAC

Para realizar el proceso de planificación dosimétrica es necesario visualizar en tres dimensiones el maniquí con la mayor precisión posible. Para ello se usa la Tomografía Axial Computerizada (TAC), que por medio de un conjunto de cortes transversales permite la reconstrucción en tres dimensiones del maniquí.

Para llevar a cabo el estudio TAC, se monta el maniquí usando los discos AV y BV, apilando las piezas en el orden correspondiente. Es necesario verificar que los discos contenedores se han colocado correctamente, es decir, con la cara en la que se encuentra grabado el nombre hacia arriba, ya que ambas caras no son



equivalentes en cuanto a la posición de los dosímetros se refiere. La inversión en la posición de los discos modificaría la profundidad a la que se sitúa el isocentro en el proceso de planificación, desvirtuando de manera significativa el proceso. A continuación se alinean con la camisa de centraje.

Se procede a situar el maniquí sobre mesa del TAC, con su base paralela a la misma. Se lleva a cabo el estudio TAC, de manera que los cortes obtenidos sean paralelos al eje del cilindro.

### Planificación

A continuación, las imágenes del estudio TAC son transferidas al sistema de planificación. El objetivo de la planificación es depositar una dosis en agua de 1,5 Gy en los dosímetros que se encuentran insertados en el maniquí de PMMA a 10 cm de profundidad. Aunque los detectores no son equivalentes a agua, se calibran comparando su respuesta con la de una cámara de ionización, que está calibrada en dosis en agua. Como van insertados en un maniquí de PMMA, el campo de radiación es atenuado y dispersado en PMMA.

La configuración geométrica que va a usarse en la irradiación se muestra en la Figura 3.15. El *isocentro* se situará a una profundidad de *10 cm*, fijando la *distancia fuente - isocentro* en *100 cm*, por lo que la distancia fuente - superficie será igual a *90 cm*. A continuación, se calcula el número de Unidades Monitor necesarias para depositar 1.5 Gy a 10 cm de profundidad utilizando los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> configurados a la profundidad del isocentro.

Además, se pedirá a los centros que calculen las dosis absorbidas a 5 cm de profundidad para ambos tamaños de campo, con el objetivo de compararlas con las medidas obtenidas experimentalmente a esta profundidad. Los valores calculados deben consignarse en la hoja de instrucciones. Una vez terminada la planificación, el tratamiento se transferirá al dispositivo donde se va a llevar a cabo la irradiación.

Si el sistema de planificación no realiza correcciones de heterogeneidad debe indicarse en la hoja de instrucciones. De esta forma, las medidas de la dosis serán corregidas por medio de los factores que dan cuenta de las diferencias de densidad entre el agua y el PMMA, que han sido obtenidos por simulación Monte Carlo.



### Comprobación de la verticalidad del haz

En la auditoría postal las medidas de la dosis se realizan en el eje del campo, por lo que cualquier pequeña desviación de la verticalidad del haz puede resultar crítica para la medida de la dosis absorbida, especialmente en el campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ . Por lo que antes de llevar a cabo la irradiación, es preciso *comprobar la verticalidad del haz*, es decir, realizar una serie de operaciones para comprobar que el haz es perfectamente perpendicular a la superficie del maniquí.

Para llevar a cabo esta comprobación, las *piezas 1, 2 y 3* tienen grabada en el centro de su cara superior una *cruceta de centraje*, que corresponde a la intersección de dicha cara con el eje del cilindro. La verticalidad se comprobará alineando el eje del campo con el eje del cilindro.

Para llevar a cabo la comprobación se usará el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . Por lo que antes de comenzar el proceso, se ajusta el colimador para este tamaño de campo. A continuación se llevan a cabo las siguientes operaciones:

1. Se comprueba la *horizontalidad de la mesa* de tratamiento con ayuda de un nivel. Si la mesa está perfectamente horizontal, se coloca la *pieza 3* sobre la mesa de tratamiento. Si no estuviera horizontal, se coloca la *pieza 3* sobre la mesa, calzándola hasta que la superficie superior de dicha pieza se encuentre totalmente horizontal, comprobándolo con ayuda del nivel.
2. Se desplaza horizontalmente la *pieza 3* sobre la mesa hasta que coincida la proyección de la *cruceta de centraje* con la proyección del centro del campo. A partir de este momento es imprescindible que la *pieza 3* no se desplace sobre la mesa. Si se produjera algún desplazamiento accidental durante el proceso, se debe empezar de nuevo desde este punto.
3. Se coloca el *disco B3* sobre la *pieza 3*, verificando que la cara en la que tiene grabado el nombre se encuentre hacia arriba. Sobre el disco se coloca la *pieza 2*. Se alinean las tres piezas sin desplazar horizontalmente la *pieza 3*, de manera que la proyección de la *cruceta de centraje* de la *pieza 2* sobre el *disco B3* coincida con la proyección del centro del campo. Si no coinciden ambas proyecciones, se comprobará la posición del gantry y del colimador y se harán las correcciones oportunas. Se volverá a empezar desde el paso 2.

4. Se coloca el *disco A3* sobre la *pieza 2* con la cara en la que tiene grabado el nombre mirando hacia arriba. Sobre el disco se coloca la *pieza 1*. Se alinean todas las piezas con la *camisa de centraje*, sin desplazar horizontalmente la *pieza 3*. Se verifica la coincidencia de la proyección de la cruceta de centraje de la *pieza 1* sobre el *disco A1* con la proyección del centro del campo. Si se observa alguna desviación se harán las comprobaciones necesarias y se repetirá el proceso desde el paso 2.

### Irradiación

Una vez finalizada esta comprobación, el eje del cilindro está alineado con el eje del haz. Sin desplazar el maniquí sobre la mesa de tratamiento, se fija la distancia fuente - superficie en 90 cm y se procede a la irradiación con el campo  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .

Se desmonta el maniquí y se vuelve a montar empleando los *discos A1* y *B1*, verificando que las caras que llevan grabados sus nombres estén hacia arriba. Se ajusta el colimador para un tamaño de campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ . Se coloca el maniquí sobre la mesa y se desplaza horizontalmente hasta que coincida la proyección de la cruceta de centraje de la *pieza 1* sobre el *disco A1* con la proyección del centro del campo. De esta manera se alineará el eje del campo con el eje del cilindro. Se verifica que la distancia fuente - superficie es de 90 cm. Se procede a la segunda irradiación.

### Devolución postal

En el plazo más breve posible después de la irradiación, se debe enviar postalmente todo el material junto con la información requerida al centro de referencia.

#### 3.5.4. Recepción

En la fase de *recepción* se llevan a cabo un conjunto de operaciones en el centro de referencia, que tienen como objetivo la obtención de las curvas de termoluminiscencia de los dosímetros irradiados en los centros auditados y de los dosímetros de los grupos *IA* e *ID*.

En primer lugar se irradia el grupo *ID* en las condiciones que aparecen detalladas en la Tabla 3.5, que son las mismas que se han utilizado para irradiar la grupo *IA*. Junto con ellos, se irradia una cámara de ionización calibrada.

Antes de proceder a la lectura, se extraen los dosímetros de los *discos contenedores*. Se colocan en un portadosímetros de PMMA, que cuenta con un conjunto de 16 cavidades formando una matriz  $4 \times 4$ , de manera que cada grupo de dosímetros ocupa una fila.

Para controlar la estabilidad del lector, es preciso leer junto con los dosímetros problema los dosímetros del *Grupo del Lector*. Por lo que antes de la lectura, se somete a este grupo de dosímetros a un tratamiento térmico de preparación y a una irradiación en las condiciones detalladas en la Tabla 3.2.

Tras estas operaciones, se procede a la lectura de los grupos *A1*, *B1*, *A3*, *B3*, *IA*, *ID* y *Grupo del Lector*, empleando el ciclo de lectura que se ha descrito anteriormente. Por último, se procede al análisis de las curvas termoluminiscentes con el programa GCA.

### 3.5.5. Calibración

La *calibración* es un proceso cuyo objetivo es asignar un valor de la dosis absorbida a las lecturas de los dosímetros termoluminiscentes. Como se trata de dosímetros relativos, el factor de calibración se obtendrá comparando su lectura con la de un dosímetro absoluto, en este caso una cámara de ionización calibrada.

Si la calibración se llevase a cabo en las mismas condiciones de la auditoría postal, no se podría usar una cámara de ionización de tamaño estándar para ser irradiada junto con los dosímetros, ya que este tipo de detectores presentan una serie de inconvenientes en campos pequeños. Podría utilizarse una microcámara de ionización, que se debe ser calibrada frente a una cámara de mayor tamaño. Lo que supondría la introducción de un nuevo factor con su correspondiente incertidumbre, lo que podría aumentar la incertidumbre de la dosis de forma indeseada.

Por lo que se ha optado por llevar a cabo la calibración de los dosímetros en un maniquí de agua sólida (RMI) con campos de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . Junto con los dosímetros, se irradia una cámara de ionización que ha sido calibrada siguiendo el protocolo TRS-398 [20]. Como la cámara está calibrada en dosis en agua, los

dosímetros también estarán calibrados en esta misma magnitud.

Los factores de calibración de los dosímetros sólidos no dependen solo de su masa, por lo que no resulta suficiente calibrar una muestra de cada partida, tal como se hace con el polvo termoluminiscente. Para alcanzar el grado de precisión requerida en esta aplicación, los dosímetros serán calibrados individualmente al término de cada envío. Además de esta forma se detectarán los cambios de sensibilidad irreversibles que puedan sufrir durante el envío.

Es recomendable llevar a cabo la calibración al día siguiente de la lectura de los dosímetros y no se debe dejar transcurrir más de una semana entre la lectura y la calibración, ya que no es posible garantizar la estabilidad del sistema de lectura en periodos de tiempo más largos. Si no se respetara esta condición, las inestabilidades en el sistema de lectura deben ser corregidas utilizando las lecturas del *Grupo del Lector*, lo que aumentaría la incertidumbre por encima de niveles aceptables. Si se contara con un sistema de lectura estable en periodos de tiempo más largos, esta condición podría ser suprimida.

El proceso de *calibración* está formado por tres pasos: el tratamiento térmico de preparación, la irradiación y la lectura. Todos deben llevarse a cabo en el mismo día para evitar que se produzcan cambios en la respuesta de los dosímetros debido a la influencia de factores ambientales.

La calibración comenzará con un *tratamiento térmico de preparación* de los grupos *A1*, *B1*, *A3*, *B3* y el *Grupo del Lector*, que será leído junto con el resto de los dosímetros.

A continuación, se procede a la *irradiación* de los grupos *A1*, *B1*, *A3* y *B3* en las condiciones que aparecen detallados en la Tabla 3.6. La *dosis de calibración*  $D_{cal}$  es de 2 Gy, valor intermedio entre los valores de las dosis que se administran a 5 y 10 cm de profundidad. Se ha fijado la *dosis prescrita* para que las dosis a ambas profundidades se encuentren dentro del intervalo de respuesta lineal, por lo que la estimación de la dosis usando un solo punto de la recta de calibración resulta suficientemente precisa para esta aplicación. De esta forma, se simplifica el proceso de calibración y se ahorra tiempo, factores que deben tenerse en cuenta cuando la auditoría postal se lleve a cabo de manera rutinaria.

El *Grupo del Lector* también se irradia en las condiciones establecidas en la Tabla 3.2. Se deja transcurrir un periodo de treinta minutos y se procede a la

Dosis	2 Gy
Energía del campo	6 MV
Tamaño del campo (en el isocentro)	20 × 20 cm <sup>2</sup>
Giro del colimador	0°
Giro del gantry	0°
Maniquí	Agua sólida
Distancia fuente - dosímetro	100 cm
Distancia fuente - superficie	93 cm
Espesor de back up	10 cm
Cámara de ionización monitora	Farmer 0.6 cc

Tabla 3.6: Condiciones de irradiación de los dosímetros termoluminiscentes para la calibración

*lectura* de los dosímetros y al análisis de las curvas con GCA.

Como los cuatro dosímetros insertados en un disco contenedor se vuelven indistinguibles entre sí, solo es posible obtener el factor de calibración de un grupo de cuatro dosímetros. Además de esta forma, las variaciones aleatorias de las señales se compensan parcialmente entre sí.

El *factor de calibración*  $f_{cal}$  de cada grupo se obtendrá dividiendo la *dosis de calibración*  $D_{cal}$  por  $\bar{L}_{cal}$ , que es el valor medio de las lecturas de cuatro dosímetros que forman un grupo irradiados en condiciones de calibración:

$$f_{cal} = \frac{D_{cal}}{\bar{L}_{cal}} \quad (3.8)$$

Como el programa de análisis de curvas proporciona la señal termoluminiscente en unidades arbitrarias que pueden ser entendidas como cuentas, el *factor de calibración*  $f_{cal}$  estará expresado como Gy/cuenta.

### 3.5.6. Obtención de la dosis absorbida

Para obtener la dosis absorbida por los dosímetros irradiados en los centros auditados, se usan los factores de calibración que han sido obtenidos en el apartado anterior. Hay que tener en cuenta que estos factores se obtiene en condiciones diferentes a las de la auditoría postal. Por lo que es preciso introducir factores de corrección que tengan en cuenta estas diferencias. Además los dosímetros sufren

cambios en su respuesta durante el envío a los centros auditados. Estos cambios también deben ser corregidos.

En el sistema de auditoría postal se estableció la *dosis prescrita* de tal forma que las dosis a 5 y 10 cm de profundidad se encontraran dentro del intervalo de respuesta lineal. Por lo que no es necesario introducir factores de corrección que tengan en cuenta la supralinealidad de la respuesta.

En los centros auditados los dosímetros pueden ser irradiados con haces de energías diferentes a la del haz de calibración. No se pueden obtener factores de corrección que tengan en cuenta la influencia de la energía del haz, como se verá en los resultados del estudio preliminar. Por tanto, la variación de la señal termoluminiscente con la energía del campo será incluida en el cálculo de la incertidumbre de la dosis absorbida.

Tampoco se ha introducido un factor de corrección para considerar que los factores de calibración han sido obtenidos con campos de tamaño estándar. En estudios anteriores a este trabajo se ha observado que la respuesta de los dosímetros de FLi de 1 mm<sup>3</sup> no depende del tamaño del campo [100, 135]. En estos trabajos se han llevado a cabo medidas de la dosis absorbida en campos pequeños utilizando este tipo de dosímetros, observándose una buena coincidencia con otros detectores como diodos, películas radiográficas y gel dosimétrico, sin haber introducido ningún factor de corrección que tuviera en cuenta el tamaño del campo.

Por lo que en el sistema de auditoría postal, solo se ha introducido un factor que corrige los cambios de sensibilidad que sufren los dosímetros durante el envío o *factor de los cambios de sensibilidad*  $f_{cs}$ .

La *dosis medida*  $D_{med}$  en el sistema de auditoría postal viene dada por:

$$D_{med} = f_{cal} \times f_{cs} \times \bar{L}_{aud} \quad (3.9)$$

donde  $\bar{L}_{aud}$  es el valor medio de la señales de los cuatro dosímetros irradiados a la misma profundidad en el centro auditado. La *dosis medida*  $D_{med}$  se expresa en Gy, ya que el *factor de calibración*  $f_{cal}$  se expresa en Gy/cuenta y  $\bar{L}_{aud}$  viene dado cuentas. El *factor de los cambios de sensibilidad*  $f_{cs}$  es adimensional.

Las *dosis medidas a 5 y 10 cm* se compararán con la *dosis calculada a 5 cm* en el planificador de cada centro y la *dosis prescrita a 10 cm*.



### 3.5.7. Corrección de los cambios de sensibilidad

Los dosímetros termoluminiscentes sufren cambios de sensibilidad cuando transcurren largos periodos de tiempo entre el tratamiento térmico, la irradiación y la lectura. La respuesta de los dosímetros cambia considerablemente, incluso cuando se usan las regiones térmicamente más estables de la curva de termoluminiscencia [174, 180].

Estos cambios de sensibilidad sufridos por los dosímetros en el transcurso de la auditoría postal pueden afectar a la determinación de la dosis absorbida, por lo que deben ser convenientemente cuantificados y corregidos.

Como ya se mencionó, los cambios de sensibilidad que sufren los dosímetros TLD-100 en el periodo de tiempo que transcurre entre el tratamiento térmico y la irradiación son diferentes a los que suceden entre la irradiación y la lectura [211]. Para corregir los cambios de sensibilidad en ambos periodos de tiempo se ha usado el método desarrollado por *Muñiz et al.* [211] .

Para ello, se usan dos grupos adicionales de dosímetros a los que se ha llamado *IA* e *ID*, que se envían al centro auditado junto con el resto del material. Estos dosímetros son del mismo formato que los utilizados en la auditoría postal. Como se ha explicado previamente, los grupos *IA* e *ID* son irradiados en el centro de referencia, el grupo *IA* antes del envío y el grupo *ID* al término del mismo.

Los cambios de sensibilidad sufridos por el grupo *IA*, que ha sido previamente irradiado y cuyas trampas se encuentran ocupadas, servirá para estimar los cambios de sensibilidad de los dosímetros en el periodo en que sus trampas se encuentran ocupadas, es decir, entre la irradiación y la lectura. En cambio, los cambios de sensibilidad del grupo *ID*, que no ha sido irradiado y cuyas trampas están vacías, servirá para estimar los cambios de sensibilidad de los dosímetros durante el tiempo que sus trampas están vacías, es decir, entre la preparación y la irradiación.

Para cuantificar los cambios de sensibilidad que sufren los grupos *IA* e *ID* es preciso comparar sus lecturas con las obtenidas en una *medida pronta*, entendiendo como tal aquella en la que el tratamiento, la irradiación y la lectura tienen lugar a lo largo de un mismo día. Las condiciones de irradiación en la medida pronta se encuentran detalladas en la Tabla 3.5.

Al igual que sucedía con la calibración, entre la lectura de los grupos *IA* e

$ID$  y la medida pronta no debe mediar más de una semana, ya que no se puede garantizar la estabilidad del lector en periodos de tiempo más largos. Por lo que la medida pronta tiene lugar en la misma sesión que la calibración de los dosímetros.

El *factor de cambios de sensibilidad*  $f_{cs}$  viene dado por la relación entre las lecturas de los grupos  $IA$  e  $ID$  en la *medida pronta* y en las lecturas después el envío al centro auditado, que se denomina *medida retardada*.

Para tener en cuenta los cambios de sensibilidad en los periodos de tiempo que se encuentran irradiados y sin irradiar, se hace el valor medio de las lecturas de los grupos  $IA$  e  $ID$ .

El *factor de cambios de sensibilidad*  $f_{cs}$  se calcula por medio de la siguiente expresión:

$$f_{cs} = \frac{P}{R} \quad (3.10)$$

donde  $P$  y  $R$  vienen dados por:

$$P = \frac{\bar{L}_{IA}^P + \bar{L}_{ID}^P}{2} \quad (3.11)$$

$$R = \frac{\bar{L}_{IA}^R + \bar{L}_{ID}^R}{2} \quad (3.12)$$

donde  $\bar{L}$  simboliza el valor medio de las lecturas de los cuatro dosímetros del grupo, el subíndice indica el grupo de que se trata y el superíndice si se trata de una medida pronta o retardada.

### 3.5.8. Comprobación de la calidad del haz

Siguiendo la línea de otros sistemas postales [17, 67], en este sistema se pretende obtener información acerca de la calidad de los haces de los centros auditados. El dispositivo experimental que se ha diseñado permite obtener las dosis a dos profundidades. La relación entre las dosis a 10 y 5 cm,  $D_{10}/D_5$  está relacionada con la calidad del haz, pero como no se ha obtenido en condiciones de referencia, la información acerca de la calidad del haz no puede ser extraída de forma directa.

Por lo que sería preciso conocer la relación entre  $D_{10}/D_5$  y la energía del haz para cada uno de los aceleradores de los centros auditados. Esta relación solo

puede ser obtenida por medio de la simulación Monte Carlo. Pero la simulación de las configuraciones de los aceleradores de todos los centros que han participado en el ensayo de auditoría postal excede los objetivos de este trabajo.

Por lo que nos limitaremos a comprobar la coherencia entre los datos remitidos por los centros en relación a la calidad del haz y los valores de  $D_{10}/D_5$  medidos experimentalmente. Para llevar a cabo esta comprobación, se obtendrá la relación  $D_{10}/D_5$  en función de algún índice de la calidad del haz para las configuraciones del acelerador del centro de referencia *Elekta SL18* simulado con *BEAMnrc*.

En este caso se ha elegido como índice de la calidad del haz  $J_{100}/J_{200}$ , que es la relación entre las dosis a 10 y 20 cm de profundidad medidas en un maniquí de agua para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en la superficie del maniquí y una distancia fuente - superficie de 100 cm. Esta magnitud puede obtenerse por medio de la simulación de una sola configuración, mientras que para obtener otros índices como  $TPR_{10}^{20}$  es necesario simular dos configuraciones.

En primer lugar, se pide a los centros que participan en la auditoría postal que envíen los valores de  $J_{100}/J_{200}$  que hayan sido obtenidos en los centros. Alternativamente, también pueden enviar  $TPR_{10}^{20}$ , ya que ambos índices están relacionados por la siguiente ecuación, obtenida por *Followill et al* [213]:

$$TPR_{10}^{20} = 1,2661 \frac{J_{100}}{J_{200}} - 0,0595 \quad (3.13)$$

A continuación se llevarán a cabo los siguientes pasos:

1. *Se obtiene  $J_{100}/J_{200}$  como función de la energía nominal del haz:* para ello se irá variando el potencial de aceleración de los electrones primarios de 4,5 a 8,5 MeV para la configuración que corresponde a 6 MV y de 12 a 18 MeV para la que corresponde a 15 MV. Para cada valor de la energía del haz de electrones primarios, se simula la configuración necesaria para obtener  $J_{100}/J_{200}$  y se calcula el valor de  $J_{100}/J_{200}$ . Se representa  $J_{100}/J_{200}$  frente a la energía y se obtiene la función que relaciona ambas magnitudes en el intervalo que va 4,5 a 18 MeV.
2. *Se obtiene  $D_{10}/D_5$  como función de la energía nominal del haz:* para ello se irá variando el potencial de aceleración de los electrones primarios de 4,5 a 8,5 MeV para la configuración que corresponde a 6 MV y de 12 a

18 MeV para la que corresponde a 15 MV. Para cada valor de la energía del haz de electrones primarios se simula configuración geométrica de la auditoría postal con campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>. Se calcula  $D_{10}/D_5$  para ambos tamaños de campo. Se representa  $D_{10}/D_5$  frente a la energía para cada tamaño de campo y se obtienen las funciones que relacionan ambas magnitudes en el intervalo que va de 4,5 a 18 MeV para ambos tamaños de campo.

3. Se obtiene la función que relaciona  $D_{10}/D_5$  con  $J_{100}/J_{200}$  para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> en el intervalo de energía de 4,5 a 18 MV a partir de las funciones obtenidas en los puntos 1 y 2.
4. Se obtiene las estimaciones de  $D_{10}/D_5$  para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup> introduciendo los valores de  $J_{100}/J_{200}$  remitidos por los centros auditados en las funciones obtenidas en el punto 3.
5. Se compararán los valores de  $D_{10}/D_5$  calculados por este procedimiento con los obtenidos experimentalmente y los calculados en los sistemas de planificación de los centros auditados.

Como este último apartado, damos por terminada la descripción del método de trabajo de la auditoría postal y pasamos a detallar como se ha llevado a cabo el cálculo de la incertidumbre de la dosis absorbida en el sistema de auditoría postal.

### 3.6. Incertidumbre de la dosis absorbida

La *dosis medida*  $D_{med}$  en el sistema de auditoría postal viene dada por:

$$D_{med} = f_{cal} \times f_{cs} \times \bar{L}_{aud} \quad (3.14)$$

La incertidumbre de la *dosis medida*  $D_{med}$  se obtendrá a partir de las incertidumbres de los distintos factores, empleando el método de propagación de varianzas:

$$\Delta D_{med}^2 = \left( \frac{\partial D}{\partial f_{cal}} \right)^2 \Delta f_{cal}^2 + \left( \frac{\partial D}{\partial f_{cs}} \right)^2 \Delta f_{cs}^2 + \left( \frac{\partial D}{\partial \bar{L}_{aud}} \right)^2 \Delta \bar{L}_{aud}^2 \quad (3.15)$$

Haciendo las derivadas parciales respecto a cada uno de los factores se obtiene:

$$\Delta D_{med}^2 = (f_{cs} \bar{L}_{aud})^2 \Delta f_{cal}^2 + (f_{cal} \bar{L}_{aud})^2 \Delta f_{cs}^2 + (f_{cal} f_{cs})^2 \Delta \bar{L}_{aud}^2 \quad (3.16)$$

Para obtener la incertidumbre de la dosis absorbida es preciso calcular las incertidumbres de cada uno de los factores. A continuación, se describirá como se obtienen las incertidumbres de los distintos factores.

### Incertidumbre del factor de calibración

El *factor de calibración*  $f_{cal}$  viene dado por medio de la siguiente fórmula:

$$f_{cal} = \frac{D_{cal}}{\bar{L}_{cal}} \quad (3.17)$$

Aplicando de nuevo el método de propagación de varianzas se obtiene:

$$\Delta f_{cal}^2 = \left( \frac{\partial f_{cal}}{\partial D_{cal}} \right)^2 \Delta D_{cal}^2 + \left( \frac{\partial f_{cal}}{\partial \bar{L}_{cal}} \right)^2 \Delta \bar{L}_{cal}^2 \quad (3.18)$$

Haciendo las derivadas de cada uno de los factores:

$$\Delta f_{cal}^2 = \left( \frac{1}{\bar{L}_{cal}} \right)^2 \Delta D_{cal}^2 + \left( \frac{-D_{cal}}{\bar{L}_{cal}^2} \right)^2 \Delta \bar{L}_{cal}^2 \quad (3.19)$$

La *dosis de calibración*  $D_{cal}$  viene dada por la lectura de la cámara de ionización que se irradia junto con los dosímetros. Como dicha cámara ha sido calibrada siguiendo el protocolo TRS-398 [20], como incertidumbre de la dosis de calibración se tomará 1,5%, que es el máximo valor de la incertidumbre establecido en dicho protocolo para la dosis absorbida.

$\bar{L}_{cal}$  es el valor medio de las lecturas de cuatros dosímetros, irradiados en condiciones de calibración:

$$\bar{L}_{cal} = \frac{\sum_i L_{ical}}{4} \quad (3.20)$$

donde  $L_{ical}$  son las lecturas de cada uno de los dosímetros. Su incertidumbre se calcula a partir de las incertidumbres de las lecturas de cada uno de los dosímetros, utilizando el método de propagación de varianzas:

$$\Delta \bar{L}_{cal}^2 = \sum_i \left( \frac{\partial \bar{L}_{cal}}{\partial L_{ical}} \right)^2 \Delta L_{ical}^2 \quad (3.21)$$

Como las incertidumbres de las lecturas de cada uno de los dosímetros son iguales entre sí, la incertidumbre del valor medio en función de la incertidumbre de la lectura de cada dosímetro individual viene dada por:

$$\Delta \bar{L}_{cal} = \frac{1}{2} \Delta L_{ical} \quad (3.22)$$

Para obtener el factor de calibración se lleva a cabo una sola irradiación. Por lo que se tomará como incertidumbre de la lectura de un dosímetro individual, el intervalo de variación obtenido para un conjunto de irradiaciones realizadas en las mismas condiciones. Como la calibración se lleva a cabo en campos de tamaño estándar, el máximo intervalo de variación de la lectura de un dosímetro irradiado en este tipo de campos es del 1,7%, según se ha obtenido en el estudio preliminar.

Calculando la incertidumbre del *factor de calibración* por el método que se acaba de describirse, se obtiene un valor del 1.7%.

### **Incetidumbre del factor de cambios de sensibilidad**

El *factor de cambios de sensibilidad*  $f_{cs}$  viene dado por:

$$f_{cs} = \frac{P}{R} \quad (3.23)$$

donde P y R vienen dados por:

$$P = \frac{\bar{L}_{IA}^P + \bar{L}_{ID}^P}{2} \quad (3.24)$$

$$R = \frac{\bar{L}_{IA}^R + \bar{L}_{ID}^R}{2} \quad (3.25)$$

Aplicando el método de propagación de varianzas se obtiene:

$$\Delta f_{cs}^2 = \left( \frac{\partial f_{cs}}{\partial P} \right)^2 \Delta P^2 + \left( \frac{\partial f_{cs}}{\partial R} \right)^2 \Delta R^2 \quad (3.26)$$

Haciendo las derivadas parciales respecto a cada uno de los factores:

$$\Delta f_{cs}^2 = \left(\frac{1}{R}\right)^2 \Delta P^2 + \left(\frac{-P}{R^2}\right)^2 \Delta R^2 \quad (3.27)$$

Las incertidumbres de  $P$  y  $R$  se calculan aplicando de nuevo el método de propagación de varianzas:

$$\Delta P^2 = \left(\frac{\partial P}{\partial \bar{L}_{IA}^P}\right)^2 (\Delta \bar{L}_{IA}^P)^2 + \left(\frac{\partial P}{\partial \bar{L}_{ID}^P}\right)^2 (\Delta \bar{L}_{ID}^P)^2 \quad (3.28)$$

$$\Delta R^2 = \left(\frac{\partial R}{\partial \bar{L}_{IA}^R}\right)^2 (\Delta \bar{L}_{IA}^R)^2 + \left(\frac{\partial R}{\partial \bar{L}_{ID}^R}\right)^2 (\Delta \bar{L}_{ID}^R)^2 \quad (3.29)$$

De manera que se obtiene el siguiente resultado:

$$\Delta P^2 = \left(\frac{1}{2}\right)^2 (\Delta \bar{L}_{IA}^P)^2 + \left(\frac{1}{2}\right)^2 (\Delta \bar{L}_{ID}^P)^2 \quad (3.30)$$

$$\Delta R^2 = \left(\frac{1}{2}\right)^2 (\Delta \bar{L}_{IA}^R)^2 + \left(\frac{1}{2}\right)^2 (\Delta \bar{L}_{ID}^R)^2 \quad (3.31)$$

Las incertidumbres de  $P$  y  $R$  vienen dadas por las incertidumbres de  $\bar{L}_{IA}$  y  $\bar{L}_{ID}$ , que son los valores medios de las lecturas de los cuatro dosímetros que forman los grupos  $IA$  e  $ID$ , respectivamente. La incertidumbre del valor medio de las lecturas de cuatro dosímetros en función de la incertidumbre de la lectura de un dosímetro individual ya ha sido calculada:

$$\Delta \bar{L}_{IA} = \frac{1}{2} \Delta L_{iIA} \quad (3.32)$$

$$\Delta \bar{L}_{ID} = \frac{1}{2} \Delta L_{iID} \quad (3.33)$$

Al igual que sucedía en la calibración, se ha realiza una sola lectura de los grupos  $IA$  e  $ID$ , por lo que será preciso tomar como intervalo de incertidumbre de cada lectura, el máximo intervalo de variación de las lecturas de un dosímetro irradiado en las mismas condiciones. Como los grupos  $IA$  e  $ID$  han sido irradiados en campos de tamaño estándar, este intervalo de variación es como máximo de 1.7%, según lo obtenido en el estudio preliminar.

A partir de este valor se calculará la incertidumbre de los factores  $P$  y  $R$  y del *factor de cambios de sensibilidad*, dando como resultado una incertidumbre del 0,9 %.

### Incetidumbre de $\bar{L}_{aud}$

$\bar{L}_{aud}$  es el valor medio de las lecturas de los cuatro dosímetros irradiados a una misma profundidad en el centro auditado:

$$\bar{L}_{aud} = \frac{\sum_i L_{i aud}}{4} \quad (3.34)$$

En este caso no es posible evaluar la incertidumbre de la lectura de cada dosímetro, ya que una vez que se insertan en el disco contenedor son indistinguibles entre sí.

La incertidumbre de  $\bar{L}_{aud}$  tiene dos contribuciones diferentes. Por un lado hay que considerar el intervalo de variación de la señal cuando los dosímetros se irradian en las mismas condiciones. Como solo se lleva a cabo una irradiación, se tomará como incertidumbre el máximo intervalo de variación del valor medio de las lecturas de cuatro dosímetros, irradiados en las mismas condiciones en la auditoría postal. Este intervalo de variación es del 1,9 %, según lo obtenido en el estudio preliminar.

Además hay que considerar otra contribución a la incertidumbre, como varía  $\bar{L}_{aud}$  al irradiar los dosímetros con haces de diferentes energías. En el estudio preliminar se observó que las señales termoluminiscentes no presentaban una tendencia al variar la energía del haz, sino que varían aleatoriamente. Por lo que no se puede introducir un factor de corrección con la energía. Por tanto, es necesario introducir un término adicional en la incertidumbre para tener en cuenta el intervalo de variación de la señales cuando se irradian con haces de diferentes energías. En el estudio preliminar se ha obtenido que el intervalo de variación del valor medio de las cuatro señales tiene una anchura máxima del 1.1 %, cuando la energía oscila entre 1,25 y 15 MV.

La incertidumbre de  $\bar{L}_{aud}$  viene dada por la suma cuadrática media de ambas contribuciones, obteniéndose un valor de 2,2 %.



$\frac{\left(\frac{\partial D}{\partial f_{cal}}\right) \Delta f_{cal}}{D}$	$\frac{\left(\frac{\partial D}{\partial f_{cs}}\right) \Delta f_{cs}}{D}$	$\frac{\left(\frac{\partial D}{\partial L_{aud}}\right) \Delta \bar{L}_{aud}}{D}$	$\frac{\Delta D}{D}$
1.7 %	0.9 %	2.2 %	2.9 %

Tabla 3.7: Contribuciones de cada uno de los factores a la incertidumbre de la dosis absorbida en el sistema de auditoría postal

### Incertidumbre de la dosis absorbida

A partir de los valores obtenidos en los apartados anteriores, se calcula la incertidumbre de la dosis absorbida, obteniéndose un valor del  $2,9\%$  ( $1s$ ). La contribución de cada uno de los factores a la incertidumbre de la dosis absorbida se muestra en la Tabla 3.7.

Este intervalo de incertidumbre puede interpretarse de la siguiente manera: cuando las desviaciones entre la *dosis medida* y la *dosis prescrita* están por debajo del  $5,8\%$  ( $2s$ ) es muy probable que puedan ser atribuidas al procedimiento de medida; en cambio cuando las desviaciones estén por encima del  $5,8\%$  ( $2s$ ) es muy improbable que puedan ser atribuidas al procedimiento de medida.

Para comparar el valor de la incertidumbre de la dosis absorbida en el sistema de auditoría postal que se ha desarrollado con la de otros sistemas, en la Tabla 3.8 se han recogido las incertidumbres de la dosis absorbida en distintos sistemas postales que también usan dosímetros termoluminiscentes. Los sistemas han sido clasificados en dos grupos, los que llevan a cabo medidas de la dosis absorbida en condiciones próximas a las de referencia y aquellos que las hacen en condiciones alejadas de referencia. En el segundo grupo se ha incluido también la incertidumbre del sistema de auditoría postal que se ha desarrollado en este trabajo.

La incertidumbre de este sistema se encuentra a medio camino entre las incertidumbres de ambos tipos de sistemas. Es del mismo orden de magnitud, aunque ligeramente superior, a la de los sistemas que llevan a cabo medidas en condiciones de referencia. Aunque sigue estando por debajo de los sistemas que realizan medidas en configuraciones más complejas, próximas a la de un tratamiento real.

Este resultado puede explicarse teniendo en cuenta que nuestro sistema lleva a

Irradiación	Institución	Autor
Referencia (1s)		
1.6 %	IAEA/WHO	Björngard 1980 [66]
1.0 %	RCP	Kirby 1986 [69]
2.3 %	RCP	Kirby 1992 [214]
2.0 %	EC QA network	Dutreix 1994 [17]
2.0 %	EC QA network	Derremaux 1995 [67]
2.3 %	EQUAL	Ferreira 2000 [64]
2.3 %	IAEA/WHO	Izewska 2000 [65]
1.6 %	IAEA/WHO	Izewska 2008 [172]
No referencia (1s)		
3.0 %	RCP	Molineu 2005 [73]
4.0 %		Han 2008 [215]
2.9 %		Este trabajo

Tabla 3.8: Incertidumbres de la dosis absorbida para haces de rayos X en sistemas de auditoría postal con dosímetros termoluminiscentes.

cabo medidas en configuraciones geométricas sencillas, pero irradiando con campos de pequeño tamaño, es decir, las medidas presentan mayor dificultad que las llevadas a cabo en condiciones de referencia, pero no llegan a alcanzar la dificultad de las medidas próximas a un tratamiento real.

### 3.7. Desviaciones detectadas por la auditoría postal

La desviación  $\Delta$  entre la *dosis medida* en el sistema de auditoría postal y la *dosis prescrita a 10 cm / dosis calculada a 5 cm* queda definida por:

$$\Delta = \frac{D_{pres/cal} - D_{med}}{D_{med}} \times 100\% \quad (3.35)$$

donde  $D_{pres/cal}$  es la *dosis prescrita a 10 cm / dosis calculada a 5 cm* y  $D_{med}$  es la *dosis medida* a la profundidad correspondiente.

Para clasificar las desviaciones detectadas por el sistema de auditoría postal se han establecido los siguientes criterios :

- *nivel aceptable* ( $\Delta \leq 5\%$ ): la desviación es menor o igual que el 5 %.
- *nivel de acción* ( $5\% < \Delta < 10\%$ ): la desviación es mayor del 5 % y menor del 10 %.
- *nivel de emergencia* ( $\Delta \geq 10\%$ ): la desviación es mayor o igual que el 10 %.

### 3.8. Ensayo de auditoría postal

Después de haber llevado a cabo una serie de ensayos previos en el centro de referencia, la mejor forma de poner a prueba el sistema de auditoría postal era realizar un *ensayo en condiciones reales*, es decir, poner en práctica el sistema de auditoría postal en centros donde se usaran campos pequeños para llevar a cabo los tratamientos.

El objetivo de este ensayo era doble, se trataba de evaluar el sistema de auditoría postal que se había desarrollado e investigar la dosimetría de campos pequeños en los centros que participaran en el ensayo.

Para llevar a cabo el ensayo se seleccionaron una serie de centros. Partiendo de la confianza en alto nivel tecnológico de estos centros, se pretendía evaluar el procedimiento de medida inicialmente previsto, para llevar a cabo los ajustes necesarios a la luz de los resultados obtenidos en este ensayo y las sugerencias de los centros participantes.

Además, resultaba interesante evaluar otras cuestiones de índole práctica relativas al sistema postal, como el grado de dificultad del montaje e irradiación del dispositivo experimental, el tiempo y la dedicación precisada para llevar a cabo el proceso completo o la adecuación de las instrucciones enviadas.

Por otra parte, el ensayo permitía investigar la dosimetría de campos pequeños en estos centros. En el caso en que se observaran desviaciones por encima del 5 %, límite de tolerancia establecido por la ICRU [18], los centros investigarían el origen de estas desviaciones y realizarían las correcciones oportunas. Si era posible, se repetiría el procedimiento completo para observar si estas desviaciones habían sido convenientemente corregidas. Además se consideró interesante pedir a los centros que enviaran información sobre el origen de las desviaciones detectadas.

Para este ensayo se contó con la colaboración de 14 centros de España y



Figura 3.16: Distribución geográfica de los centros que han participado en el ensayo del sistema de auditoría postal

Portugal, que fueron seleccionados por su alto nivel científico y asistencial en el uso de campos pequeños utilizados en Radiocirugía e IMRT. La distribución geográfica de estos centros puede observarse en la Figura 3.16.

Los centros seleccionados empleaban como dispositivos de irradiación *aceleradores* convencionales de diferentes marcas comerciales como Elekta, Siemens o Varian. Para configurar los campos de pequeño tamaño usaban diferentes colimadores como *conos de Radiocirugía* (5), *colimadores multiláminas* (2), *micro-multiláminas* (6) y las propias *mordazas* del acelerador (1). Para llevar a cabo las irradiaciones usaban energías nominales de 6 y 18 MV.

# Capítulo 4

## Resultados y discusión

A continuación se expondrán los resultados del estudio preliminar y del ensayo de la auditoría postal que se ha llevado a cabo. Estos resultados han contribuido a mejorar el método de trabajo de la auditoría postal.

### 4.1. Estudio preliminar

#### 4.1.1. Comportamiento de los dosímetros termoluminiscentes

En este estudio se ha investigado la reproducibilidad de la señal termoluminiscente, el intervalo de respuesta lineal y la influencia de la energía del campo en dicha señal.

#### Reproducibilidad

Este estudio se llevó a cabo investigando la influencia de distintos factores en la reproducibilidad de la señal:

1. *Estudio de la influencia del formato del dosímetro:* en esta fase se irradiaron los dosímetros con campos de tamaño estándar para comparar su reproducibilidad con la de otros formatos. En la Figura 4.1 puede observarse una muestra de los resultados de este estudio. Los intervalos de variación de la

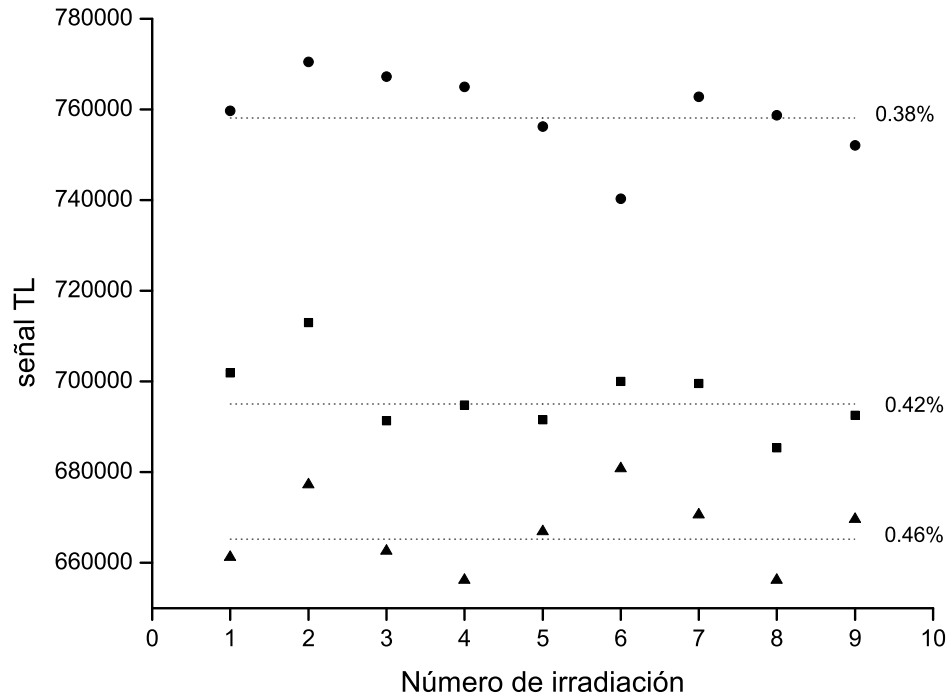


Figura 4.1: Reproducibilidad de las señales de tres dosímetros TLD-100 de  $1 \text{ mm}^3$  a lo largo de diez irradiaciones en un campo de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ .

señales termoluminiscentes oscilan entre el 0,11 y el 1,7 %, con un valor medio del 0.8 %. La reproducibilidad de los dosímetros de  $1 \text{ mm}^3$  es peor que la de otros formatos, como las muestras de polvo o los dosímetros sólidos de mayor tamaño, cuyos intervalos de reproducibilidad se encuentran siempre por debajo del 1 % [17, 64, 67, 71, 211].

El empeoramiento de la reproducibilidad al disminuir el tamaño del dosímetro puede deberse a dos factores. En primer lugar, las variaciones aleatorias de la señal inherentes al proceso de medida afectan más las señales de los dosímetros de  $1 \text{ mm}^3$ , ya que debido a su pequeño tamaño, su señal mucho más débil. Además el calentamiento de los dosímetros durante el proceso de lectura es menos reproducible.

Se investigó también si el uso continuado de los dosímetros puede ser un factor de influencia en la reproducibilidad de la señal termoluminiscente,

por lo que se incluyó en el estudio de reproducibilidad una muestra de dosímetros que se habían usado previamente. En general, los dosímetros de esta muestra presentaban intervalos de reproducibilidad del mismo orden de magnitud que los dosímetros que comenzaron a usarse para este estudio. Pero se detectaron algunos casos en los que el intervalo de variación de la señal termoluminiscente podía llegar a alcanzar el 4 %. De lo que se deduce, que el uso de los dosímetros no empeora la reproducibilidad de la señal, pero puede provocar cambios irreversibles en su respuesta si se someten a un uso prolongado.

Por lo que en la auditoría postal sería conveniente revisar periódicamente la reproducibilidad de los dosímetros para detectar los cambios irreversibles de sensibilidad que puedan sufrir algunos de ellos. El esquema de trabajo para evaluar la reproducibilidad de las señales sería el mismo que se ha utilizado en este estudio de reproducibilidad, es decir, someter a los dosímetros a una serie de irradiaciones en idénticas condiciones y observar el intervalo de variación de su señal. De esta forma, podrían detectarse fácilmente aquellos dosímetros que han sufrido cambios irreversibles en su respuesta y descartar su uso en la auditoría postal.

2. *Estudio de la influencia del número de dosímetros:* a partir de los resultados del apartado anterior, se calculó el intervalo de reproducibilidad del valor medio de las señales de cuatro dosímetros. Se ha obtenido que este intervalo de reproducibilidad oscila entre el 0,06 y el 0,8 %, con un valor medio del 0,4 %. Cuando se usa el valor medio de las señales de cuatro dosímetros, la reproducibilidad mejora de manera significativa debido a que las variaciones aleatorias de las señales se compensan parcialmente entre sí al hacer el valor medio.

De este resultado, se deduce que resulta ventajoso usar en el sistema de auditoría postal el valor medio de las lecturas de cuatro dosímetros para obtener la dosis absorbida a cada profundidad. Además si alguna de las lecturas se pierde accidentalmente, el valor medio de las tres lecturas restantes resulta suficiente para determinar la dosis absorbida con la precisión requerida.

3. *Estudio de la influencia del tamaño del campo:* se ha investigado la reproducibilidad del valor medio de las señales de cuatro dosímetros irradiados

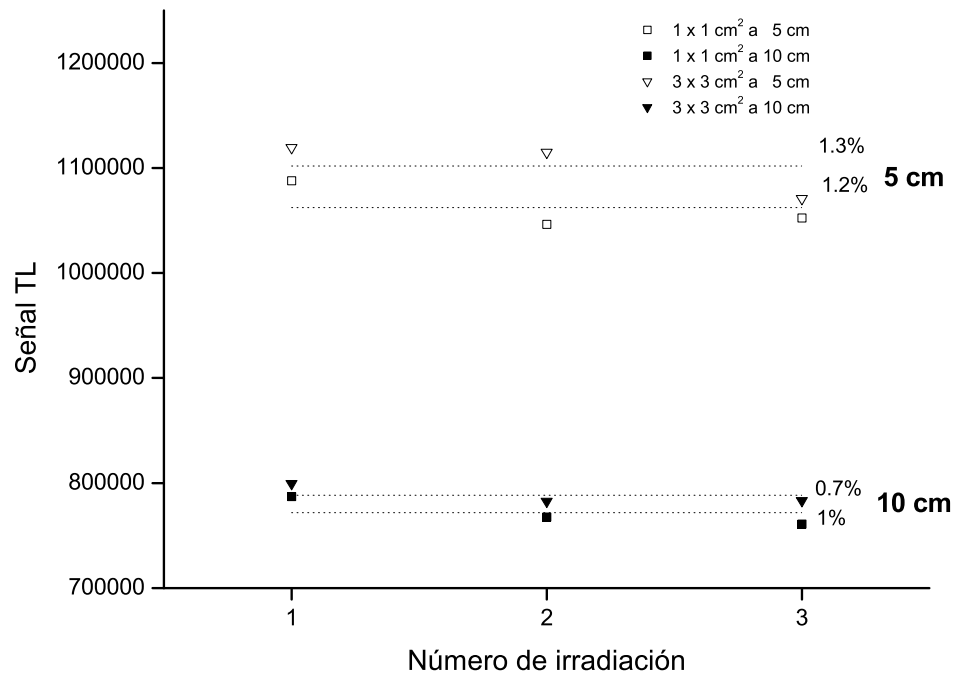


Figura 4.2: Reproducibilidad del valor medio de las señales de cuatro dosímetros TLD-100 de  $1 \text{ mm}^3$  a lo largo de tres irradiaciones en campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .

con campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  en el maniquí diseñado para la auditoría postal. En la Figura 4.2 puede observarse una muestra de los resultados de este estudio. El intervalo de variación del valor medio de las señales de cuatro dosímetros oscila entre el 0,7 y el 1,7% para el campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  y entre el 0,8 y el 1,9% para el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , con un valor medio de 1,3% para ambos tamaños de campo. La reproducibilidad del valor medio de las cuatro señales ha empeorado, como se esperaba, debido a las dificultades dosimétricas de los campos de pequeño tamaño.

De lo expuesto, se deduce que al reducir el tamaño de los dosímetros y del campo de irradiación empeora la reproducibilidad de las señales termoluminiscentes. Para mejorar la reproducibilidad de la señal termoluminiscente, se ha decidido usar en el sistema de auditoría postal el valor medio de las lecturas de cuatro dosímetros para determinar el valor de la dosis absorbida a cada profundidad.



### Intervalo de respuesta lineal

En este estudio, se ha investigado cual es el intervalo de respuesta lineal de los dosímetros TLD-100 de 1 mm<sup>3</sup>. Se ha observado que este tipo de dosímetros presenta una respuesta lineal en el intervalo entre 0,5 y 3 Gy ( $\chi^2 = 0,999$ ). Cuando se aumenta el valor de la dosis hasta 4 Gy, se observa un cierto grado de supralinealidad, por lo que es necesario introducir un término cuadrático en el ajuste para alcanzar el grado de precisión requerida. En la Figura 4.3 se muestra la respuesta de un dosímetro en la zona lineal y en la supralineal.

Al diseñar el sistema de auditoría postal, se decidió fijar la *dosis prescrita*, de tal forma que las dosis a ambas profundidades estuvieran dentro del intervalo de respuesta lineal. A partir de los resultados de este estudio, se ha establecido que la *dosis prescrita* a 10 cm de profundidad sea de 1,5 Gy para que se cumpla esta condición.

### Comportamiento con la energía

Como los estudios de reproducibilidad y linealidad se han llevado a cabo utilizando una energía nominal de 6 MV, se ha considerado conveniente analizar el comportamiento de la señal termoluminiscente al variar la energía del campo, ya que el sistema de auditoría postal pretende evaluar la dosis absorbida en haces de diferentes energías. Se han irradiado los dosímetros con las dos energías nominales del acelerador del centro de referencia, 6 y 15 MV, y con un haz de <sup>60</sup>Co de 1,25 MeV.

Las señales no muestran ninguna tendencia al variar la energía del campo de 1,25 a 15 MeV, sino que varían aleatoriamente como se muestra en la Figura 4.4. Las señales de los dosímetros oscilan dentro de un intervalo del 1,7% de anchura. Si se considera el valor medio de las señales de cuatro dosímetros, el intervalo de oscilación de la señal se reduce hasta el 1,1%, debido a que las variaciones aleatorias de las señales se compensan parcialmente entre sí, como sucedía en el estudio de reproducibilidad.

El intervalo de variación de las señales con la energía del campo observado en este estudio es del mismo orden de magnitud que el obtenido en el estudio llevado a cabo por *Mobbitt et al.* [216], en el que se investigó como variaba la respuesta del TLD-100 con la energía del campo, utilizando muestras de polvo y

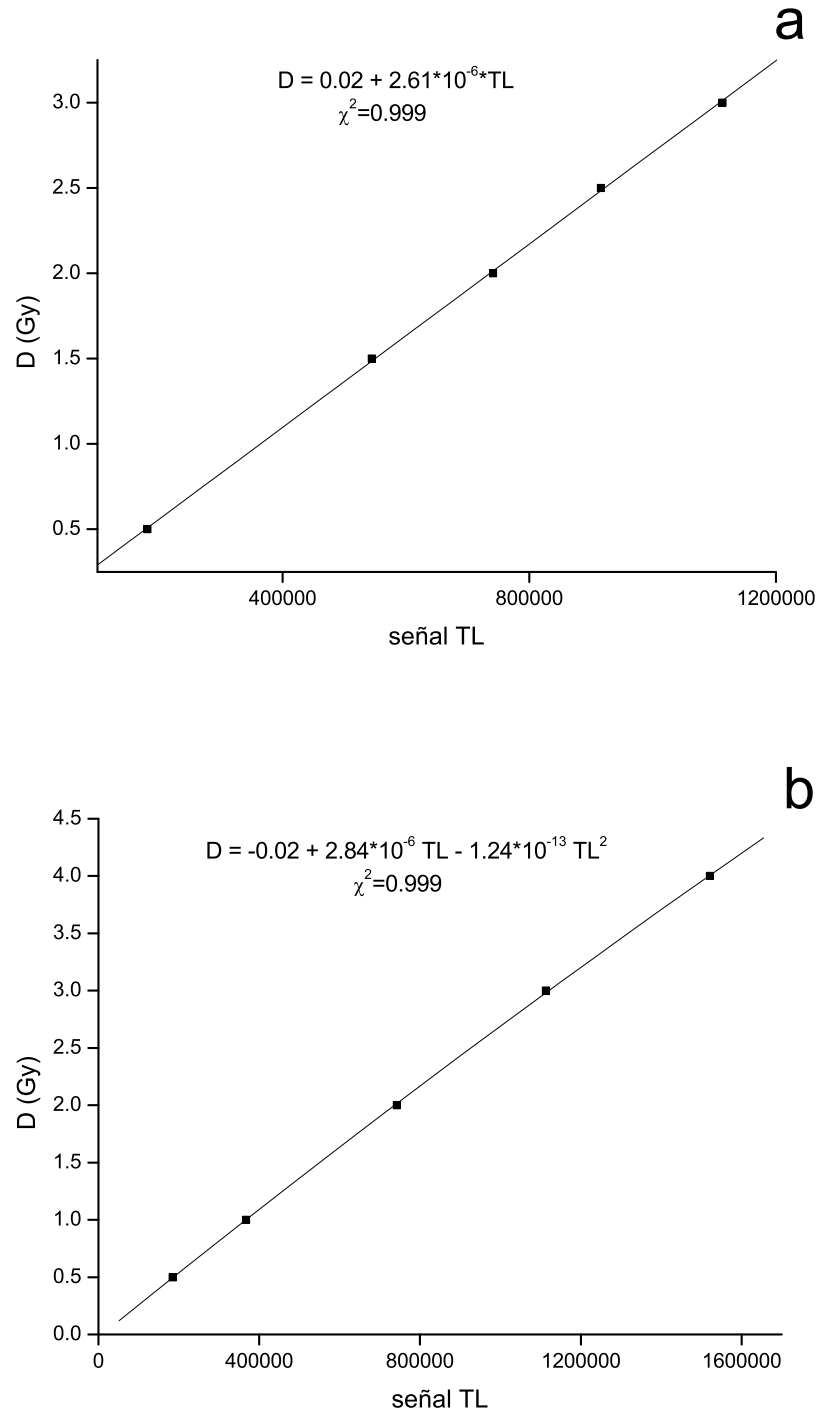


Figura 4.3: Respuesta de un dosímetro TLD-100 de  $1 \text{ mm}^3$  en la zona lineal (a) y en la zona supralineal (b), junto con sus respectivos ajustes.

dosímetros sólidos de mayor tamaño. En este estudio se observó que las señales variaban dentro de un intervalo de 1,4 %, cuando la energía del campo aumentaba de 1,25 a 25 MeV.

Además, en el trabajo de *Mobbitt et al.* [216] se observó que la señal termoluminiscente crecía al aumentar la energía del campo. Esta tendencia no ha sido observada en este estudio, ya que las variaciones aleatorias de las señales de los dosímetros de 1 mm<sup>3</sup> son del mismo orden de magnitud que la variación de la señal con la energía, como se deduce de los resultados del estudio de reproducibilidad.

Al no observarse una tendencia definida de la señales termoluminiscentes al aumentar la energía del campo, no es posible obtener un factor de corrección que tenga en cuenta como varía la señal con la energía. Por lo que el intervalo de variación de la señal, que se ha obtenido en este estudio, será utilizado para el cálculo de la incertidumbre de la dosis absorbida en el sistema de auditoría postal.

### **Cambios en la respuesta debido a factores ambientales**

Para cuantificar los cambios en la respuesta que sufren los dosímetros durante el envío a los centros auditados, se han llevado a cabo ensayos del proceso en el centro de referencia usando dos grupos de dosímetros adicionales para evaluar dichos cambios, uno se irradia al comienzo del proceso y otro que se irradia al término del mismo. Para observar los cambios que han sufrido los dosímetros de ambos grupos, se comparan las curvas termoluminiscentes de cada dosímetro con las obtenidas en una medida pronta. Una muestra de estas comparaciones puede observarse en la Figura 4.5.

En la evolución de las curvas de los dosímetros que han permanecido irradiados y sin irradiar no se observan grandes diferencias. En la Figura 4.5 puede observarse que la intensidad de los *picos 2* y *3* disminuye al aumentar el tiempo transcurrido. Cuando transcurren periodos de tiempo de varios meses, estos picos pueden llegar prácticamente a desaparecer.

Los *picos 4* y *5* son térmicamente más estables, por lo que su intensidad no disminuye de manera significativa. Pero estos picos están sometidos a cambios más complejos. El *pico 5* puede aumentar ligeramente su intensidad a expensas del *pico 4* o sufrir pequeños desplazamientos de la temperatura del máximo,

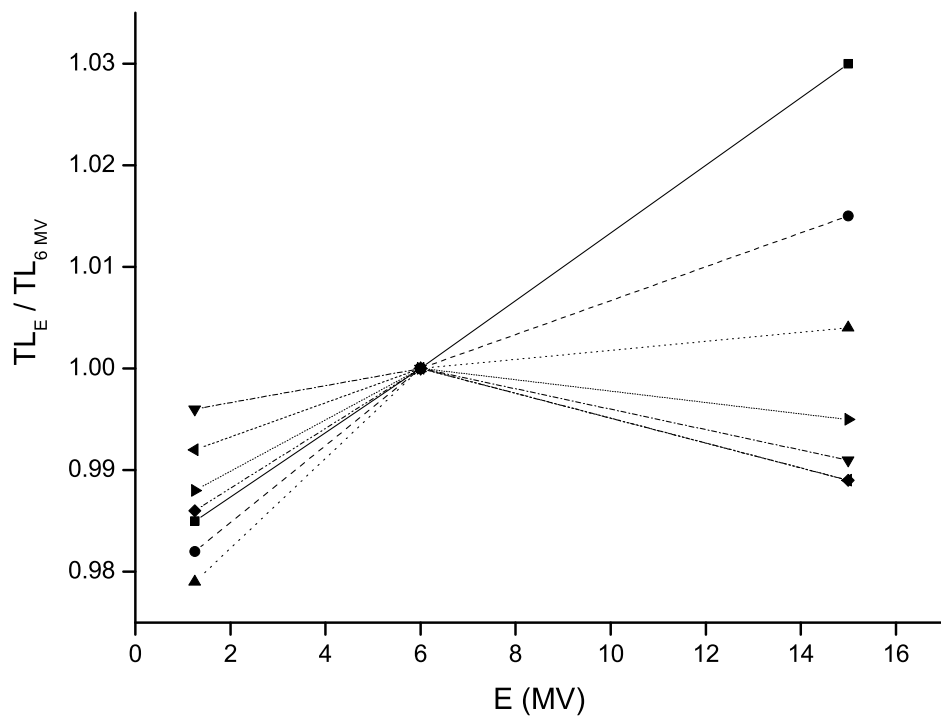


Figura 4.4: Comportamiento de la señal de los dosímetros TLD-100 de  $1 \text{ mm}^3$  al variar la energía del campo. Las señales han sido normalizadas respecto a la señal a 6 MV.

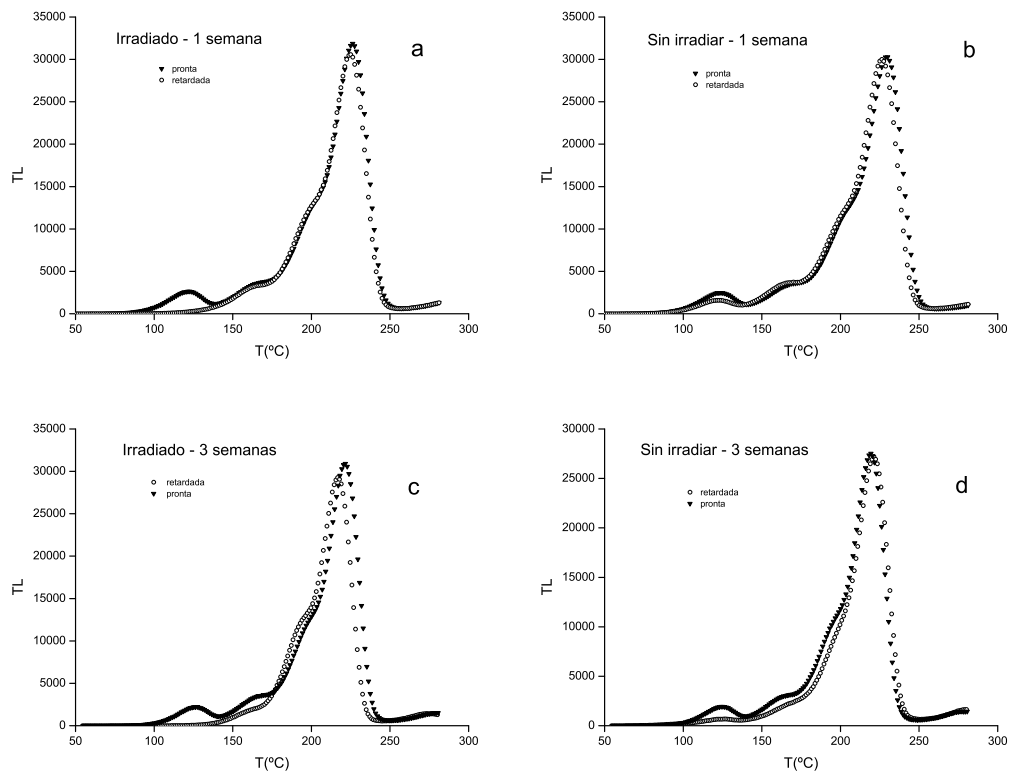


Figura 4.5: Comparación de las curvas termoluminiscentes obtenidas en medidas *prontas* y *retardadas* de dosímetros que han permanecido irradiados y sin irradiar durante periodos de tiempo de 1 y 3 semanas.

como ya ha sido observado en otros trabajos [174, 176, 180, 183]. Debido a que estos picos son más estables térmicamente, la suma de las áreas de los *picos 4* y *5* se usará en el sistema de auditoría postal para obtener la dosis absorbida. No obstante, los cambios en la señal termoluminiscente durante los envíos a los centros serán tenidos en cuenta y convenientemente corregidos.

El hecho de que cada pico evolucione de una manera diferente justifica el empleo de un programa de análisis completo, que es capaz de calcular las áreas de cada uno de los picos, ya que al calcular el área de la curva en un intervalo de temperatura, alguno de estos efectos podría quedar enmascarado.

#### 4.1.2. Comportamiento del dispositivo experimental

Para evaluar la capacidad del dispositivo experimental de llevar a cabo medidas en campos pequeños, se ha usado la simulación Monte Carlo. Para ello, se ha simulado el acelerador del centro de referencia Elekta SL18 con MCNPX. Antes de obtener resultados, ha sido preciso llevar a cabo una serie de comprobaciones para verificar que los haces simulados tienen las mismas características que los usados en un tratamiento de Radioterapia.

En primer lugar, se han comparado los espectros de los haces obtenidos por medio de la simulación con los espectros publicados por *Mohan* [212], para los dos valores de la energía nominal del centro de referencia, 6 y 15 MV. Esta comparación se muestra en la Figura 4.6, donde puede observarse una buena coincidencia entre ambos espectros.

A partir de estos espectros, se han simulado los *PDDs* en las condiciones de referencia establecidas en el protocolo TRS-398 [20] para una energía nominal de 6 MV. En la Figura 4.7 se muestran los resultados de la simulación comparados con los medidos experimentalmente en aceleradores de uso médico que tienen una energía nominal de 6 MV, observándose un buen acuerdo entre todos ellos.

De los resultados de estas comparaciones, se deduce que los haces simulados presentan las mismas características que los usados en Radioterapia. A partir de ellos, se obtendrán las dosis absorbidas en diferentes configuraciones geométricas.

Los resultados del estudio de la influencia de diferentes factores en la dosis absorbida se exponen a continuación:

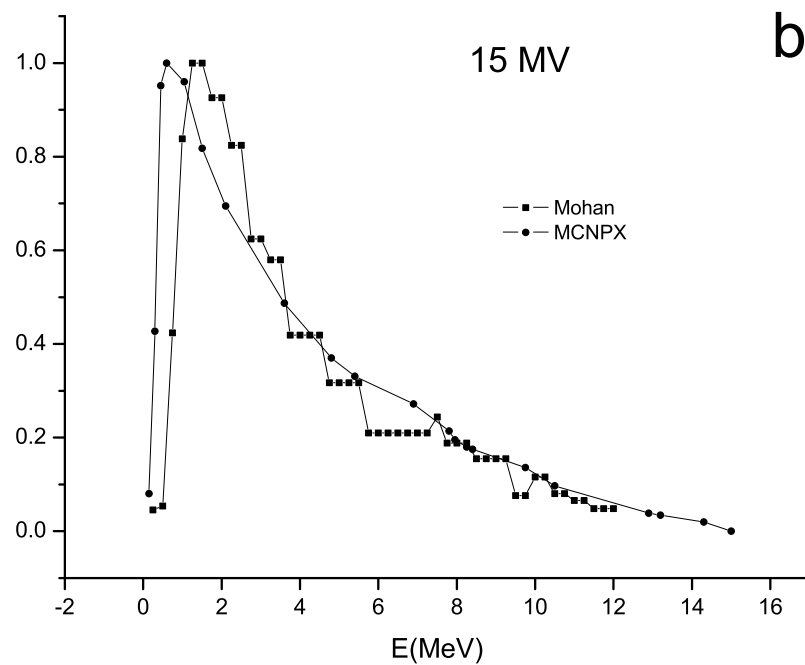
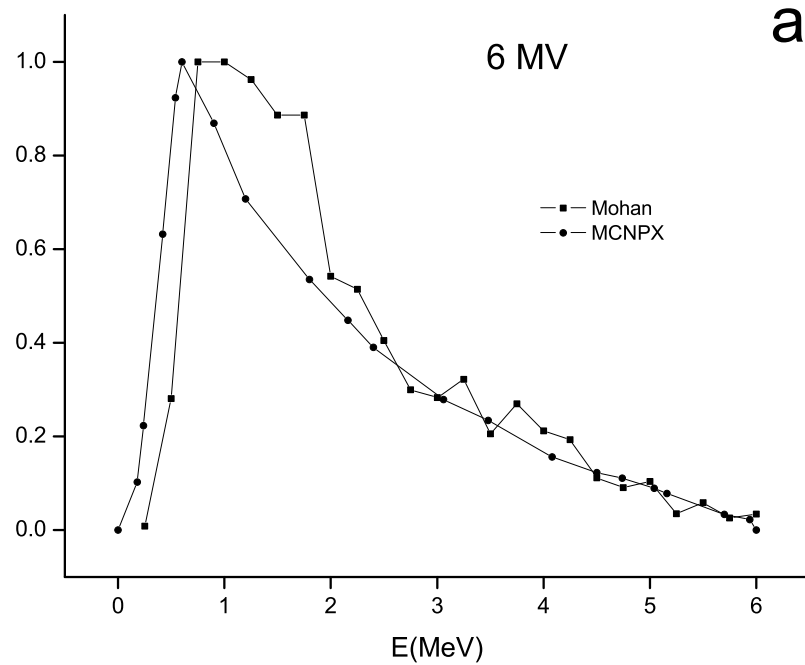


Figura 4.6: Comparación de los espectros de energía obtenidos por simulación Monte Carlo del acelerador Elekta SL18 y los publicados por Mohan para las energías nominales de 6 y 15 MV.

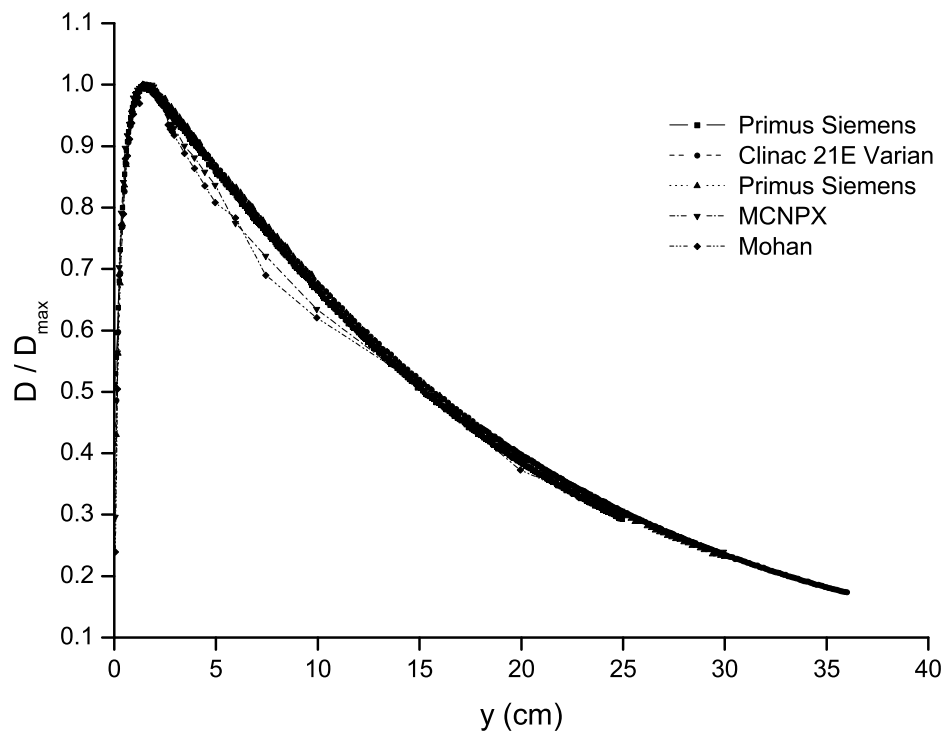


Figura 4.7: Comparación de los PDDs obtenidos por la simulación Monte Carlo del acelerador Elekta SL18, utilizando los espectros de Mohan y los medidos experimentalmente en aceleradores de uso clínico para una energía nominal de 6 MV.



1. *Estudio de la influencia del material del maniqué:* se han calculado las dosis absorbidas en PMMA y agua a las profundidades de 5 y 10 cm en un maniqué cilíndrico de 30 cm de diámetro. La relación entre las dosis en PMMA y agua  $D_{PMMA}/D_{agua}$  representadas en función de la energía del haz se muestra en la Figura 4.8.

De los resultados mostrados en la figura, se deduce que la dosis en PMMA es menor que en agua, como era de esperar, ya que el PMMA es un material 1,9 veces más denso que el agua y en el rango de energías de trabajo prevalece el efecto Compton, que depende de la densidad del material y es prácticamente independiente del número atómico.

También se puede observar en la figura que la relación entre las dosis absorbidas en PMMA y agua  $D_{PMMA}/D_{agua}$  aumenta con la energía del campo y disminuye con la profundidad, pero es prácticamente independiente del tamaño del campo. Los valores mostrados en la figura se usarán para corregir las dosis absorbidas de aquellos centros cuyos planificadores no realicen correcciones de heterogeneidad.

2. *Estudio de la influencia del tamaño del maniqué:* se han calculado las dosis absorbidas en dos maniqués de PMMA de 10 y 30 cm de diámetro. No se observa prácticamente ninguna diferencia entre las dosis absorbidas en ambos maniqués para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>. De lo que se deduce que, a efectos de equilibrio electrónico, el volumen del maniqué de 10 cm de diámetro es suficiente para llevar a cabo las medidas de la dosis absorbida en campos de pequeño tamaño.
3. *Estudio de la influencia del material de los dosímetros:* se han calculado las dosis absorbidas en volúmenes de detección de 4 mm<sup>3</sup> de PMMA y TLD-100 a las profundidades de 5 y 10 cm en un maniqué de PMMA de 10 cm de diámetro. Las dosis absorbidas a 5 cm de profundidad son idénticas en ambos materiales, mientras que a 10 cm de profundidad se observa sistemáticamente una diferencia del 0,5%. Este efecto podría deberse a la perturbación producida por el dosímetro que se encuentra a 5 cm de profundidad, pero es necesario comprobarlo.

La influencia del dosímetro superior, que se encuentra situado a 5 cm sobre la medida de la dosis a 10 cm ha sido estudiada de manera independiente por

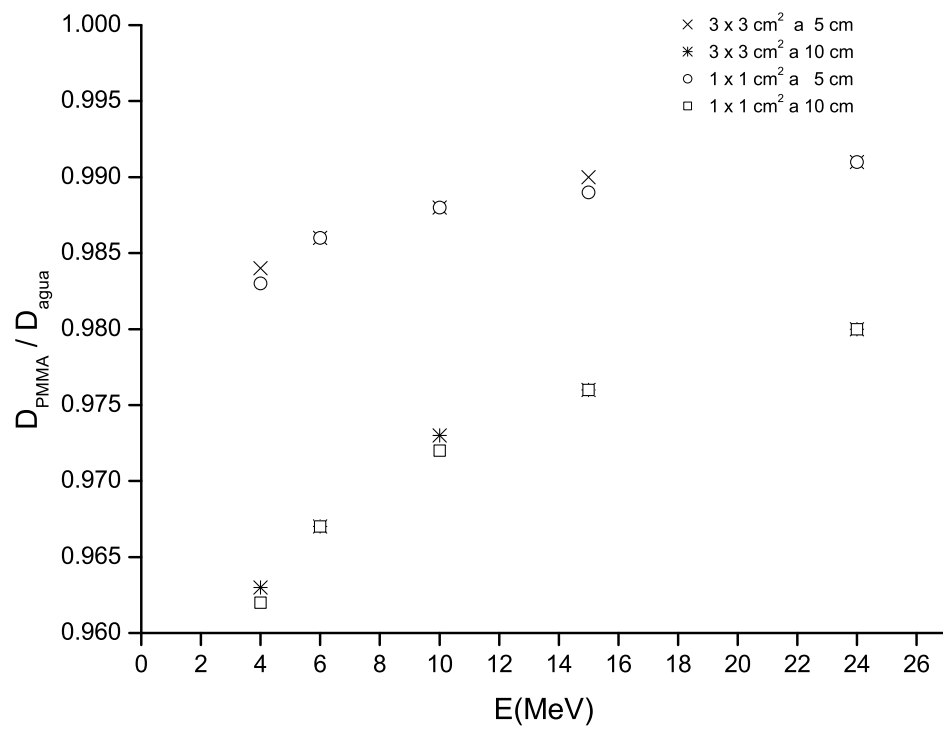


Figura 4.8: Comparación de las dosis absorbidas en PMMA y agua a las profundidades de 5 y 10 cm en un maniquí de 30 cm de diámetro irradiado con campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>.

medio de la simulación Monte Carlo. A partir de los resultados de este estudio se confirma que la perturbación producida por el dosímetro que se encuentra a 5 cm en la dosis absorbida a 10 cm de profundidad es del orden del 0,5 %.

Por lo tanto, las dosis en los dosímetros de PMMA y TLD-100 son prácticamente iguales, de lo que se puede deducir que la perturbación producida por los dosímetros TLD-100 al ser introducidos en un maniquí de PMMA es despreciable.

De los resultados de este estudio, se deduce que el dispositivo experimental diseñado para la auditoría postal resulta apto para medir las dosis absorbidas en campos pequeños, siempre que se tengan en cuenta las diferencias entre el agua y el PMMA durante el proceso de planificación.

### 4.1.3. Evaluación de la calidad del haz en el sistema de auditoría postal

Se ha investigado si la relación entre las dosis absorbidas a 10 y 5 cm de profundidad  $D_{10}/D_5$ , medida condiciones de la auditoría postal, puede ser usada para evaluar la calidad del haz con el que se ha llevado a cabo la irradiación en el centro auditado.

Para conocer como varía  $D_{10}/D_5$  con la energía del campo, se han simulado las configuraciones del acelerador del centro de referencia Elekta SL18. Se ha variado el potencial de aceleración de los electrones primarios abarcando un intervalo de energía de 4.5 a 18 MeV. A continuación, se ha obtenido la relación  $D_{10}/D_5$  en diferentes configuraciones para estudiar su comportamiento. En la Figura 4.9 se muestran los resultados de esta simulación, es decir, como varía  $D_{10}/D_5$  con la energía del campo.

En la Figura 4.9 puede observarse que la relación  $D_{10}/D_5$  crece al aumentar la energía del haz. Esta misma tendencia ha sido observada en los desarrollos en profundidad obtenidos experimentalmente con campos pequeños [217]. Este comportamiento puede entenderse teniendo en cuenta que al aumentar la energía del haz, los haces son más penetrantes y se atenúan más lentamente en el medio material, por lo que la pendiente de los desarrollos en profundidad disminuye. Como  $D_{10}/D_5$  es inversamente proporcional a dicha pendiente aumenta con la energía del campo.

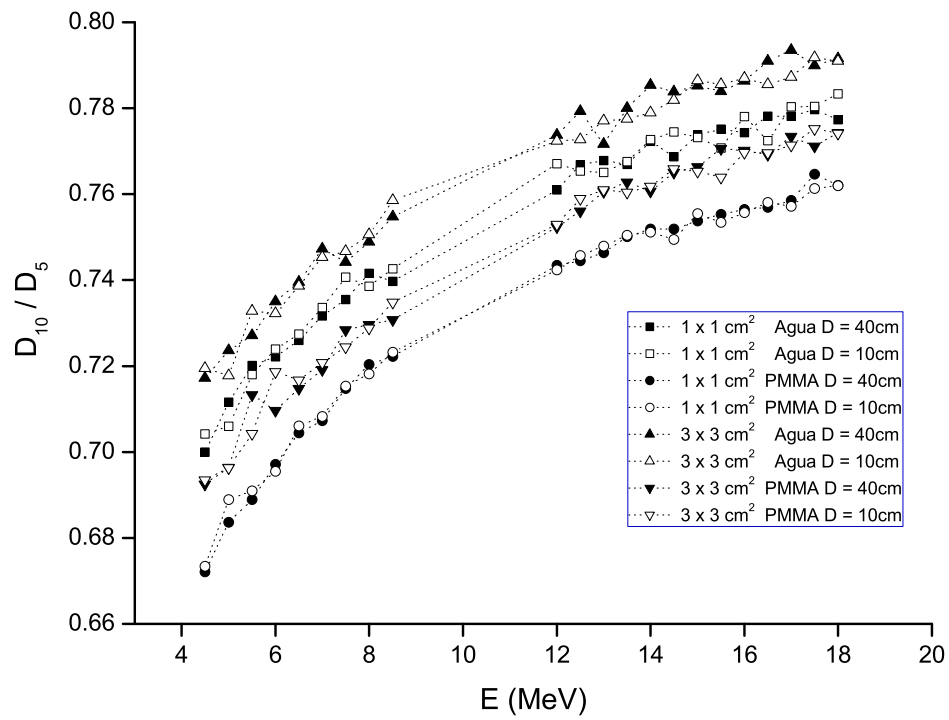


Figura 4.9: Relación de  $D_{10}/D_5$  con la energía del haz de los electrones primarios para las configuraciones del acelerador Elekta SL18. La relación  $D_{10}/D_5$  ha sido obtenida en maniqués de PMMA y agua de 10 y 40 cm de diámetro y para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .

De los resultados mostrados en la Figura 4.9, se puede deducir la influencia de diferentes factores en la relación  $D_{10}/D_5$ :

1. *Influencia del material del maniquí*: los valores de  $D_{10}/D_5$  obtenidos en un maniquí de PMMA son menores que en un maniquí de agua, como era de esperar, ya el PMMA es un material 1.9 veces más denso que el agua.
2. *Influencia del tamaño del maniquí*: los resultados obtenidos para los maniquís de 10 y 40 cm de diámetro, son prácticamente idénticos, si excluimos las fluctuaciones debidas a la propia simulación. De lo que se deduce que el tamaño del maniquí no es un factor de influencia en la medida de la dosis, como ya había sido observado en el estudio del dispositivo experimental que se ha realizado previamente.
3. *Influencia del tamaño del campo*: la relación  $D_{10}/D_5$  crece al aumentar el tamaño de campo. De lo que se deduce, que cuanto mayor es el tamaño del campo, los haces se atenúan más lentamente y la pendiente de los desarrollos en profundidad es menor.

Para conocer la sensibilidad de  $D_{10}/D_5$  como índice de la calidad del haz, es preciso fijarnos en las pendientes de las funciones que se han obtenido. En la Figura 4.9 se distinguen claramente dos zonas con pendientes diferentes, la que va de 4,5 a 8,5 MeV corresponde a la configuración de 6 MV y la que va de 12 a 18 MeV corresponde a la configuración de 15 MV. La zona de menor energía presenta una mayor pendiente que la de mayor energía. Para hacer una estimación de como varía  $D_{10}/D_5$  con la energía del campo, se ha llevado a cabo un ajuste lineal para estimar la pendiente en la zona de menor energía. Se obtiene que  $D_{10}/D_5$  varía un 1,5 % por cada MeV.

De este resultado se concluye que la relación  $D_{10}/D_5$  no es suficientemente sensible para ser utilizada como índice de la calidad del haz en la auditoría postal, ya que no es capaz de detectar pequeñas fluctuaciones en la energía nominal del haz. Este índice sólo serviría para detectar variaciones de la energía de varios MeV, por lo que solo puede ser usado para verificar si la selección de la energía nominal es correcta. Los errores en la selección de la energía nominal son poco frecuentes, pero pueden provocar accidentes de graves consecuencias.

Aunque la relación  $D_{10}/D_5$  no puede ser utilizada para evaluar la calidad de los haces, la simulación del acelerador Elekta SL18 será empleada para verificar

si los datos enviados por los centros en relación a la calidad de los haces son coherentes con los valores de  $D_{10}/D_5$  medidos experimentalmente en la auditoría postal.

Una vez expuestos los resultados del estudio preliminar, se procederá a exponer resultados del ensayo de auditoría postal que se ha llevado a cabo.

## 4.2. Resultados del ensayo de auditoría postal

A continuación se analizarán los resultados obtenidos en el ensayo de la auditoría postal.

### 4.2.1. Dosis absorbidas

Para analizar los resultados de este ensayo es preciso comparar las *dosis medidas a 10 cm* con la *dosis prescrita a 10 cm* y las *dosis medidas a 5 cm* con las *dosis calculadas a 5 cm* en los planificadores de cada uno de los centros. Dicha comparación se muestra en la Figura 4.10. En los centros 1, 5 y 8 se repitió el proceso y los resultados obtenidos en la segunda auditoría se muestran junto con los de la primera para poder compararlos. El centro 3 no irradió con el campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ .

Para el campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ , las desviaciones  $\Delta$  son menores del 5% para nueve de los trece centros auditados (69%). Para los centros 1, 7, 8 y 12 las desviaciones  $\Delta$  están fuera del *nivel aceptable*. En el caso de los centros 7, 8 y 12, las desviaciones  $\Delta$  se encuentran dentro del *nivel de acción*, mientras que las desviaciones  $\Delta$  del centro 1 se encuentran en el *nivel de emergencia*.

Para el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , las desviaciones  $\Delta$  son menores del 5% para nueve de los catorce centros auditados (64%). Para los centros 1, 5, 8, 12 y 13 las desviaciones  $\Delta$  están fuera del *nivel aceptable*. En el caso de los centros 5, 8, 12 y 13, las desviaciones  $\Delta$  se encuentran dentro del *nivel de acción*, mientras que las desviaciones  $\Delta$  del centro 1 se encuentran en el *nivel de emergencia*.

Cuando se detectaban desviaciones superiores al 5% entre las *dosis medidas* y las *dosis prescritas*, los centros debían investigar el origen de las desviaciones detectadas, revisando el procedimiento que habían seguido para impartir la dosis

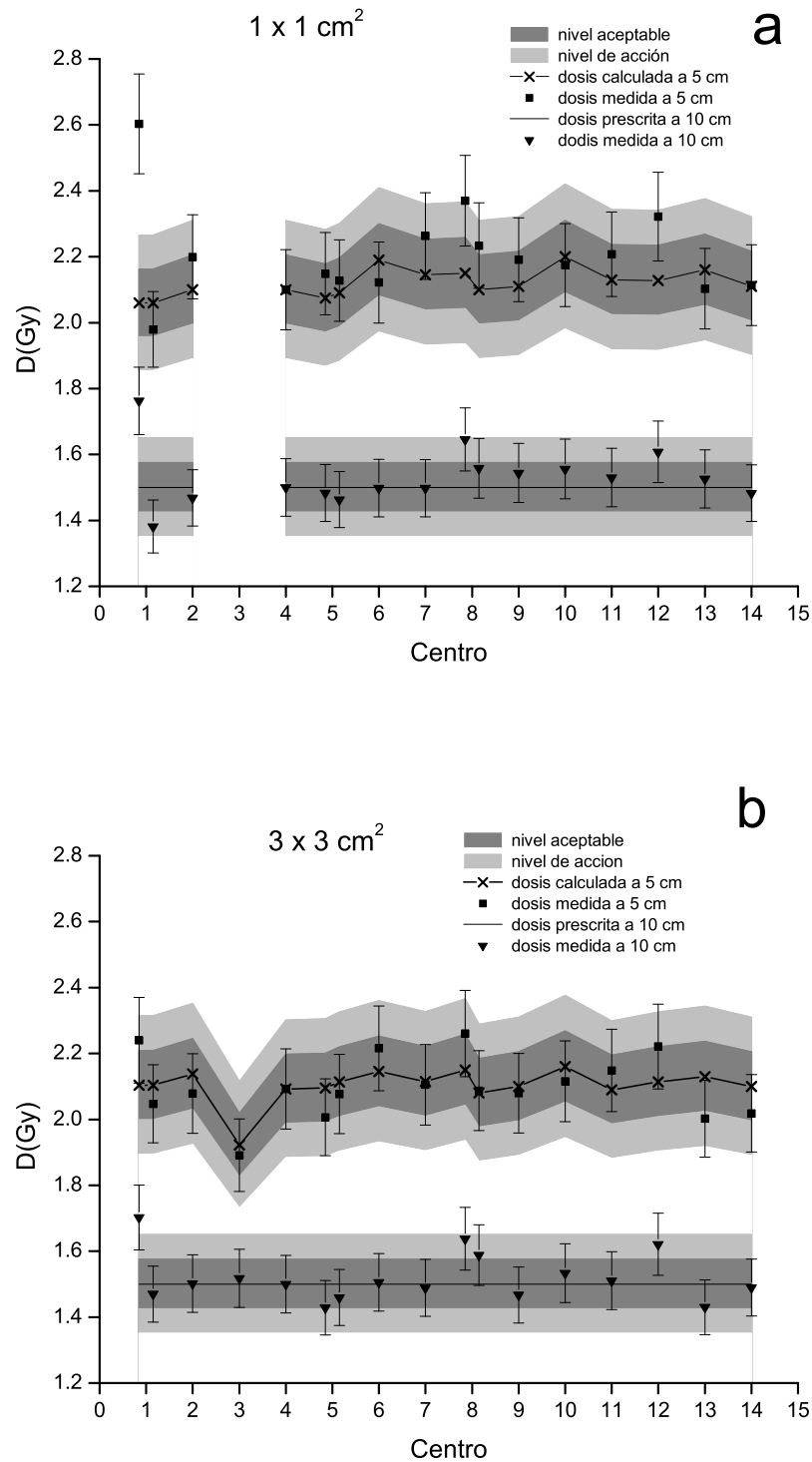


Figura 4.10: Comparación de las *dosis medidas a 5 y 10 cm* con la *dosis prescrita a 10 cm* y las *dosis calculadas a 5 cm* para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>. Las barras de incertidumbre de las dosis medidas abarcan un intervalo de 5,8% (2s)

en el volumen blanco. Una vez que se detectaba el origen de las desviaciones, se llevaban a cabo las correcciones oportunas y se repetía el proceso, si era posible, para comprobar si las desviaciones habían sido debidamente corregidas.

Se repitió la auditoría postal en los centros 1, 5 y 8 y no fue posible hacerlo en los centros 7, 12 y 13. Los resultados de la segunda auditoría en los centros 1, 5 y 8 se muestran conjuntamente con los de la primera en la Figura 4.10.

En el *centro 1* se detectó una sobreirradiación que superaba el 10 % para ambos tamaños de campo y ambas profundidades. Tras llevar a cabo las correcciones oportunas, en el segundo ensayo se observa el efecto contrario, las *dosis medidas* están por debajo de las *dosis prescritas*. Las desviaciones  $\Delta$  se encuentran dentro del *nivel aceptable*, excepto para el campo  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  a 10 cm de profundidad, para el cual la desviación  $\Delta$  se encuentra dentro del *nivel de acción*.

En el *centro 5* se observó una subirradiación que alcanzaba el 5 % para el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  a la profundidad de 10 cm. Esta desviación fue verificada en el centro haciendo una comprobación dosimétrica con una microcámara de ionización. Se llevó a cabo la corrección correspondiente, de manera que aunque se sigue observando la misma tendencia a subirradiar, todas las desviaciones se encuentran dentro del *nivel aceptable*.

En el *centro 7* se observa una desviación del 5 % entre la *dosis medida* y la *dosis calculada* para el campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  a 5 cm de profundidad. No fue posible llevar a cabo una segunda comprobación.

En el *centro 8* se observó una sobreirradiación y las desviaciones  $\Delta$  detectadas se encontraban dentro del *nivel de acción*, pero próximas al 10 %. En la segunda auditoría se observó la misma tendencia a sobreirradiar, pero la magnitud de las desviaciones había disminuido. A pesar de ello, dos de las desviaciones  $\Delta$  seguían estando fuera del *nivel aceptable*.

En el *centro 12* se observó una sobreirradiación que supera el 5 % para ambos tamaños de campo y ambas profundidades. No fue posible llevar a cabo una segunda auditoría.

En el *centro 13* se observó una subirradiación del orden del 5 % para el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . En este caso tampoco fue posible repetir la auditoría.

Todos los centros que han participado en el ensayo han empleado una energía nominal de 6 MV, excepto el centro 3 que ha usado una energía de 18 MV. El



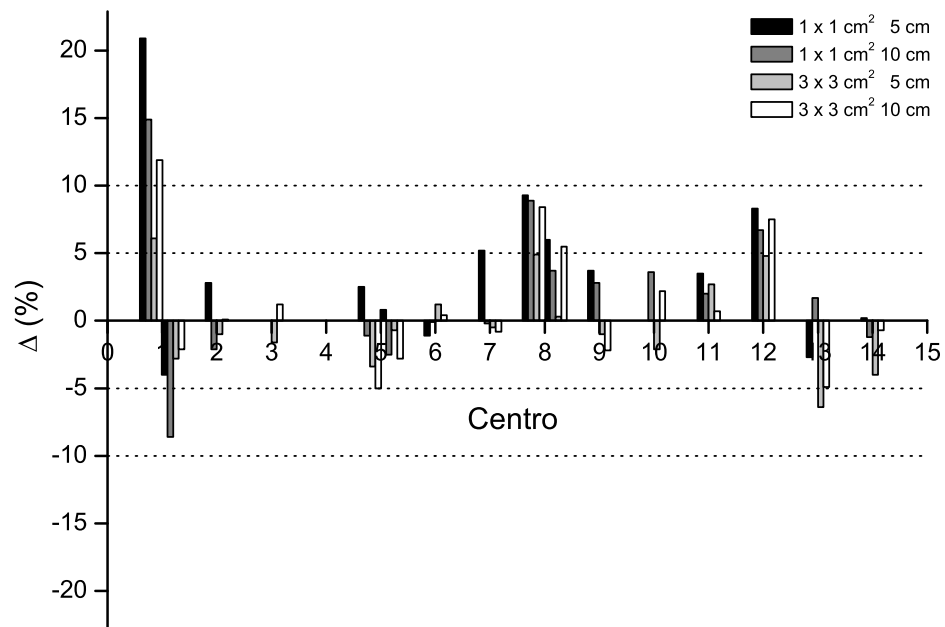


Figura 4.11: Desviaciones  $\Delta$  entre las *dosis medidas a 10 cm* y la *dosis prescrita a 10 cm* y las *dosis medidas a 5 cm* y las *dosis calculadas a 5 cm* para los campos  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>, detectadas por el sistema postal.

estudio de la influencia de la energía del haz solo se extendía hasta una energía de 15 MeV. En el centro 3 se observó un buen acuerdo entre las *dosis medidas* y las *dosis prescritas*, de lo que se podría deducir que la respuesta de los dosímetros TLD-100 de 1 mm<sup>3</sup> no varía de manera significativa al aumentar la energía hasta 18 MeV.

#### 4.2.2. Desviaciones detectadas

Además de evaluar el grado de acuerdo entre las *dosis medidas* y las *dosis prescritas*, se puede obtener información analizando conjuntamente las cuatro desviaciones  $\Delta$  de cada uno de los centros. Una representación gráfica de las mismas se muestra la Figura 4.11. En ella se han marcado los intervalos correspondientes al 5 y al 10 %, para identificar fácilmente si las desviaciones se encuentran en el *nivel aceptable*, *de acción* o de *emergencia*.

A partir de esta representación gráfica de las desviaciones pueden observarse otros efectos. Cuando las cuatro desviaciones de un centro se encuentran dentro del *nivel aceptable*, como es el caso de los centros 2, 3, 4, 6, 9, 10, 11 y 14, dichas desviaciones no suelen estar correlacionadas entre sí y presentan diferente magnitud e incluso diferente signo. Este efecto se debe a que las variaciones aleatorias de las señales termoluminiscentes solo quedan parcialmente compensadas entre sí al hacer el valor medio de la señal de los cuatro dosímetros.

En cambio, cuando las desviaciones son superiores al 5 %, se observa una mayor correlación entre las mismas, como en el caso de los centros 1, 8 y 12, en los que las desviaciones suelen tener el mismo signo y una magnitud similar. De lo que se deduce que en estos casos el origen de las desviaciones es determinista, no aleatorio, como sucedía cuando las desviaciones eran menores del 5 %.

De las observaciones anteriores, se concluye que el sistema de auditoría postal es capaz de detectar desviaciones superiores al 5 % ya que las variaciones aleatorias de la señal son de menor magnitud.

### 4.2.3. Origen de las desviaciones detectadas

Una vez que obtenidos los resultados del primer ensayo, se pidió a los centros cuyas desviaciones eran superiores al 5 %, que tratarán de verificar si estos resultados eran correctos e investigaran el origen de las desviaciones. En todos los centros, excepto uno que no remitió información al respecto, estas desviaciones fueron verificadas llevando a cabo comprobaciones dosimétricas o repitiendo los cálculos en los planificadores. Este hecho prueba que el sistema de auditoría postal que se ha desarrollado es capaz de detectar correctamente las desviaciones de la dosis absorbida en campos pequeños.

Aunque el objetivo de este trabajo no era investigar el origen de las desviaciones, se ha considerado de interés hacer una recopilación de la información remitida por los centros en relación al origen de las desviaciones detectadas por el sistema de auditoría postal, que se muestra en la Tabla 4.1. A continuación se explicará en detalle lo expuesto en dicha tabla.

Centro	$\Delta = \frac{D_{pre/cal} - D_{med}}{D_{med}} \times 100 \%$	Origen
1	$\Delta > 10 \%$ para ambos campos	Empleo de un colimador multiláminas con una precisión de $\pm 2$ mm para configurar los campos de pequeño tamaño.
5	$5 \% < \Delta < 10 \%$ a 10 cm de profundidad para el campo de $3 \times 3$ cm <sup>2</sup>	Obtención de las funciones dosimétricas que se introducen en el planificador siguiendo un protocolo que no se encuentra vigente en la actualidad.
7	$5 \% < \Delta < 10 \%$ a 5 cm de profundidad para el campo de $1 \times 1$ cm <sup>2</sup>	El detector utilizado para la obtención de las funciones dosimétricas que se introducen en el planificador no ofrecía la resolución espacial requerida por el campo de $1 \times 1$ cm <sup>2</sup> .
8	$5 \% < \Delta < 10 \%$ para ambos tamaños de campo	Errores en el posicionamiento. Errores en las funciones dosimétricas introducidos en el planificador.
12	$5 \% < \Delta < 10 \%$ para ambos tamaños de campo	El planificador no realizaba correcciones de heterogeneidad. Errores en la calibración del haz.
13	$5 \% < \Delta < 10 \%$ para el campo de $3 \times 3$ cm <sup>2</sup>	No ha remitido información.

Tabla 4.1: Origen de las desviaciones  $\Delta$  superiores al 5 % detectadas por el sistema de auditoría postal.

### Centro 1

En el *centro 1* se empleó un colimador multiláminas para configurar los campos de pequeño tamaño. Las láminas del colimador tenían 1 cm de espesor y su posición podía establecerse con una precisión de  $\pm 1$  mm. Por lo que para campos de  $1 \times 1$  cm<sup>2</sup>, desplazamientos de 1 mm de ambos bancos de láminas podían suponer variaciones del 20 % en el área del campo. Las desviaciones detectadas por la auditoría postal fueron atribuidas a imprecisiones en la configuración del campo.

Antes de llevar a cabo la segunda auditoría, se pusieron en marcha una serie de procedimientos para mejorar la precisión en la configuración del campo. Los resultados de la segunda auditoría mejoraron de forma notable. De esta experiencia, se deduce que los colimadores multiláminas no ofrecen la precisión necesaria para configurar campos que tengan una anchura del orden de 1 cm. Para campos de este tamaño es preferible usar otros dispositivos que ofrezcan una mayor precisión.

### Centro 5

En el *centro 5* las funciones dosimétricas introducidas en el planificador no habían sido obtenidas correctamente, ya que se había usado un protocolo que no está vigente en la actualidad. En la obtención de los *factores de dispersión* se medía la dosis a la profundidad del máximo, por lo que la medida estaba afectada por la contaminación electrónica de la cabeza del acelerador. La desviación detectada podría atribuirse al uso de estas funciones dosimétricas en el proceso de planificación.

Para evitar la contaminación electrónica en la medida de la dosis a la profundidad de máximo, el protocolo TRS-398 [20] recomienda llevar a cabo estas medidas de la dosis a una mayor profundidad, donde de la contaminación electrónica de la cabeza del acelerador deja de ser relevante. Para calcular la dosis a la profundidad del máximo se utilizan los desarrollos en profundidad que se han obtenido previamente.

### Centro 7

En este centro la desviación detectada también provenía de las funciones dosimétricas introducidas en el planificador, que fueron obtenidas usando una microcámara de ionización. Este tipo de detectores que no ofrece la resolución espacial requerida por los campos de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  o menores. Los errores en las funciones dosimétricas fueron detectados cuando se llevaron a cabo medidas con detectores con mayor resolución espacial, como películas o detectores de semiconductor.

### Centro 8

En el *centro 8* las desviaciones eran debidas a dos factores independientes, errores en el posicionamiento del dispositivo experimental y errores en las funciones dosimétricas introducidas en el planificador. Los errores en el posicionamiento fueron corregidos en la segunda auditoría, pero los errores en los datos dosimétricos no habían sido detectados en aquel momento, por lo que las desviaciones disminuyeron en magnitud, pero seguían estando próximas al 5%.

En una comprobación dosimétrica posterior a la segunda auditoría, se observó que las funciones dosimétricas introducidas en el planificador arrojaban diferencias del 1,2%, lo que justificaría las desviaciones observadas en la segunda auditoría. La corrección de estas desviaciones situaría las dosis medidas dentro del *nivel aceptable*.

### Centro 12

También en este centro las desviaciones de las dosis eran debidas a dos factores independientes. El planificador empleado para el cálculo de la dosis absorbida no realizaba correcciones de heterogeneidad, por lo que en el proceso de planificación no se consideraron las diferencias de densidad entre el agua y el PMMA. El centro auditado no remitió esta información y los resultados del primer ensayo no pudieron ser corregidos usando los factores obtenidos por medio de la simulación Monte Carlo.

Posteriormente, cuando se conoció esta información, se aplicaron estos factores de corrección a los valores de la dosis que se habían medido y se observó que la magnitud de las desviaciones había disminuido, pero seguían estando fuera del

$A \pm \Delta A$	$B \pm \Delta B$	$C \pm \Delta C$	$r^2$
$1.488 \pm 0.007$	$0.66 \pm 0.02$	$5.8 \pm 0.4$	0.996

Tabla 4.2: Parámetros del ajuste de  $J_{100}/J_{200}$  frente a la energía de los electrones primarios.

*nivel aceptable.*

El origen de estas desviaciones era un error del 2% en la calibración del acelerador, que se traducía en el cálculo de las Unidades Monitor en el proceso de planificación. Este error se había producido al traducir el kerma en aire a kerma en agua, cuando se usaba un protocolo dosimétrico anterior.

### Centro 13

Este centro no ha remitido información en relación al origen de las desviaciones.

#### 4.2.4. Comprobación de la calidad del haz

Para comprobar la coherencia entre los índices de la calidad del haz remitidos por los centros y la relación  $D_{10}/D_5$  obtenida de forma experimental, se siguieron los siguientes pasos:

1. Se ha obtenido  $J_{100}/J_{200}$  en función del potencial de aceleración de los electrones primarios para las configuraciones del acelerador Elekta SL18 (Figura 4.12). Para obtener la función que relaciona ambas magnitudes en el intervalo de energía entre 4,5 y 18 MeV, se ha llevado a cabo un ajuste usando una función del tipo:

$$\frac{J_{100}}{J_{200}} = A + Be^{-\frac{E}{c}} \quad (4.1)$$

La función obtenida en el ajuste se muestra en la Figura 4.12, junto con los valores calculados por medio de la simulación. Los parámetros obtenidos en este ajuste quedan recogidos en la Tabla 4.2.

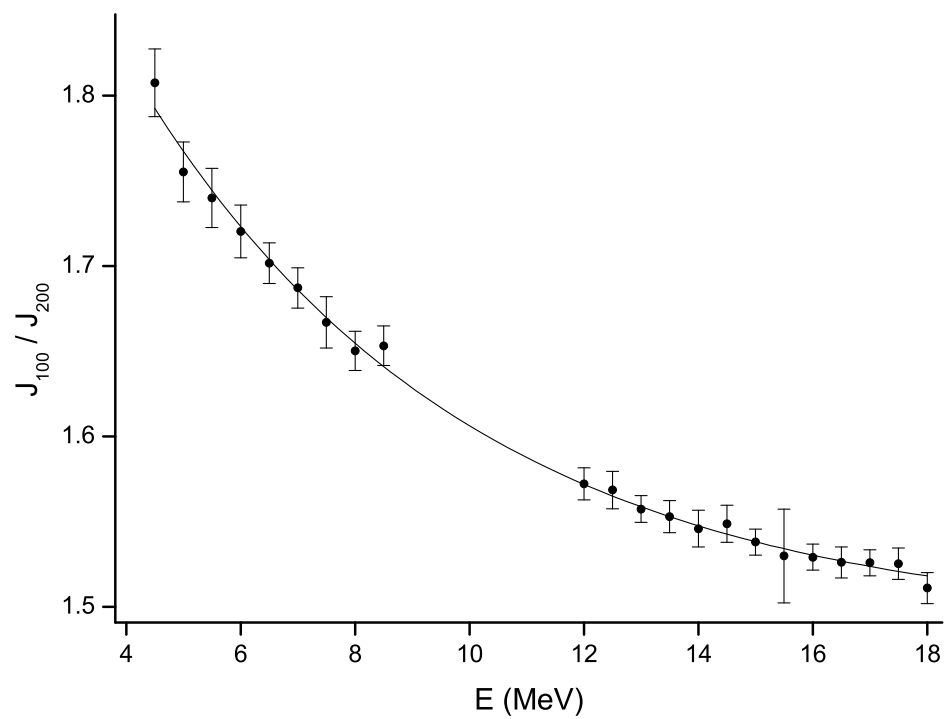


Figura 4.12:  $J_{100}/J_{200}$  en función de la energía del haz de electrones primarios obtenido por medio de la simulación Monte Carlo del acelerador Elekta SL18. La función representada corresponde al ajuste exponencial entre ambas magnitudes.

Campo	$A \pm \Delta A$	$B \pm \Delta B$	$C \pm \Delta C$	$r^2$
$1 \times 1 \text{ cm}^2$	$0.769 \pm 0.002$	$0.199 \pm 0.009$	$0.17 \pm 0.01$	0.995
$3 \times 3 \text{ cm}^2$	$0.787 \pm 0.003$	$0.179 \pm 0.007$	$0.14 \pm 0.01$	0.992

Tabla 4.3: Parámetros de los ajustes de  $D_{10}/D_5$  frente a la energía de los electrones primarios para los campos  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .

2. Se ha obtenido  $D_{10}/D_5$  en función del potencial de aceleración de los electrones primarios para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  utilizando las configuraciones del acelerador Elekta SL18 (Figura 4.13). Para obtener las funciones que relacionan ambas magnitudes en el intervalo de energía entre 4,5 y 18 MeV, se han llevado a cabo sendos ajustes usando funciones del tipo:

$$\frac{D_{10}}{D_5} = A - Be^{-EC} \quad (4.2)$$

Las funciones obtenidas en los ajustes para ambos tamaños de campo se muestran en la Figura 4.13, junto con los valores obtenidos por medio de la simulación. Los parámetros obtenidos en estos ajustes se muestran en la Tabla 4.3.

3. Se ha obtenido la relación entre  $D_{10}/D_5$  y  $J_{100}/J_{200}$  para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  a partir de los resultados de los apartados 1 y 2. Esta relación se muestra en la Figura 4.14. En dicha figura puede observarse que en el rango de energías de trabajo, ambas magnitudes tienen una relación aproximadamente lineal, por lo que se han llevado a cabo ajustes del tipo:

$$\frac{D_{10}}{D_5} = A + B \frac{J_{100}}{J_{200}} \quad (4.3)$$

Las rectas obtenidas en estos ajustes se muestran en la Figura 4.14, junto con los resultados de la simulación. Los parámetros de los ajustes para ambos tamaños de campo se muestran en la Tabla 4.4.

4. Se ha obtenido una estimación de los valores de  $D_{10}/D_5$  para cada centro, introduciendo los valores de  $J_{100}/J_{200}$  remitidos por el centro en las funciones obtenidas en el apartado 3. Los valores de  $D_{10}/D_5$  calculados por este



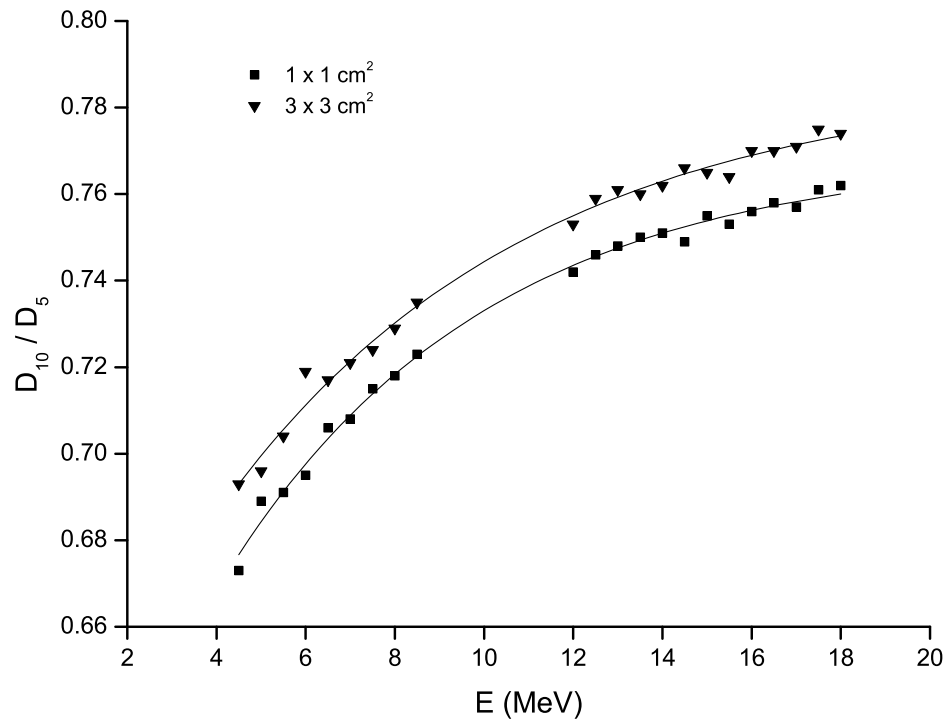


Figura 4.13:  $D_{10}/D_5$  en función de la energía del haz de los electrones primarios para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  obtenido por medio de la simulación Monte Carlo del acelerador Elekta SL18. Las funciones representadas corresponden a los ajustes exponenciales entre ambas magnitudes.

Campo	$A \pm \Delta A$	$B \pm \Delta B$	$r^2$
$1 \times 1 \text{ cm}^2$	$1.22 \pm 0.01$	$-0,30 \pm 0,07$	0.997
$3 \times 3 \text{ cm}^2$	$1.22 \pm 0.01$	$-0,29 \pm 0,01$	0.993

Tabla 4.4: Parámetros de los ajustes de  $D_{10}/D_5$  a frente  $J_{100}/J_{200}$  para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .

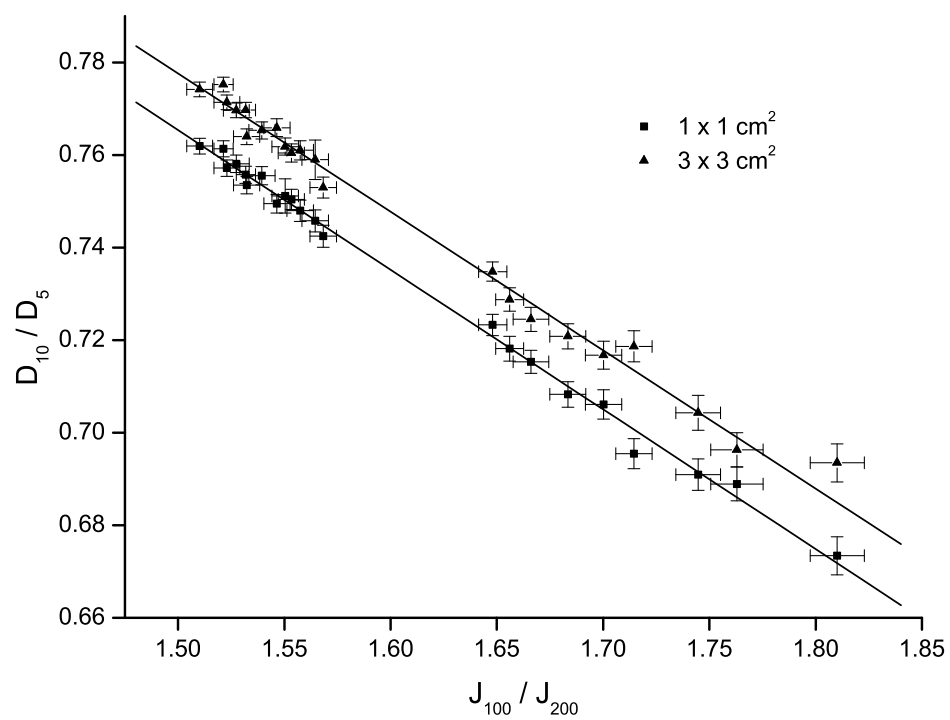


Figura 4.14:  $D_{10}/D_5$  en función de  $J_{100}/J_{200}$  para los campos  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  obtenido por la simulación Monte Carlo del acelerador Elekta SL18. Las funciones representadas corresponden a los ajustes lineales entre ambas magnitudes.

procedimiento se han comparado con los medidos experimentalmente y los calculados en los sistemas de planificación de cada uno de los centros. Esta comparación se muestra en la Figura 4.15.

La incertidumbre de las medidas experimentales de  $D_{10}/D_5$  ha sido calculado por el método de propagación de varianzas a partir de las incertidumbres de las dosis calculadas por este mismo procedimiento. Se ha obtenido un valor de 4,1 % (1s).

En la Figura 4.15 se observa un buen acuerdo entre los tres valores de  $D_{10}/D_5$  para todos los centros auditados. De esta forma, se ha comprobado que los índices de calidad remitidos por los centros son coherentes con las medidas de las dosis absorbidas realizadas en la auditoría postal.

Del buen acuerdo observado para todos los centros, se deduce que la relación  $D_{10}/D_5$  obtenida en condiciones de la auditoría postal, no es muy dependiente de los detalles constructivos de la cabeza del acelerador, como era de esperar, ya que en las dosis medidas en el eje del haz prevalece la contribución de la componente primaria.

Además esta comprobación ha servido como control de calidad interno del propio sistema de auditoría, demostrando la coherencia entre las medidas realizadas a ambas profundidades.

La mayor parte de los centros auditados han empleado una energía nominal de 6 MV, excepto el centro 3 que ha utilizado una energía nominal de 18 MV. De los resultados mostrados en la Figura 4.15 puede deducirse que la relación  $D_{10}/D_5$  no es un parámetro lo suficientemente sensible para ser usado como índice de la calidad del haz, confirmando los resultados obtenidos por medio de la simulación Monte Carlo.

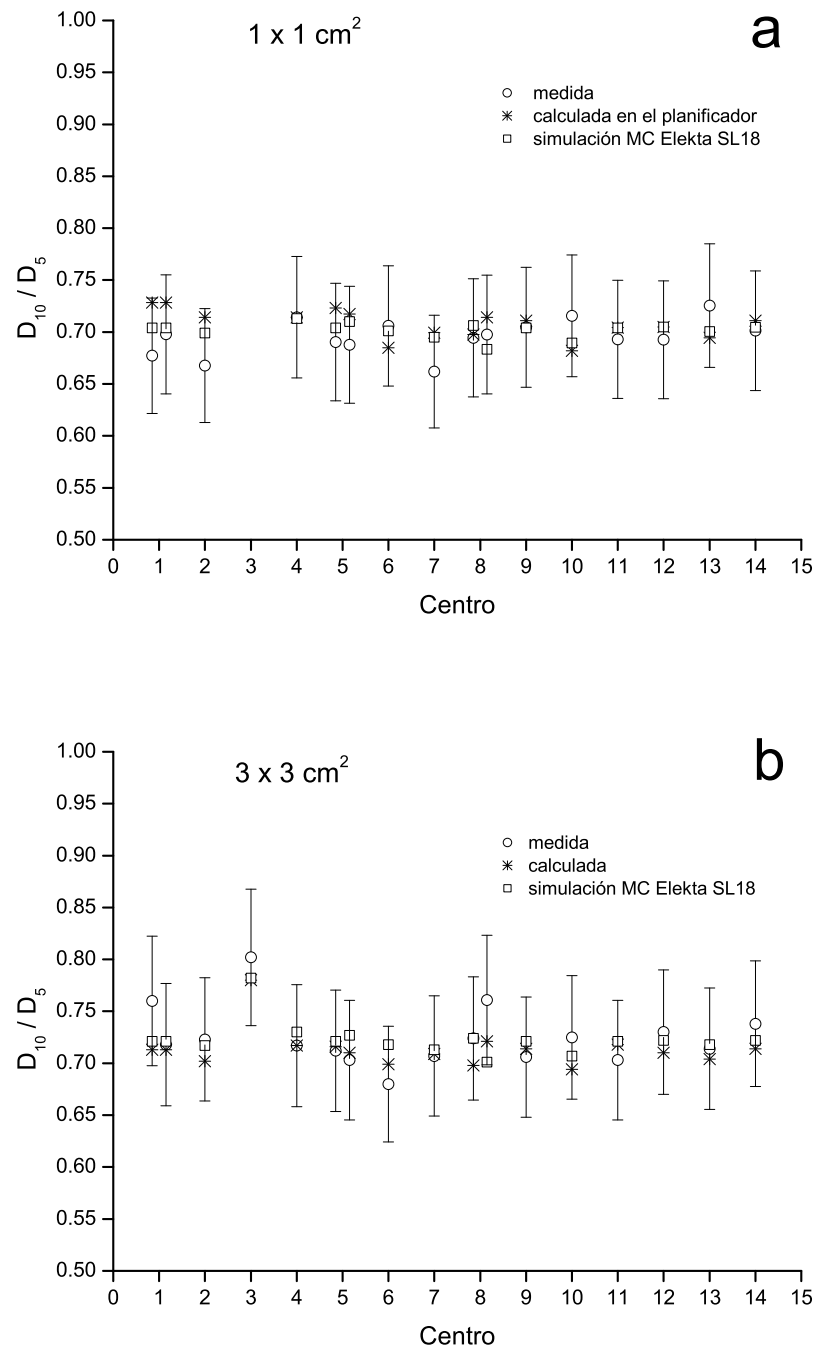


Figura 4.15: Comparación de los valores de  $D_{10}/D_5$  calculados a partir de la simulación Monte Carlo de las configuraciones del Elekta SL18, con los medidos experimentalmente y los calculados en los sistemas de planificación de los centros para los campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . Las barras de incertidumbre de las medidas experimentales de  $D_{10}/D_5$  abarcan un intervalo de 8.2% (2s).

# Capítulo 5

## Conclusiones

En relación a los objetivos propuestos para este trabajo, se han obtenido las siguientes conclusiones:

1. Se ha diseñado un *dispositivo experimental* que resulta apto para medir la dosis absorbida en campos pequeños en el contexto de una auditoría postal con dosímetros termoluminiscentes.

Como material dosimétrico se ha elegido el *TLD-100*, que es prácticamente equivalente a tejido, tiene una respuesta aproximadamente lineal en el rango de trabajo y poco dependiente de la energía del campo. Los cambios en la respuesta que puedan sufrir los dosímetros debidos a los intervalos de tiempo que transcurren entre el tratamiento térmico de preparación, la irradiación y la lectura pueden ser cuantificados y corregidos.

Para garantizar la resolución espacial requerida por los campos pequeños, se ha escogido un formato sólido de  $1 \text{ mm}^3$  de volumen. Para alcanzar la misma precisión que otros sistemas postales que usan polvo termoluminiscente, es preciso calibrarlos individualmente y de manera regular.

Para irradiar estos dosímetros en los centros auditados, se ha diseñado un maniquí cilíndrico de PMMA que permite situar los dosímetros a 5 y 10 cm de profundidad en el eje del campo. El diseño del maniquí garantiza el posicionamiento preciso de los dosímetros, de manera que una vez alojados en el maniquí, no puedan sufrir desplazamientos verticales u horizontales durante la irradiación. El conjunto tiene unas dimensiones de 12 cm de

diámetro y 20 cm de altura, por lo que resulta apto para ser enviado por vía postal.

El dispositivo experimental diseñado resulta robusto, manejable y fácil de usar, según se ha puesto de manifiesto en el ensayo de la auditoría postal que se ha llevado a cabo.

2. Se ha puesto en marcha un *sistema de auditoría postal* para evaluar la dosis absorbida en campos de pequeño tamaño. Para poner en marcha el sistema, se ha llevado a cabo un estudio preliminar, en base al cual se ha diseñado el sistema de auditoría postal. Las conclusiones de ambos procesos se detallan a continuación:

a) *Estudio preliminar*

- Estudio experimental del comportamiento de los dosímetros termoluminiscentes:
  - *Reproducibilidad de la señal termoluminiscente*: se observa que la reproducibilidad de la señal de los dosímetros de  $1\text{ mm}^3$  irradiados en campos de tamaño estándar se encuentra dentro de un intervalo del 1,7%. Lo que supone un empeoramiento frente a otros formatos de mayor masa, cuyo intervalo de reproducibilidad en campos de tamaño estándar es siempre inferior al 1%. Al hacer el valor medio de cuatro señales, la reproducibilidad de la señal mejora, pasando a encontrarse dentro de un intervalo del 0,8%. Al disminuir el tamaño del campo se encuentra que la reproducibilidad del valor medio de cuatro señales es del 1,7 y 1,9% para campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3\text{ cm}^2$ , respectivamente. De este estudio se concluye que resulta conveniente usar en la auditoría postal el valor medio de las señales de cuatro dosímetros para determinar la dosis absorbida a cada profundidad.
  - *Intervalo de respuesta lineal*: existe una relación lineal entre la dosis absorbida y la señal termoluminiscente en el intervalo que va de 0,5 a 3 Gy ( $\chi^2=0,999$ ). En el sistema de auditoría postal se ha establecido que la *dosis prescrita a 10 cm* sea de  $1,5\text{ Gy}$ , lo que garantiza que las dosis a ambas profundidades se encuentren dentro del intervalo de respuesta lineal. De

esta forma se simplifica el procedimiento de calibración de la auditoría postal.

- *Dependencia con la energía:* el comportamiento de las señales termoluminiscentes con la energía no sigue ninguna tendencia al variar la energía del campo entre 1,25 y 15 MeV, sino que varía de manera aleatoria. El intervalo de variación de la señal con la energía es del 1,7%. Para obtener la dosis absorbida en la auditoría postal no se puede introducir un factor de corrección con la energía, por lo que se usará este intervalo de variación en el cálculo de la incertidumbre de la dosis absorbida.
- Estudio del dispositivo experimental por medio de la simulación Monte Carlo:
  - *Influencia de diferentes factores en la dosis absorbida:*
    - *Material del maniquí:* la relación entre las dosis en PMMA y agua  $D_{PMMA}/D_{agua}$  depende de la profundidad y de la energía y es independiente del tamaño de campo. Estos factores serán utilizados para corregir las medidas de la dosis de aquellos centros que no realicen correcciones de heterogeneidad.
    - *Tamaño del maniquí:* no se observan diferencias entre las dosis absorbidas obtenidas en maniquís de 10 y 30 cm de diámetro irradiados con campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>. De lo que se deduce que, a efectos de equilibrio electrónico, el maniquí que se ha diseñado para la auditoría postal tiene un volumen suficiente para realizar medidas de la dosis en este tipo de campos.
    - *Material de los dosímetros:* la perturbación producida al introducir cuatro dosímetros TLD-100 de 1 mm<sup>3</sup> en el maniquí de PMMA es despreciable. Pero al irradiar simultáneamente los dosímetros a ambas profundidades, los dosímetros que se encuentran a 5 cm de profundidad producen una perturbación en la medida de la dosis a 10 cm de profundidad del orden del 0,5%.
  - *Viabilidad del uso de la relación  $D_{10}/D_5$  como índice de la*

*calidad del haz*: esta relación no puede ser usada como índice de la calidad del haz, ya que no es suficientemente sensible para detectar pequeñas fluctuaciones de la energía nominal del haz. Únicamente puede ser utilizada para verificar si la energía nominal del haz ha sido correctamente seleccionada.

- b) *Diseño de un sistema de auditoría postal con dosímetros termoluminiscentes*: se ha diseñado un sistema de auditoría postal que utiliza el dispositivo experimental que se ha diseñado. Este dispositivo será enviado a los centros auditados para que depositen *una dosis en agua de 1,5 Gy a 10 cm de profundidad* utilizando campos de 1 y 3 cm de lado o diámetro, aproximadamente.

En este sistema de auditoría se llevan a cabo los mismos pasos que en un tratamiento real. Cuando se recibe el dispositivo experimental en el centro auditado, se lleva a cabo un estudio TAC de dicho dispositivo, se realiza la planificación dosimétrica y se procede a la irradiación.

Una vez devuelto al centro de referencia, tras la lectura de los dosímetros, se llevará a cabo una calibración de los mismos comparando su señal con la de una cámara de ionización calibrada en dosis en agua, siguiendo el protocolo TRS-398 [20] y se corregirán los cambios de sensibilidad sufridos por los dosímetros durante el envío.

La incertidumbre de la dosis absorbida en el sistema de auditoría postal es del 2,9% (1s). Este valor es del mismo orden de magnitud, aunque ligeramente superior, que los de los sistemas postales que miden la dosis absorbida en condiciones de referencia. Pero es inferior a los de aquellos que llevan a cabo la medida de la dosis absorbida en condiciones más próximas a las de un tratamiento real.

3. Se ha realizado un *ensayo* en condiciones reales del sistema de auditoría postal que se ha puesto en marcha en el que han participado 14 centros, todos ellos reconocidos por su alto valor científico y asistencial.

Para el campo  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ , las desviaciones del 69% de los centros participantes eran menores del 5%, es decir, estaban dentro del *nivel aceptable*. Del 31% restante, el 23% estaba dentro del *nivel de acción* y solamente 1 centro, que corresponde al 8% del total, se encontraba en el *nivel de emergencia*.



Los resultados para el campo de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  son muy similares. Las desviaciones del 64 % de los cnetros se encuentra dentro del *nivel aceptable*, mientras que del 36 % restante, el 29 % estaban dentro del *nivel de acción* y, de nuevo, un solo centro, en este caso corresponde al 7 % del total, se encontraba en el *nivel de emergencia*.

Los resultados del ensayo fueron remitidos a los centros. Cuando las desviaciones entre las *dosis medidas* y las *dosis prescritas* eran superiores al 5 %, se pidió a los centros que investigaran el origen de dichas desviaciones. En todos los casos, excepto en uno que no remitió la información al respecto, las desviaciones detectadas por el sistema de auditoría postal fueron verificadas en los centros y se llevaron a cabo las correcciones oportunas. Cuando resultó posible, se repitió el proceso en estos centros para comprobar si las desviaciones habían disminuido, aproximándose al *nivel aceptable*.

Además, por medio de la simulación Monte Carlo del acelerador Elekta SL18, se comprobó la coherencia entre los índices de calidad de los haces remitidos por los centros y los valores de  $D_{10}/D_5$  obtenidos experimentalmente en la auditoría postal.

Esta comprobación también ha servido como control de calidad interno, para verificar la coherencia entre las dosis a ambas profundidades.

De todo lo expuesto anteriormente, se concluye que el sistema de auditoría postal que se ha desarrollado en este trabajo resulta apto para llevar a cabo medidas de la dosis absorbida en campos pequeños con una incertidumbre de 2,9 % (1s). En futuros trabajos se intentará disminuir la incertidumbre total de la dosis absorbida, tratando de mejorar la reproducibilidad de las señales termoluminiscentes.



# Apéndice A

## Instrucciones enviadas a los centros participantes



## Control de calidad dosimétrico para haces pequeños de rayos X en Radioterapia

Centro .....

Calle ..... n° .....

Población ..... Provincia ..... C.P. ....

Responsable .....

Teléfonos de contacto ..... e-mail .....

### ÍNDICE

1. Objetivos e información general de la auditoría
2. Recepción y verificación del material (Check List)
3. Adquisición o empleo del estudio TAC del maniquí
4. Transferencia del estudio TAC al sistema de planificación
5. Planificación: cálculo de UM
6. Preparación de la irradiación
7. Irradiación
8. Documentación a remitir
9. Reenvío
10. Referencias

## 1.- Objetivos e información general de la auditoría

La presente auditoría externa dosimétrica está dirigida a verificar la exactitud del cálculo de los planificadores de Radioterapia y Radiocirugía, así como la dosis impartida como consecuencia de dichos cálculos, para el caso concreto de campos pequeños, es decir, aquellos cuyas dimensiones laterales son menores de 4 cm.

El procedimiento consiste en la irradiación de un maniquí de metacrilato (PMMA) de reducidas dimensiones en unas condiciones geométricas que serán especificadas más adelante.

El maniquí diseñado contiene dos discos portadosímetros, de manera que en cada irradiación los dosímetros van situados a dos profundidades diferentes, 5 y 10 cm.

Se requiere a los centros irradiar solamente dos veces el maniquí con los dosímetros correspondientes. Las irradiaciones se llevarán a cabo con dos campos de  $1 \times 1$  y  $3 \times 3$  cm<sup>2</sup>, *aproximadamente*. Los resultados que se obtienen corresponden, consiguientemente, a dos tamaños de campo y a dos profundidades de medida para cada centro.

Todos estos datos darán información de la coherencia de la dosimetría del centro auditado, en relación con la del laboratorio de referencia auditor.

La determinación dosimétrica se realiza teniendo en cuenta las condiciones intrínsecas a un procedimiento postal con TLD [1].

Para realizar la irradiación se proporciona adicionalmente el estudio TAC del maniquí en formato DICOM, al objeto de poder utilizarse en el planificador para el cálculo de las UM requeridas para administrar 1.5 Gy a la profundidad de 10 cm en PMMA. Aunque resulta preferible realizar un estudio de TAC del maniquí, colocándolo de acuerdo a como se describe más adelante.

Una vez irradiados los dos conjuntos de TLDs, deben ser reenviados a Hospital Universitario Puerta de Hierro, C/San Martín de Porres 4, 28035 Madrid, tan pronto como sea posible, acompañados de los dosímetros guardados en la plancheta portadosímetros, los cuales no deben ser utilizados en el centro auditado, ya que su objetivo es permitir el cálculo de las correcciones implícitas en el proceso postal con TLD.

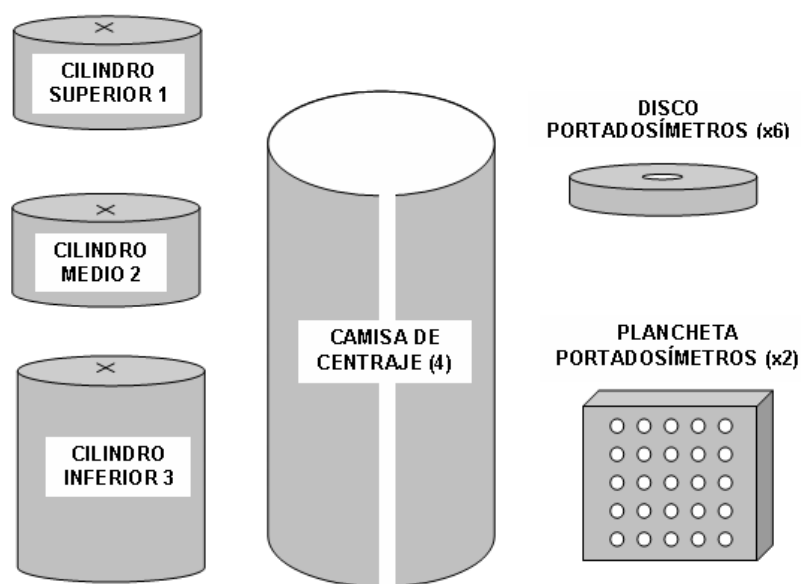


Figura A.1: Piezas enviadas

## 2.- Recepción y verificación del material (Check List)

Por favor, verifiquen que se han recibido todos los elementos que enumeran a continuación y señalen con una cruz en caso positivo:

- Cilindro Superior 1.
- Cilindro Medio 2.
- Cilindro Inferior 3.
- Camisa de Centraje 4.
- 4 discos portadosímetros cilíndricos (contienen 4 TLDs de 1 mm<sup>3</sup> cada uno): A1, B1, A3 y B3.
- 2 discos portadosímetros cilíndricos vacíos (sin TLDs, solo para estudio TAC): AV y BV.
- 2 planchetas portadosímetros cuadradas (cada una contiene 4 TLDs de 1 mm<sup>3</sup>).

- Memoria flash con datos e instrucciones en formato digital.
- Etiquetas (con direcciones para el retorno).

En la Figura A.1 se muestran las piezas enviadas.

Nota: Los discos y plancheta portadosímetros no deben abrirse bajo ningún concepto, ya que los dosímetros pueden extraviarse o deteriorarse con facilidad debido a su pequeño tamaño.

### 3.- Adquisición del estudio TAC del maniquí

Para llevar a cabo el proceso de cálculo de las UM requeridas para administrar la dosis correspondiente, es necesario disponer de un estudio TAC del maniquí de PMMA. Se debe de realizar un estudio TAC del maniquí siguiendo los pasos que se indican a continuación. Si no resulta posible, en la memoria flash enviada se encuentra el estudio TAC del maniquí en formato DICOM, disponible para ser utilizado.

#### 3.1.- Montaje del maniquí

Para realizar el estudio TAC, se procede al montaje del maniquí como se muestra en la Figura A.2. Se utilizarán los discos portadosímetros marcados como *AV* y *BV*, que se encuentran vacíos. Al montar el maniquí estos discos se colocarán de forma que las inscripciones *AV* y *BV* que se encuentran en una de las caras, puedan leerse desde arriba. Si se utilizaran para el estudio TAC aquellos discos que contienen los dosímetros, el estudio dosimétrico no sería válido. Una vez apiladas todas las piezas como se indica en la Figura A.2, se alinearán con la Camisa de Centraje.

#### 3.2.- Estudio TAC

En el estudio TAC que se ha de realizar, se harán los cortes en dirección paralela al eje del cilindro, como se muestra en el esquema de la Figura A.3.

De no disponer de TAC o tiempo para hacer el estudio de imagen, se puede utilizar uno de los estudios que os enviamos en la memoria flash, el que sea más compatible con el sistema de planificación. Aunque resulta más útil hacer el estudio con vuestro equipo de TAC, ya que nos permitirá analizar mejor los



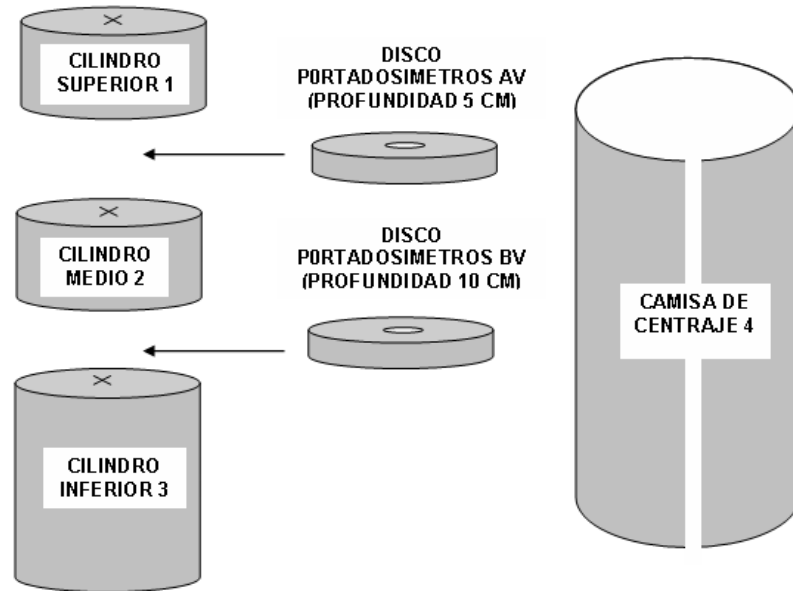


Figura A.2: Montaje del maniquí

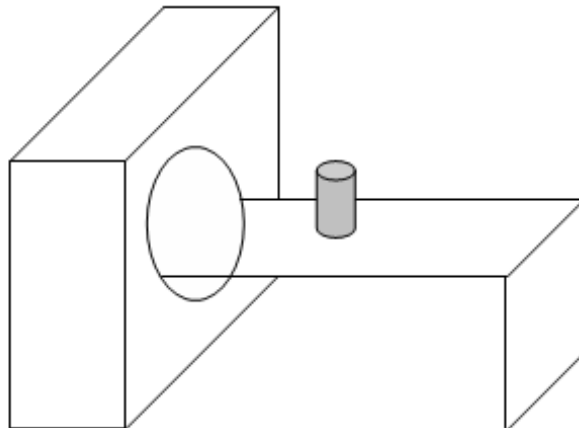


Figura A.3: Disposición del maniquí para el TAC

Dosis = 1.5 Gy	UM
$3 \times 3 \text{ cm}^2$ , $z = 100 \text{ cm}$	
$1 \times 1 \text{ cm}^2$ , $z = 100 \text{ cm}$	

Tabla A.1: Número de UM calculadas en el sistema de planificación

resultados, discriminando las posibles causas de error. De ser así, os pedimos que gravéis el estudio en la memoria flash que se acompaña o bien en un CD si no hubiera espacio en aquella.

#### 4.- Transferencia del estudio TAC al sistema de planificación

El estudio TAC del maniquí de PMMA, tanto si se utiliza el que se ha enviado como si se realiza en el propio centro, debe cargarse en el sistema de planificación que vaya a usarse para el cálculo de las UM.

#### 5.- Planificación: cálculo del número de UM

Calcular el número de UM en las siguientes condiciones:

- dosis absorbida de 1.5 Gy en el eje del cilindro a 10 cm de profundidad de la superficie.
- distancia fuente - isocentro igual a 100 cm, disposición SAD, (ver Figura A.4) para dos tamaños de campo de aproximadamente  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .
- los haces deben ser verticales y perpendiculares a la superficie del maniquí.
- material del maniquí: PMMA.

Completar la Tabla A.1 siguiente con los resultados obtenidos en la planificación.

Para completar el estudio, es necesario estimar por medio del planificador la dosis absorbida a 5 cm de profundidad de la superficie, o lo que es lo mismo, a 95

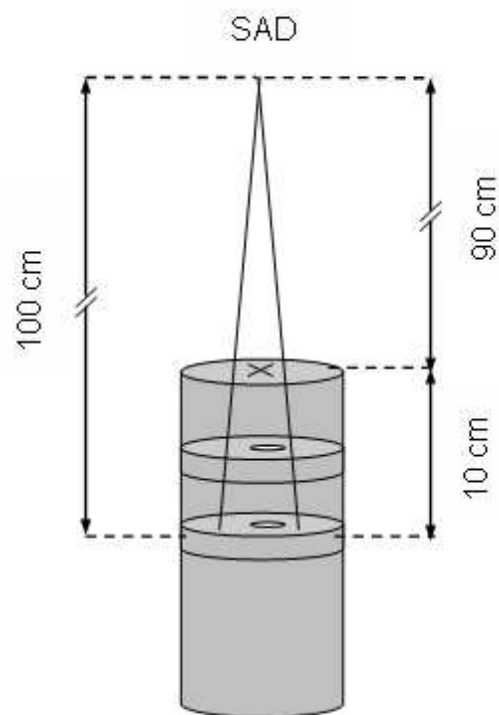


Figura A.4: Configuración geométrica de la irradiación

	D(Gy)
$3 \times 3 \text{ cm}^2, z = 95 \text{ cm}$	
$1 \times 1 \text{ cm}^2, z = 95 \text{ cm}$	

Tabla A.2: Dosis a 5 cm calculadas en el sistema de planificación

cm de la fuente para los dos tamaños de campo. Se puede observar en la imagen del estudio de TAC los alojamientos de los dosímetros. La profundidad puede diferir algo de los 5 ó 10 cm mencionados. Lo que interesa es la profundidad a la que se encuentran los dosímetros en la imagen, obviamente.

Utilizando el sistema de planificación, calcular la dosis absorbida a una profundidad de unos 5 cm de la superficie y a unos 95 cm de la fuente para los campos  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  y  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  y completar con los resultados obtenidos la Tabla A.2.

## 6.- Preparación de la irradiación

### 6.1.- Comprobación de la verticalidad del haz

Para llevar a cabo esta operación, la superficie de la mesa de tratamiento debe ser de un color claro. De esta manera, se podrá distinguir con claridad las proyecciones de las cruces que llevan grabadas algunas piezas del maniquí y las proyecciones del campo sobre la mesa. Si la superficie de la mesa es de color oscuro se debe fijar con cinta adhesiva u otro procedimiento una hoja de papel blanco a la misma.

Además, es necesario disponer de dos papeles blancos de un tamaño aproximado de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

A continuación, se llevan a cabo los siguientes pasos:

1. Ajustar el colimador a un tamaño de campo aproximado de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .
2. Comprobar la horizontalidad de la mesa con ayuda de un nivel. Si no está horizontal, calzar el maniquí para que su superficie esté horizontal.
3. Se coloca el Cilindro Inferior 3 sobre la mesa y se desplaza hasta que la

proyección del centro del campo coincida con la proyección del centro de la cruceta de centraje, que lleva grabada en la superficie superior dicha pieza.

4. Sin desplazar el Cilindro Inferior 3, colocar el disco portadosímetros B3, de manera que pueda leerse B3 desde arriba y sobre él un papel de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , que ayudará a distinguir con más claridad las proyecciones.
5. Colocar el Cilindro Medio 2 alineado con las piezas anteriores y comprobar que coinciden las proyecciones del centro del campo y del centro de la cruceta de centraje grabada en la superficie del Cilindro Medio 2. Es muy importante que el Cilindro Inferior 3 no se desplace. Si se desplaza, empezar de nuevo desde el apartado 3. Si ambas proyecciones coinciden aproximadamente, pasar al paso siguiente; si se observa una diferencia considerable comprobar la posición del gantry y del colimador y hacer las correcciones oportunas y volver a comenzar desde el apartado 3.
6. Sin desplazar el Cilindro Inferior 3, colocar el disco portadosímetros A3, de manera que pueda leerse A3 desde arriba y sobre él otro papel.
7. Colocar el Cilindro Superior 1 y con ayuda de la Camisa de Centraje alinear todas las piezas sin desplazar el Cilindro Inferior 3. Es necesario que esta operación se realice entre dos personas, una colocará la camisa cilíndrica de arriba abajo empujándola con suavidad mientras la otra sujeta firmemente el Cilindro Inferior 3 para que no se desplace.
8. Comprobar la coincidencia de ambas proyecciones, la del centro del campo y el centro de la cruceta de centraje del Cilindro Superior 1. Si no coinciden se deben comprobar las posiciones del gantry y del colimador, así como la horizontalidad de la mesa, hacer las correcciones oportunas y volver a repetir el proceso desde el paso 3. Si hay coincidencia hemos comprobado la verticalidad del haz y podemos pasar al siguiente paso.

## 6.2.- Establecimiento de $DFS = 90 \text{ cm}$

Desplazar la mesa verticalmente hasta que la distancia fuente - superficie sea igual a 90 cm, es decir, la distancia fuente - isocentro sea 100 cm.

Volver a comprobar que la proyección del isocentro y la proyección del centro de la cruceta de centraje coinciden. Si ha habido algún desplazamiento hacer la

corrección pertinente.

## 7.- Irradiación

### 7.1.- Irradiación con el campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$

Introducir el número de UM calculadas (Tabla A.1) y proceder a la irradiación del maniquí con el campo  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ .

### 7.2.- Irradiación con el campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$

En este paso no es necesario volver a comprobar la verticalidad del haz, se procederá a irradiar con el segundo campo siguiendo los pasos:

1. Ajustar el colimador para un tamaño de campo aproximado de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ .
2. Desmontar el maniquí.
3. Volverlo a montar colocando las piezas en este orden: Cilindro Inferior 3, disco portadosímetros B1, Cilindro Medio 2, disco portadosímetros A1, Cilindro Superior 1, intercalando un papel entre el Cilindro Superior 1 y el disco portadosímetros A1. Alinearlas con ayuda de la Camisa de Centraje. Los cilindros portadosímetros A1 y B1 deben colocarse de tal manera que pueda leerse desde arriba las inscripciones A1 y B1, respectivamente.
4. Colocar el maniquí ya montado sobre la mesa y desplazarlo horizontalmente hasta que coincida la proyección del centro del campo con la proyección del centro de la cruceta de centraje, grabada en la superficie superior.
5. Fijar la distancia fuente - superficie igual a 90 cm.
6. Introducir el número de UM calculado para un campo  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  (Tabla A.1) y proceder a la irradiación.

En la Figura A.4 se muestra la disposición de los discos portadosímetros para cada campo.

## 8.- Documentación a remitir

Junto con el material se debe adjuntar la siguiente documentación:

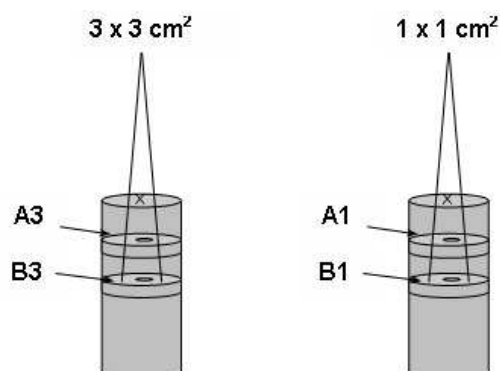


Figura A.5: Disposición de los portadosímetros

1. Datos obtenidos en el proceso de planificación:
  - UM calculadas y empleadas el proceso de irradiación (Tabla A.1)
  - Dosis estimadas a 5 cm de profundidad (Tabla A.2)
2. Los PDDs obtenidos en el proceso de calibración estándar, con cámara de ionización y cuba de agua para un campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y DFS = 100 cm, guardados en la memoria flash enviada o si no es posible, la tabla de valores en papel.
3. Para estimar el valor de la energía del haz enviar el valor  $J_{100}/J_{200}$  o, alternativamente,  $TPR_{10}^{20}$ .
  - $\frac{J_{100}}{J_{200}} =$
  - $TPR_{10}^{20} =$
4. Indica que estudio TAC se ha utilizado para llevar a cabo el proceso de planificación:
  - Brain Lab
  - Pinnacle
  - Plato
  - Otro

En el caso de haber utilizado otro, se ruega enviar, una copia del estudio TAC utilizado en la memoria flash que se incluye en el envío o en un CD si no cupiese en la memoria flash.

5. Envía una imagen de una pantalla del planificador donde se aprecie el paso de las líneas de isodosis por los puntos donde se encuentran los dosímetros, similar a la que se envía como ejemplo en la memoria flash (CACHA001).
6. Señala que tipo de colimador se ha utilizado para irradiar el maniquí junto con los dosímetros TLD.
  - colimador multiláminas
  - colimador micromultiláminas para Radiocirugía
  - conos de radiocirugía
  - mandíbulas rectangulares (jaws XY)
7. Indica la energía nominal del acelerador a la que han sido irradiados los dosímetros.
  - $E =$
8. Indica la profundidad equivalente en agua que corresponde a 10 cm de profundidad en metacrilato, donde se ha situado el isocentro y se encuentra uno de los grupos de dosímetros.
  - $Z =$

## 9.- Reenvío

Al finalizar todos los pasos deben reenviarse el material así como la documentación requerida en la caja en que se envió, utilizando a "portes pagados", los servicios de mensajería MRW, convenientemente cerrada y precintada para evitar deterioro o extravío de los componentes, a la siguiente dirección:

Atn: Luis Núñez Martín  
Servicio de Radiofísica  
Hospital Universitario Puerta de Hierro



C/San Martín de Porres 4  
28035 Madrid

Los costes del envío serán abonados a la recepción de éste.

Los resultados de este estudio son de carácter confidencial y les serán remitidos en el plazo más breve posible. Adicionalmente se organizarán reuniones con los participantes para su análisis.

Este estudio forma parte del Proyecto de Investigación titulado *Establecimiento de un protocolo dosimétrico y de control de calidad para haces pequeños empleados en radiocirugía y radioterapia con intensidad modulada* incluido en el Programa de Promoción y Fomento de la Investigación Biomédica y en Ciencias de la Salud del Instituto de Salud Carlos III, aprobado y financiado por la Agencia de Evaluación Tecnológica.

Los datos se incluirán de manera anónima en el trabajo de Tesis Doctoral de María del Mar Espinosa Esteban.

Muchas gracias por su colaboración.

En caso de duda pueden dirigirse a:

María del Mar Espinosa Esteban e-mail: [fisica03@hotmail.com](mailto:fisica03@hotmail.com)

## 10.- Referencias

1. Application of glow curve analysis methods to radiotherapy mailed dosimetry with LiF TLD-100. J. L. Muñiz, A. Delgado, J. M. Gómez Ros y A. Brosed. *Physics in Medicine and Biology* 40(2): 253-268, 1995.



## Apéndice B

### Instrumentación de los centros participantes



Centro	Dispositivo de irradiación	Colimador terciario	Sistema de planificación
1	Siemens Primus	Multiláminas estándar del equipo	Pinnacle versión 7.4
2	Siemens Mevatron Primus serie M	Micromultimáminas m3 de BrainLab	Brain Scan versión 5.31
3	Elekta SL25	Aplicadores circulares de Radionics	Radionics
4	Elekta SL18	Micromultimáminas m3 de BrainLab	Brain Scan
5	Elekta Precise	Conos para Radiocirugía de BrainLab	Pinnacle versión 7.6
6	Primus Siemens	Micromultimáminas m3 de BrainLab	Pinnacle
7	CLINAC 600 C/D	Conos para Radiocirugía de BrainLab	Brain Scan
8	Elekta Precise	Micromultiláminas ERGO 3DLine	ERGO++
9	Siemens Oncor Avant-Garde	Micromultimáminas m3 de BrainLab	iPLANTRT Dose 3.0.1.
10	Novalis (BrainLab/Varian Clinac 600N)	Micromultimáminas m3 de BrainLab	iPLANT version 3.0.
11	Precise Elekta O.S.	Conos para Radiocirugía de BrainLab	Brain Scan 5.4.
12			
13	Clinac 21 Varian	Conos para Radiocirugía de BrainLab	Radionics
14	Primus Siemens	Conos para Radiocirugía de BrainLab	Radionics

Tabla B.1: Instrumentación de los centros participantes



## Apéndice C

### Evolución del dispositivo de irradiación y del sistema de lectura





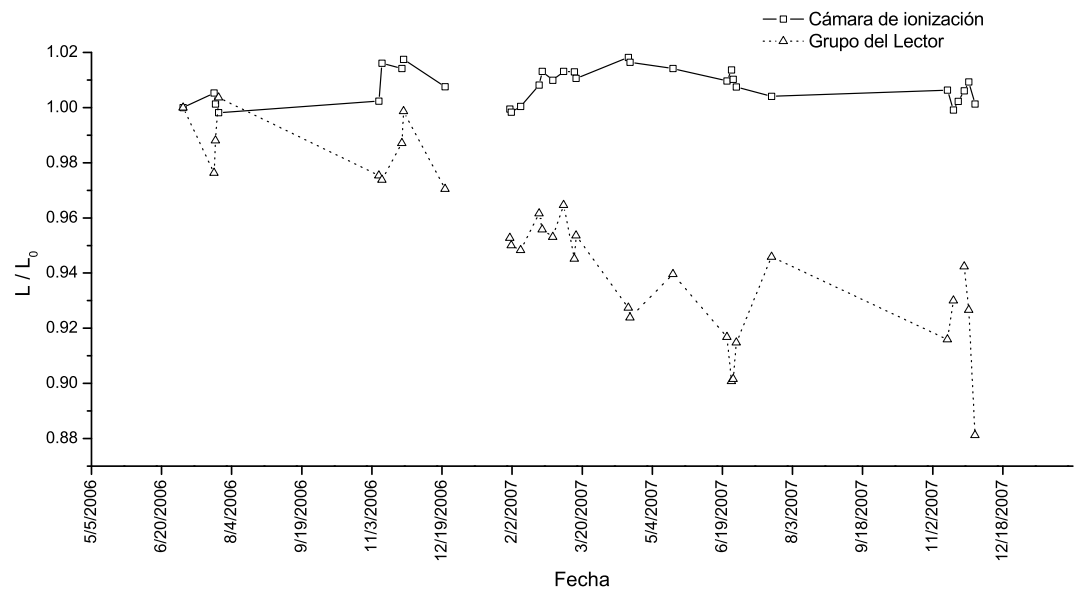


Figura C.1: Evolución de las medidas de la cámara de ionización y de las lecturas del *Grupo del Lector* a lo largo del ensayo de auditoría postal



# Bibliografía

- [1] Sánchez M.J., Payer T., de Angelis R., Larrañaga N., Capocaccia R., and Martínez C. Cancer incidence and mortality in Spain: estimates and projections for the period: 1981-2012. *Annals of Oncology*, 21(Supplement 3): 1130–1136, 2010.
- [2] ICRU Report 50 Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Therapy. Technical report, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
- [3] ICRU Report 62 Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Technical report, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.
- [4] ICRU Report 83 Prescribing, Recording, and Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy (IMRT). Technical report, International Commission on Radiation Units and Measurements, 2010.
- [5] Verbakel W.F.A.R., Lagerwaard F.J., Verduin A.J.E., Heukelom S., Slotman B.J., and Cuijpers J.P. The accuracy of frameless stereotactic intracranial radiosurgery. *Radiotherapy and Oncology*, 97(3): 390–394, 2010.
- [6] Cerviño L.I., Pawlicki T., Lawson J.D., and Jiang S.B. Frame - less and mask - less cranial stereotactic radiosurgery: a feasibility study. *Physics in Medicine and Biology*, 55(7): 1863–1873, 2010.
- [7] Li G., Ballangrud A., Kuo L.C., Kang H., Kirov A., Lovelock M., Yamada Y., Mechalakos J., and Amols H. Motion monitoring for cranial frameless stereotactic radiosurgery using video - based three - dimensional optical surface imaging. *Medical Physics*, 38(7): 3981–3994, 2011.

- [8] Galal M.M., Keogh S., and Khalil S. dosimetric and mechanical characteristics of a commercial dynamic  $\mu$ MLC used in SRS. *Medical Physics*, 38(7): 4225–4231, 2011.
- [9] Brahme A., Roos J.E., and Lax I. Solution of integral equation encountered in rotation therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 27(10): 1221–1229, 1982.
- [10] Brahme A. Design principles and clinical possibilities with a new generation of radiation therapy equipment: a review. *Acta Oncologica*, 26(6): 403–412, 1987.
- [11] Brahme A. Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiotherapy and Oncology*, 12(2): 129–140, 1988.
- [12] A. M. Cormack. A problem in rotation therapy with x rays. *International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics.*, 13(4): 623–630, 1987.
- [13] Andreassen B., Straat S.J., Holberg R., Nafstadius P., and Brahme A. Fast IMRT with narrow high energy scanned photon beams. *Medical Physics*, 38(8): 4774–4784, 2011.
- [14] Stieler F., Wolff D., Schmid H., Welzel G., Wenz F., and Lohr F. A comparison of several modulated radiotherapy techniques for head and neck cancer and dosimetric validation of VMAT. *Radiotherapy and Oncology*, 101(3): 388–393, 2011.
- [15] Bohsung J., Guillis S., Arrans R., Bakai A., De Wagter C., Knoos T., Mijnheer B.J., Paiusco M., Perrin B.A., Welleweerd H., and Williams P. IMRT treatment planning - a comparative inter - system and inter - center planning exercise of the QUASIMODO group. *Radiotherapy and Oncology*, 76(3): 354–361, 2005.
- [16] Guirado D., Ciudad J., Sánchez Reyes A., Sanjuanbenito W., and Velázquez S. *Radiobiología Clínica*. Sociedad Española de Física Médica, 2003.
- [17] Dutreix A., Derremaux S., Chavaudra J., and van der Schueren E. Quality control of radiotherapy centres in Europe: beam calibration. *Radiotherapy and Oncology*, 32(3): 256–264, 1994.

- [18] ICRU Report 24: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by means of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Technical report, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1976.
- [19] Mijnheer B.J., Batttermann J.J., and Wambersie A. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiotherapy and Oncology*, 8(3): 237–252, 1989.
- [20] Andreo P., Burns D.T., Hohlfeld K., Huq M.S., Kanai T., Laitano F., Smyth V., and Vynckier S. *IAEA TRS-398 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*. International Atomic Energy Agency, 2000.
- [21] Almond P.R., Biggs P.J., Coursey B.M., Hanson W.F., Saiful Huq M., Nath R., and Rogers D.W.O. AAPM Task Group 51: Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 26(9): 1847–1870, 1999.
- [22] Kawachi T., Saitoh H., Inoue M., Katayose T., Myojoyama A., and Hatano K. Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for Cyberknife beam. *Medical Physics*, 35(10): 4591–4598, 2008.
- [23] McDonald D., Yount C., Koch N., Ashenafi M., Peng J., and Vanek K. Calibration of the Gamma Knife Perfexion using TG-21 and the solid water Leksell dosimetry phantom. *Medical Physics*, 38(3): 1685–1693, 2011.
- [24] Zeverino M., Agostinelli S., Pupillo F., and Taccini G. Determination of the correction factors for different ionization chambers used for the calibration of the helical tomotherapy static beam. *Radiotherapy and Oncology*, 100(3): 424–428, 2011.
- [25] Alfonso R., Andreo P., Capote R., Saiful Huq M., Kilby W., Kjäll P., Mackie T.R., Palmans H., Rosser K., Seuntjens J., Ullrich W., and Vatnitski S. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Medical Physics*, 35(11): 5179–5186, 2008.
- [26] Chung E., Bouchard H., and Seuntjens J. Investigations of three radiation detectors for accurate measurement of absorbed dose in nonstandard fields. *Medical Physics*, 37(6): 2404–2413, 2010.

- [27] Pantelis E., Moutsatsos A., Zourari K., Kilby W., Antypas C., Papagiannis P., Kariaiskos P., Georgiou E., and Sakelliou L. On the implementation of a recently proposed dosimetric formalism to a robotic radiosurgery system. *Medical Physics*, 37(5): 2369–2379, 2010.
- [28] Francescon P., Cora S., and Satariano S. Calculation of  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations. *Medical Physics*, 38(12): 6513–6527, 2011.
- [29] De Ost B., Schaeken B., Vynckier S., Sterpin E., and Van den Weyngaert D. Reference dosimetry for helical tomotherapy: Practical implementation and a multicenter validation. *Medical Physics*, 38(11): 6020–6026, 2011.
- [30] Cranmer Sargison G., Weston S., Evans J.A., Sidhu N.P., and Thwaites D.I. Implementing a newly proposed Monte Carlo based small field dosimetry formalism for a comprehensive set of diode detectors. *Medical Physics*, 38(12): 6592–6602, 2011.
- [31] Andreo P. and Brahme A. Stopping power data for high energy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, 31(8): 839–858, 1986.
- [32] NACP (Nordic Association of Clinical Physics). Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MV. *Acta Radiologica: Oncology*, 19: 55–79, 1980.
- [33] Schulz R.J., Almond P.R., Cunningham J.R., Holt J.G., Loevinger R., Sunkharalingam N., Wright K.A., Nath R., and Lempert D. AAPM Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high - energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 10(6): 741–771, 1983.
- [34] Andreo P. On the beam quality specification of high - energy photons for radiotherapy dosimetry. *Medical Physics*, 27(3): 434–440, 2000.
- [35] Rogers D.W.O. Letter to the Editor: Comment on on the beam quality specification of high - energy photons for radiotherapy dosimetry. *Medical Physics*, 27(3): 441–444, 2000.
- [36] Kosunen A. and Rogers D. W. O. Beam quality specification for photon beam dosimetry. *Medical Physics*, 20(4): 1181–1188, 1993.

- [37] Mack A., Scheib S.G., Major J., Gianolini S., Pazmandi G., Feist H., Czerniack H., and Kreiner H.J. Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery - Determination of Gamma Knife output factors. *Medical Physics*, 29(9): 2080–2089, 2002.
- [38] Tsai J.S., Rivard M.J., Engler M.J., Mignano J.E., Wazer D.E., and Shucart W.A. Determination of the 4 mm Gamma Knife helmet relative output factor using a variety of detectors. *Medical Physics*, 30(5): 986–992, 2003.
- [39] Francescon P., Cora S., and Cavedon C. Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study. *Medical Physics*, 35(2): 504–512, 2008.
- [40] Weber D.C., Poortmans P.M.P, Hurkmans C.W., Aird E., and Gulyban A. Quality assurance for prospective EORTC radiation oncology trials: The challenges of advanced technology in a multicenter international setting. *Radiotherapy and Oncology*, 100(1): 150–156, 2011.
- [41] Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, 1998.
- [42] IAEA-TECDOC-1151 Aspectos físicos de la garantía de calidad en Radioterapia: Protocolo de control de calidad. Technical report, International Atomic Energy Agency, 2000.
- [43] Lanzós González E. Aspectos históricos de la calidad en radioterapia. *Jornadas sobre la calidad con radiaciones ionizantes*, 145–150. Consejería de Sanidad y Consumo, Comunidad de Madrid, 2003.
- [44] Huq M.S., Benedick A.F., Dunscombe P.B., Gibbons J.P., Ibbott G.S., Medin P.M., Mundt A., Mutic S., Palta J.R., Thomadsen B.R., Williamson J.F., and Yorke E.D. A method for evaluating quality assurance needs in radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 71(1): S170–S173, 2008.
- [45] Arnols H.I., Klein E.E., and Orton G.O. QA procedures in radiation therapy are outdated and negatively impact the reduction of errors. *Medical Physics*, 38(11): 5835–5837, 2011.

- [46] Bogdanich W. Radiation offers new cures and ways to harm. *New York Times*, January 24: , 2010.
- [47] Hendee W.R. and Herman M.G. Improving patient safety in radiation oncology. *Medical Physics*, 38(1): 78–82, 2011.
- [48] Pawlicki T. and Mundt A.J. Quality in radiation oncology. *Medical Physics*, 34(5): 1529–1534, 2007.
- [49] Short K., Lena D., Hendry J., Dondi M., and Andreo P. International perspectives of quality assurance and new techniques in radiation medicine: Outcomes of an IAEA conference. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 71(1): S80–S84, 2008.
- [50] Klein E.E. Balancing the evolution of Radiotherapy Quality Assurance: In reference to Ford et al. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 74(3): 664–666, 2009.
- [51] Real Decreto 1132/1990, de 14 de septiembre, por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos, 1990.
- [52] Directiva Europea 97/43/EURATOM del Consejo de 30 de junio de 1997 relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas, 1997.
- [53] Núñez Martín L. Estado actual de la implantación de los Programas de Garantía de Calidad. *Jornadas sobre la calidad con Radiaciones Ionizantes.*, 163–168. Consejería de Sanidad y Consumo, Comunidad de Madrid, 2003.
- [54] Melchor Íñiguez M. Recursos necesarios para la aplicación y desarrollo de los programas de garantía de calidad. *Jornadas sobre la calidad con Radiaciones Ionizantes.*, 181–186. Consejería de Sanidad y Consumo, Comunidad de Madrid, 2003.
- [55] Ramos Arregui A., Hervás Morón A., and Delgado J.M. Propuestas para el desarrollo del Real Decreto. alternativas y soluciones. *Jornadas sobre la calidad con Radiaciones Ionizantes.*, 187–190. Consejería de Sanidad y Consumo. Comunidad de Madrid, 2003.



- [56] Schell M.C., Bova F.J., Larson D.A., Leavitt D.D., Latz W.R., Podgorsak E.V., and Wu A. *AAPM Report No. 54: Stereotactic Radiosurgery*. The American Institute of Physics, 1995.
- [57] Moran J.M., Dempsey M., Elsbruch A., Fraass B.A., Galvin J.M., Ibbot G. S., and Marks L.B. *Safety considerations for IMRT*. American Society for Radiation Oncology, 2011.
- [58] Eisenlohr H.H. and Jayaraman S. IAEA-WHO cobalt-60 teletherapy dosimetry service using mailed LiF dosimeters. A survey of results obtained during 1970-75. *Physics in Medicine and Biology*, 22(1): 18–28, 1977.
- [59] Hourdakakis C.J. and Boziari A. Dosimetry quality audit of high energy photon beams in greek radiotherapy centers. *Radiotherapy and Oncology*, 87(1): 132–141, 2008.
- [60] Frass B.A. Errors in Radiotherapy: Motivation for development of new Radiotherapy quality assurance paradigms. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 71(1): S162–S165, 2008.
- [61] Shafiq J., Barton M., Noble D., Lemer C., and Donaldson L.J. An international review of patient safety measures in radiotherapy practice. *Radiotherapy and Oncology*, 92(1): 15–21, 2009.
- [62] Gladstone D.J., Li S., Jarvis L.A., and Hartford A.C. Case report of a near medical event in stereotactic radiotherapy due to improper units of measure from a treatment planning system. *Medical Physics*, 38(7): 4108–4111, 2011.
- [63] Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO). *Comprehensive audits of Radiotherapy practices: a tool for quality improvement*. International Atomic Energy Agency, 2007.
- [64] Ferreira I.H., Dutreix A., Bridier A., Chavaudra J., and Svensson H. The ESTRO-QUALITY assurance network (EQUAL). *Radiotherapy and Oncology*, 55(3): 273–284, 2000.
- [65] Izewska J. and Andreo P. The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals. *Radiotherapy and Oncology*, 54(1): 65–72, 2000.

- [66] Bjärngård B.E., Kase K.R., Rudén B.I., Biggs P.J., Boyer A.L., and Johansson K.A. Postal intercomparison of absorbed dose for high energy x rays with thermoluminescence dosimeters. *Medical Physics*, 7(5): 560–565, 1980.
- [67] Derremaux S., Chavaudra J., Bridier A., Rossetti V., and Dutreix A. A European quality assurance network for radiotherapy: dose measurement procedure. *Physics in Medicine and Biology*, 40(7): 1191–1208, 1995.
- [68] Izewska J., Georg D., Bera P., Thwaites D., Arib M., Savari M., Sergieva K., Li K., García Yip F., Kumar Mahant A., and Bulski W. A methodology for TLD postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams in non reference conditions. *Radiotherapy and Oncology*, 84(1): 67–74, 2007.
- [69] Kirby T.H., Hanson W.F., Gastorf R.J., Chu C.H., and Shalek R.J. Mailable TLD system for photon and electron therapy beams. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 12(2): 261–265, 1986.
- [70] Harrison K.M., Ebert M.A., Kron T., Howlett S.J., Cornes D., Hamilton C.S., and Denham J.W. Design, manufacture, and evaluation of an anthropomorphic pelvic phantom purpose - built for radiotherapy dosimetric intercomparison. *Medical Physics*, 38(10): 5330–5337, 2011.
- [71] Mizuno H., Kanai T., Kusano Y., Ko S., Fukumura A., Ono M., Abe K., Nishizawa K., Shimbo M., Sakata S., Ishikura S., and Ikeda H. Feasibility study of glass dosimeter postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams. *Radiotherapy and Oncology*, 86(2): 258–263, 2008.
- [72] Aguirre J., Álvarez P., Followill D., Ibbot G., Amador C., and Tailor A. SU-FF-T-30C Optically Stimulated Light Dosimetry: Commissioning of an optically stimulated luminescence (OSL) system for remote dosimetry audits, the Radiological Physics Center experience. *Medical Physics*, 36(6): 2591–2592, 2009.
- [73] Molineu A., Followill D.S., Balter P.A., Hanson W.F., Gillin M.T., Huq M.S., Eisburch A., and Ibbot G.S. Design and implementation of anthropomorphic quality assurance phantom for Intensity - Modulation Radiation Therapy for the Radiation Oncology Group. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 63(2): 577–583, 2005.

- [74] Babic S., Battista J., and Jordan K. Three dimensional dose verification for intensity - modulated radiation therapy in the Radiological Physics Centre: head - and - neck phantom using optical computed tomography scans of ferrous xylenol - orange gel dosimeters. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 70(4): 1281–1291, 2008.
- [75] Budgell G., Berresford J., Trainer M., Bradshaw E., Sharpe P., and Williams P. A national dosimetric audit of IMRT. *Radiotherapy and Oncology*, 99(2): 246–252, 2011.
- [76] Gillis S., De Wagter C., Bohsung J., Perrin B., Williams P., and Mijunheer B.J. An inter - centre quality assurance network for imrt verification: Results of the estro quasimodo project. *Radiotherapy and Oncology*, 76(3): 340–353, 2005.
- [77] Izewska J., Andreo P., Vatnitsky S., and Shortt K.R. The IAEA/WHO TLD postal dose quality audits for radiotherapy: a perspective of dosimetry practices at hospitals in developing countries. *Radiotherapy and Oncology*, 69(1): 91–97, 2003.
- [78] Gershkevitch E., Schmidt R., Velez G. and Miller D. Korf E., Yip F., Wanwilairat S., and Vatnitsky S. Dosimetric verification of radiotherapy planning systems: Results of IAEA pilot study. *Radiotherapy and Oncology*, 89(3): 338–346, 2009.
- [79] Das I.J., Ding G.X., and Ahnesjo A. Small fields: Non equilibrium radiation dosimetry. *Medical Physics*, 35(1): 206–215, 2008.
- [80] Attix F.H. *Introduction to radiological physics and protection dosimetry*. Wiley-VCH, 2004.
- [81] Wu A., Zwicker R.D., Kalend A.M., and Zheng Z. Letter to the Editor: Comments on the dose measurement for a narrow beam radiosurgery. *Medical Physics*, 20(3): 777–779, 1993.
- [82] Heydarian M. and Hobant P.W. and Beddoe A.H. A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. *Physics in Medicine and Biology*, 41(1): 93–110, 1996.

- [83] ICRU Report 60 Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. Technical report, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1998.
- [84] ICRU Report 64 Dosimetry of High - Energy Photon Beams Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical report, International Commission on Radiation Units and Measurements, 2001.
- [85] Bjärngard B.E., Tsai J.S., and Rice R.K. Doses on the central axes of narrow 6-MV x-ray beams. *Medical Physics*, 17(5): 794–799, 1990.
- [86] McKerracher C. and Thwiates D.I. Head scatter factors for small MV photon fields. Part II: The effects of source size and detector. *Radiotherapy and Oncology*, 85(2): 286–291, 2007.
- [87] Sharpe M.B., Jaffray D.A., Battista J.J., and Munro P. Extrafocal radiation: A unified approach to the prediction of beam penumbra and output factors for megavoltage x - ray beams. *Medical Physics*, 22(12): 2065–2074, 1995.
- [88] Caprile P. and Hartmann G.H. Development and validation of a beam model applicable to small fields. *Physics in Medicine and Biology*, 54(10): 3257–3268, 2009.
- [89] Ding G.X., Duggan D.M., and Coffey C. W. Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. *Physics in Medicine and Biology*, 51(10): 2549–2566, 2006.
- [90] Zhu T.C. and Bjärngard B.E. Head-scatter factor in small fields sizes. *Medical Physics*, 21(1): 65–68, 1993.
- [91] Scott A.L.D., Nahum A.E., and Fenwick J.D. Monte Carlo modeling of small photon fields: Quantifying the impact of focal spot size on source occlusion and output factors, and exploring miniphantom design for small - field measurements. *Medical Physics*, 36(7): 3132–3144, 2009.
- [92] Pappas E., Maris T.G., Papadakis A., Zacharopoulou F., Damikalas J., Papanikolaou N., and Gourtsoyiannis N. Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams. *Medical Physics*, 33(10): 3700–3710, 2006.

- [93] Laub W.U. and Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Medical Physics*, 30(3): 341–347, 2003.
- [94] Sahoo N., Kazi A.M., and Hoffman M. Semi - empirical procedures for correcting detector size effect on clinical MV x - ray beam profiles. *Medical Physics*, 35(11): 5124–5133, 2008.
- [95] García Vicente F., Delgado J.M., and Peraza C. Experimental determination of the convolution kernel for the study of the spatial response of a detector. *Medical Physics*, 25(2): 202–207, 1998.
- [96] Bednarz G. and Saiful Huq M. and Rosenow U.F. Deconvolution of detector size effect for output factor measurement for narrow Gamma Knife radiosurgery beams. *Physics in Medicine and Biology*, 47(20): 3643–3649, 2002.
- [97] Higgins P.D., Sibata C.H. and Siskind L., and Sohn J. W. Deconvolution of detector size effect for small beam measurement. *Medical Physics*, 22(10): 1663–1666, 1995.
- [98] McLiven A.L., Mulligan M., Kron T., and Battista J.J. The response of prototype plane - parallel ionization chambers in small megavoltage x - ray fields. *Medical Physics*, 33(11): 3997–4004, 2006.
- [99] Crop F., Reynaer N., Pittomvils G., Paenlick L., De Wagter C., Vakaet L., and Thierens H. The influence of small field sizes, penumbra, spot size and measurements depth on perturbation factors for microionization chambers. *Physics in Medicine and Biology*, 54(9): 2951–2969, 2009.
- [100] Guzmán Calcina C. S., De Oliveira L.N., De Almeida C.E., and De Almeida A. Dosimetric parameters for small field sizes using Fricke xylenol gel, thermoluminescence and film dosimeters and an ionization chamber. *Physics in Medicine and Biology*, 52(5): 1431–1439, 2007.
- [101] Cheng C.W., Cho S.H., Taylor M., and Das I.J. Determination of zero - field size percent depth doses and tissue maximum ratios for stereotactic radiosurgery and IMRT dosimetry: Comparison between experimental measurements and Monte Carlo simulation. *Medical Physics*, 34(8): 3149–3157, 2007.

- [102] Low D.A., Moran J.M., Dempsey J.F., Dong L., and Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical Physics*, 38(3): 1313–1338, 2011.
- [103] Lee H.R., Pankuch M. and Chu J.C., and Spokas J.J. Evaluation and characterization of parallel microchamber's functionalities in small beam dosimetry. *Medical Physics*, 29(11): 2498–2496, 2002.
- [104] Stasi M., Baitto B., Barbori G., and Scielzo G. The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields. *Medical Physics*, 31(10): 2792–2795, 2004.
- [105] Bhatnagar J.P., Novotny J.Jr., Quader M.A., Bednarz G., and Huq M.S. Unintended attenuation in the Leksell Gamma Knife Perfexion<sup>TM</sup> calibration - phantom adaptor and its effect on dose calibration. *Medical Physics*, 36(4): 1208–1211, 2009.
- [106] Pappas E., Maris T.G., Zacharopoulou F., Papadakis A., Manopoulos S., Green S., and Wojnecki C. Small photon field profile dosimetry performed using a pintpoint air ion chamber, a diamond detector, a novel silicon-diode array (DOSI) and polymer gel dosimetry. Analysis and intercomparison. *Medical Physics*, 35(10): 4640–4648, 2008.
- [107] Scott A.L.D., Nahum A.E., and Fenwick J.D. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields. *Medical Physics*, 35(10): 4671–4684, 2008.
- [108] Manolopoulos S., Wodnecki C., Hugtenburg R., Jaafar Sidek M.A., Chalmers G., Heyes G., and Green S. Small field measurements with a novel silicon position sensitive diode array. *Physics in Medicine and Biology*, 54(3): 485–495, 2009.
- [109] Le Roy M., de Carlan L., Delaunay F., Donois M., Fournier P., Ostrowsky A., Vouillaume A., and Bordy J.M. Assesment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high - energy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, 56(17): 5637–5650, 2010.
- [110] Boggula R., Birkner M., Lohr F., Steil V., Wenz F., and Wertz H. Evaluation of a 2D detector array for patien - specific VMAT QA with different setups. *Physics in Medicine and Biology*, 56(22): 7163–7177, 2011.

- [111] Westermark M., Arndt J., Nilsson B., and Brahme A. Comparative dosimetry in narrow high - energy photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, 45(3): 685–702, 2000.
- [112] Araki F., Ikegami T., Ishidoya T., and Kubo H.D. Measurement of Gamma - Knife helmet output factors using a radiophotoluminescent glass rod dosimeter and a diode detector. *Medical Physics*, 30(8): 1976–1981, 2003.
- [113] Dietrich S. and Sherouse G.W. Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurements of stereotactic radiosurgery cone factors. *Medical Physics*, 38(7): 4166–4173, 2011.
- [114] Cranmer Sargison G., Weston S., Sidhu N.P., and Thwaites D.I. Experimental small field 6 MV output ratio analysis for various diode detector and accelerator combinations. *Radiotherapy and Oncology*, 100(3): 429–453, 2011.
- [115] Jursinic P.A. and Yahnke C.J. In vivo dosimetry with optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, compared to diodes; the effects of buildup cap thickness and fabrication material. *Medical Physics*, 38(10): 5432–5440, 2011.
- [116] Banci Bounamici F., Compagnucci A., Marazzo L., Russo S., and Bucciolini M. An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. *Medical Physics*, 34(4): 1372–1379, 2007.
- [117] Masi L., Cassamassima F., Doro R., and Francescon P. Quality assurance of volumetric modulated arc therapy: Evaluation and comparison of different dosimetric system. *Medical Physics*, 38(2): 612–621, 2011.
- [118] Zhou X., Both S., and Zhu T.C. Determination of correction factors for a 2D diode array device in MV photon beams. *Medical Physics*, 36(2): 523–529, 2009.
- [119] Vial P., Gustafsson H., Oliver L., Baldock C., and Greer P.B. Direct-detection EPID dosimetry: investigation of a potential clinical configuration for IMRT verification. *Physics in Medicine and Biology*, 54(23): 7151–7169, 2009.

- [120] McCurdy B.M.C. and Greer P.B. Dosimetric properties of an amorphous-silicon EPID used in continuous acquisition mode for application to dynamic and arc IMRT. *Medical Physics*, 36(7): 3028–3039, 2009.
- [121] Iori M., Cagni E., Paiusco M., Munro P., and Nahum A.E. Dosimetric verification of IMAT delivery with conventional EPID system and a commercial portal dose image prediction tool. *Medical Physics*, 37(1): 377–390, 2010.
- [122] Gustafsson H., Vial P., Kuncic Z., Baldock C., Denham J.W., and Greer P.B. Direct dose to water dosimetry for pre-treatment IMRT verification using a modified EPID. *Medical Physics*, 38(11): 6257–6264, 2011.
- [123] Aristophanous M., Rottmann J., Court L.E., and Berbeco R.I. EPID-guided 3D verification of lung SBRT. *Medical Physics*, 38(1): 495–503, 2011.
- [124] Wong J.H.D., Knittel T., Downes S., Carolan M., Lerch M.L.F., Petaseca M., Perevertaylo V.L., Metcalfe P., Jackson M., and Rosenfeld A.B. The use of a silicon strip detector dose magnifying glass in stereotactic radiotherapy QA and dosimetry. *Medical Physics*, 38(3): 1226–1238, 2011.
- [125] Wong J.H.D., Hardcastle N., Tomé W.A., Bayliss A., Tolakanahalli R., Lerch M.L.F., Petaseca M., Carolan M., Metcalfe P., and Rosenfeld A.B. Independent quality assurance of a helical tomotherapy machine using the dose magnifying glass. *Medical Physics*, 38(4): 2256–2264, 2011.
- [126] Wong J.H.D., Carolan M., Lerch M.L.F., Petaseca M., Khanna S., Perevertaylo V.L., Metcalfe P., and Rosenfeld A.B. A silicon strip detector dose magnifying glass for IMRT dosimetry. *Medical Physics*, 37(2): 427–439, 2010.
- [127] Hoban P.W., Heydarian M., Beckham W.A., and Deddoe A.H. Dose rate dependence of a PTW diamond detector in the dosimetry of a 6 MV photon beam. *Physics in Medicine and Biology*, 39(8): 1219–1229, 1994.
- [128] Araki F., Ishidoya T., Ikegami T., Moribe N., and Yamashita Y. Application of a radiophotoluminescence glass plate dosimeter for small field dosimetry. *Medical Physics*, 36(2): 1548–1554, 2005.



- [129] Francescon P., Cora S., Cavedon C., Scalchi P., and Recanello S. Use of a new type of radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETs, and TLD 800 microcubes in the dosimetry of small beams. *Medical Physics*, 25(4): 503–511, 1998.
- [130] Kurjewicz L. and Berndt A. Measurement of Gamma Knife helmet factors using MOSFETs. *Medical Physics*, 34(3): 1007–1012, 2007.
- [131] Wang B. and Xu X.G. Measurements of non-target organ doses using MOSFET dosimeters for selected IMRT and 3D CRT radiation treatment procedures. *Radiation Protection Dosimetry*, 128(3): 336–342, 2008.
- [132] Snir J.A., Mosalaei H., Jordan K., and Yatsev S. Surface dose measurement for helical tomotherapy. *Medical Physics*, 38(6): 3014–3107, 2011.
- [133] Qi Z.Y., Deng X.W., Huang S.M., Zhang L., He Z.C., Li X.A., Kwan I., Lerch M., Cutajar D., Metcalfe P., and Rosenfeld A. *In vivo* verification of superficial dose for head and neck treatments using intensity - modulated techniques. *Medical Physics*, 36(1): 59–70, 2009.
- [134] Scalchi P., Righetto R., Cavedon C., and Francescon P. Direct tumor in vivo dosimetry in highly - conformal radiotherapy: A feasibility study of implantable MOSFETs for hypofractionated extracranial treatments using the Cyberknife system. *Medical Physics*, 37(4): 1413–1423, 2010.
- [135] Núñez L., Sánchez-Doblado F., Muñoz J.L., Ispizua M.C., Medrano J.C., Gallardo M.I., and Delgado A. Comparison of dosimetric detectors in radiosurgery planning. *Radiation Protection Dosimetry*, 85(1-4): 405–408, 1999.
- [136] Chen Abrego F., Guzmán Calcina C. S., De Almeida A., De Almeida C.E., and Baffa O. Relative output factor and beam profile measurement of small radiation fields with an L - alanine / K - Band EPR minidosimeter. *Medical Physics*, 34(5): 1573–1581, 2007.
- [137] Gagliardi F.M., Roxby K.J., Engström P.E., and Crosbie J.C. Intra - cavity dosimetry for IMRT head and neck treatment using thermoluminescent dosimeters in a naso - oesophageal tube. *Physics in Medicine and Biology*, 54(12): 3649–3657, 2009.

- [138] Araki F., Moribe N., Shimonobou T., and Yamashita Y. Dosimetric properties of radiophotoluminescent glass rod detector in high - energy photon beams from a linear accelerator and Cyber - Knife. *Medical Physics*, 31(7): 1980–1986, 2004.
- [139] Kerns J.R., Kry S.F., Sahoo N., Followill D.S., and Ibbot G.S. Angular dependence of the nanodot OSL dosimeter. *Medical Physics*, 38(7): 3955–3962, 2011.
- [140] Chen F., Graeff C. F.O., and Baffa O. K - band EPR dosimetry: small - field beam profile determination with miniature alanine dosimeter. *Applied Radiation and Isotopes*, 62(2): 267–271, 2005.
- [141] Perichon N., García T., Francois P., Lourencao V., Lesven C., and Bordy J.M. Calibration of helical tomotherapy machine using EPR / alanine dosimetry. *Medical Physics*, 38(3): 1168–1177, 2011.
- [142] Gustafsson H., Lund E., and Olsson S. Lithium formate EPR dosimetry for verifications of planned dose distributions prior to intensity - modulated radiation therapy. *Physics in Medicine and Biology*, 53(17): 4667–4682, 2008.
- [143] Waldeland E., Hörling Hole E.O., Sagstuen E., and Malinen E. Dosimetry of stereotactic radiosurgery using lithium formate EPR dosimeters. *Physics in Medicine and Biology*, 55(8): 2307–2316, 2010.
- [144] Paskalev K.A., Seuntjens J.P., Patrocinio H.J., and Podgorsak E. B. Physical aspects of dynamic radiosurgery with very small photon beams (1.5 and 3 mm in diameter). *Medical Physics*, 30(2): 111–118, 2003.
- [145] Pai S., Das I.J., Dempsey J.F., Lam K.L., LoSasso T.J., Olch A.J., Palta J.R., Ritt D. Reinstein L.E., and Wilcox E.E. Task Group 69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Medical Physics*, 34(6): 2228–2258, 2007.
- [146] Baker J., Reinstein L., and Gluckman G. Initial evaluation of a new radiochromic film for IMTR QA. *Medical Physics*, 31(6): 1726, 2004.
- [147] Soares C. and Lombardi M. Dosimetric characteristics of a new radiochromic film for IMRT dosimetry. *Medical Physics*, 31(6): 1725, 2004.

- [148] Zeidan O.A., Stephenson A.L., Meeks S.L., Wagner T.H., Willoughby T.R., Kupelian P.A., and Langen K.M. Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Medical Physics*, 33(11): 4064–4072, 2006.
- [149] García Garduño O.A., Lárraga-Gutiérrez J.M., Rodríguez-Villafuerte M., Martínez-Dávalos A., and Celis M.A. Small photon measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom. *Radiotherapy and Oncology*, 96(2): 250–253, 2010.
- [150] Park J.Y., Lee J.W., Choi K.S., Lee J.S., Kim Y.H., Hong S., and Suh T.S. Development of a novel quality assurance system based on rolled - up an rolled radichromic films in volumetric modulated arc therapy. *Medical Physics*, 38(12): 6688–6696, 2011.
- [151] Coscia G., Vaccara E., Corvisiero R., Cavazzani P., and Ruggieri G. A method to evaluate geometric and dosimetric uncertainties using radiochromic films. *Medical Physics*, 36(7): 2870–2880, 2009.
- [152] Hardcastle N., Bsavatia A., Bayliss A., and Tome W.A. High dose per fraction dosimetry of small fields with grafchromic EBT2 film. *Medical Physics*, 38(7): 4081–4085, 2011.
- [153] Wilcox E.E. and Daskalov G.M. Evaluation of gafchromic EBT film for Cyberknife dosimetry. *Medical Physics*, 34(6): 1967–1974, 2007.
- [154] Devic S., Tomic N., Soares C.G., and Podgorsak E. B. Optimizing the dynamic range extension of a radiochromic film dosimetry system. *Medical Physics*, 36(2): 429–437, 2009.
- [155] Novotny J. Jr., Bhatnagar J.P., and Quader M.A. Bednarz G. Measurement of relative output factors for the 8 and 4 mm collimators of Leksell Gamma Perfexion by film dosimetry. *Medical Physics*, 36(5): 1768–1774, 2009.
- [156] Bouchard H., Lacroix F., Beaudin G., Carrier J.F., and Kawrakow I. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Medical Physics*, 36(6): 1931–1946, 2009.
- [157] Ju S.G., Han Y., Kum O., Cheong K.H., Shin E.H., Shin J.S., Kim J.S., and Ahn Y.C. Comparison of film dosimetry techniques used for quality

- assurance of intensity modulated radiation therapy. *Medical Physics*, 37(6): 2925–2933, 2010.
- [158] Chiu Tsao S.T. and Chan M.F. Photon beam dosimetry in the superficial buildup region using radiochromic EBT film stack. *Medical Physics*, 36(6): 2074–2083, 2009.
- [159] Wilcox E.E. and Daskalov G.M. Accuracy of dose measurements and calculations within and beyond heterogeneous tissues for 6 MV photon fields smaller than 4 cm produced by Cyberknife. *Medical Physics*, 35(6): 2259–2266, 2008.
- [160] van Battum L.J., Hoffmans D., Piersma H., and Heukelom S. Accurate dosimetry with Gafchromic<sup>TM</sup> EBT film of a 6 MV photon beam in water: What level is achievable? *Medical Physics*, 35(2): 704–716, 2008.
- [161] Clift C., Thomas A., Adamovics J., Chang Z., Das I., and Oldham M. Toward acquiring comprehensive radiosurgery field commissioning data using the PRESAGE / optical - CT 3D dosimetry system. *Physics in Medicine and Biology*, 55(5): 1279–1293, 2010.
- [162] Thomas A., Newton J., Adamovics, and Oldham M. Commissioning and benchmarking a 3D dosimetry system for clinical use. *Medical Physics*, 38(8): 4846–4857, 2011.
- [163] Wang L.L.W. and Beddar S. Study of the response of plastic scintillation detectors in small - field 6 MV photon beams by Monte Carlo simulations. *Medical Physics*, 38(3): 1596–1599, 2011.
- [164] Lambert J., Yin Y., Mc Kenzie D.R., Law S.H., Ralston A., and Suchowerska N. A prototype scintillation dosimeter customized for small and dynamic megavoltage radiation fields. *Physics in Medicine and Biology*, 55(4): 1115–1126, 2010.
- [165] Collomb Patton V., Boher P., Leroux T., Fontbone J.M., Vela A., and Batalla A. The DOSIMAP, a high spatial resolution tissue equivalent 2D dosimeter for LINAC QA and IMRT verification. *Medical Physics*, 36(2): 317–328, 2009.

- [166] Pönisch F., Archambault L., Briere T.M., Sahoo N., Mohan R., Beddar S., and Gillin M.T. Liquid scintillator for 2D dosimetry for high - energy photon beams. *Medical Physics*, 36(5): 1478–1485, 2009.
- [167] Pappas E., Petrokokkinos L., Angelopoulos A., Maris T.G., Kozicki M., Dalezios I., and Kouloulis V. Relative output factor measurements of a 5 mm diameter radiosurgical photon beam using polymer gel dosimetry. *Medical Physics*, 32(6): 1513–1520, 2005.
- [168] Espinosa. M, Núñez L., Muñiz J.L., Lagares J.I., Embid M., and Gómez Ros J.M. Postal dosimetry audit test for small photon beams. *Radiotherapy and Oncology*, 102(1): 135–141, 2012.
- [169] McKeever S.W.S. *Thermoluminescence of solids*. Cambridge University Press, 1985.
- [170] McKeever S.W.S., Moscovitch M., and Townsend P.D. *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses*. Nuclear Technology Publishing, 1995.
- [171] Kroutilíková D., Novotný J., and Judas L. Thermoluminescent dosimeters (TLD) quality assurance network in the Czech Republic. *Radiotherapy and Oncology*, 66(2): 235–244, 2003.
- [172] Izewska J., Hultqvist M., and Bera P. Analysis of uncertainties in the IAEA/WHO TLD postal dose audit system. *Radiation Measurement*, 43(2-6): 959–963, 2008.
- [173] Alvés J.G., Muñiz J.L., and Delgado A. On the thermal stability of LiF GRC-200 in environmental exposures. *Radiation Protection Dosimetry*, 78(2): 107–111, 1998.
- [174] Delgado A. and Gómez-Ros J.M. Evolution of TLD-100 Glow peaks IV and V at elevated ambient temperatures. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 23(5): 571–574, 1990.
- [175] Bos A.J.J., Vilverberg R.N.M., Pijters T.M., and McKeever S.W.S. Effects of cooling and heating rate on trapping parameters of LiF:Mg,Ti crystals. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 25(8): 1249–1257, 1992.

- [176] Delgado A., Muñiz J.L., and Gómez-Ros J.M. On the peculiarities of peak 4 in LiF TLD-100. *Radiation Measurements*, 23(4): 693–701, 1994.
- [177] Horowitz Y.S. The theoretical and microdosimetric basis of thermoluminescence and applications to dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 26(4): 765–824, 1981.
- [178] Kron T., Barnes K., Bazley S., and O’Brien P. TLD for multicentre dose intercomparison in complicated Radiotherapy treatments: the field junction in head and neck Radiotherapy. *Radiation Protection Dosimetry*, 85(1,4): 357–360, 1999.
- [179] Roué A., Venselaar J.L.M., Ferreira I.H., Bridier A., and Dam J.V. Development of a TLD mailed system for remote dosimetry audit for  $^{192}\text{Ir}$  HDR and PDR sources. *Radiotherapy and Oncology*, 83(1): 86–93, 2007.
- [180] Delgado A., Gómez-Ros J.M., and Muñiz J.L. High ambient temperature effects in LiF TLD-100. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 24(7): 1126–1130, 1991.
- [181] Delgado A., Gómez Ros J.M., and Muñiz J.L. Temperature effects in LiF TLD-100 based environmental dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, 45(1-4): 101–105, 1992.
- [182] Gómez Ros J.M. *Desarrollo de métodos numéricos de análisis para el estudio de curvas de termoluminiscencia. Aplicación LiF:Mg,Ti y su utilización en dosimetría de radiaciones. Tesis doctoral.* Universidad Autónoma de Madrid, 1989.
- [183] Delgado A., Gómez Ros J.M., Muñiz J.L., Bos A.J.J., and Piters T.M. Confirmation of the evolution of TLD-100 glow peaks 4 and 5 during storage at ambient temperatures. *Radiation Protection Dosimetry*, 47(1-4): 231–234, 1993.
- [184] ICRU Report 44: Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. Technical report, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989.

- [185] Allahverdi M., Nisbet A., and Thwaites D.I. An evaluation of epoxy resin phantom materials for megavoltage photon dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 44(5): 1125–1132, 1999.
- [186] Tello V.M., Taylor R.C., and Hanson W.F. How water equivalent are water - equivalent solid materials for output calibration of photon and electron beams? *Medical Physics*, 22(7): 1177–1189, 1995.
- [187] Bridier A., Nystrom H., Ferreira I., Gomola I., and Huykens D. A comparative description of three multipurpose phantoms (MPP) for external audits of photon beams in radiotherapy: the water MPP, the Umea MPP and the EC MPP. *Radiotherapy and Oncology*, 55(3): 285–293, 2000.
- [188] Ramani R., Lightstone A.W., Mason D.L.D., and O’Brien P.F. The use of radiochromic film in treatment verification of dynamic stereotactic radiosurgery. *Medical Physics*, 21(3): 389–392, 1993.
- [189] Low D.A., Gerber L., Mutic S., and Purdy J.A. Phantoms for IMRT dose distribution measurement and treatment verification. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 40(5): 1231–1235, 1998.
- [190] Xing L., Curran B.R., Holmes T., Ma L., Forster K.M., and Boyer A.L. Dosimetric verification of a commercial inverse planning system. *Physics in Medicine and Biology*, 44(2): 463–478, 1999.
- [191] Perks J., Rosenberg I., and Warrington J. Dose quality assurance for stereotactic radiotherapy treatments. *Physics in Medicine and Biology*, 44(10): N209–N215, 1999.
- [192] Paliwal B., Tome W., Richardson S., and Makie T.R. A spiral phantom for IMRT and tomotherapy treatment delivery verification. *Medical Physics*, 27(11): 2503–2507, 2000.
- [193] Ramasheshan R. and Heydarian M. Comprehensive quality assurance for stereotactic radiosurgery treatments. *Physics in Medicine and Biology*, 48(14): N199–N205, 2003.
- [194] Balog J., Holmes T., and Vaden R. A helical tomotherapy dynamic quality assurance. *Medical Physics*, 33(10): 3939–3950, 2006.

- [195] Létorneau D., Keller H., Sharpe M.B., and Jaffray D. A. Integral test phantom for dosimetric quality assurance of image guided and intensity modulated stereotactic radiotherapy. *Medical Physics*, 34(5): 1842–1849, 2007.
- [196] Duggan D.M. and Coffey C.W. Use of a micro-ionization chamber and an anthropomorphic head phantom in a quality assurance program for stereotactic radiosurgery. *Medical Physics*, 23(4): 513–516, 1999.
- [197] Cadman P., Bassalow N., Sidhu N.P., Ibbot G., and Nelson A. Dosimetric considerations for validation of sequential IMRT process with a commercial treatment planning system. *Physics in Medicine and Biology*, 47(16): 3001–3010, 2002.
- [198] Novotny J. Jr., Dvorak P., Spevacek V., Tintera J., Novotny J., Cechák T., and Liscák R. Quality control of the stereotactic radiosurgery procedure with polymer - gel dosimetry. *Radiotherapy and Oncology*, 63(2): 223–230, 2002.
- [199] Followill D.S., Radford Evans D. A., Cherry C., Molineau A., Fisher G., Hanson W.F., and Ibbott G.S. Design, development and implementation of the Radiological Physics Center pelvis and thorax anthropomorphic quality assurance phantoms. *Medical Physics*, 34(6): 2070–2076, 2007.
- [200] Pallotta S., Marrazzo L., and Bucciolini M. Design and implementation of water phantom for IMRT, arc therapy and tomotherapy dose distribution measurements. *Medical Physics*, 34(10): 3724–3731, 2007.
- [201] Scarboro S.B., Followill D.S., Howell M., and Kry S.F. Variations in photon spectra of a 6 MV beam and their impact on TLD response. *Medical Physics*, 38(5): 2619–2628, 2011.
- [202] Zhu T.C., Ahnesjö A., Lam K.L., Li X. A., Ma C.M.C., Palta J.R., Sharpe M., Thomadsen B., and Tailor R. Report of AAPM therapy physics committee task group 74: in - air output ratio,  $S_c$ , for megavoltage photon beams. *Medical Physics*, 39(11): 5621–5691, 2009.
- [203] Belec J., Patrocinio H., and Verhaegen F. Development of a Monte Carlo model for the Brainlab microMLC. *Physics in Medicine and Biology*, 50(5): 787–799, 2005.



- [204] Lin M.H., Chao T.S, Lee C.C., Tung C.J., Yeh C.Y., and Hong J.H. Measurement - based on Monte Carlo dose calculation system for IMRT pre-treatment and on - line transit dose verifications. *Medical Physics*, 36(4): 1167–1175, 2009.
- [205] Sánchez-Doblado F., Hartmann G.H., Pena J., Capote R., Paiscu M., Rhein B., Leal A., and Lagares J.I. Uncertainty estimation in intensity - modulated radiotherapy absolute dosimetry verification. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 68(1): 301–310, 2007.
- [206] MCNPX 2.6.0 Manual Report LA-CP-07-1473. Technical report, Los Alamos National Laboratory, 2008.
- [207] Rogers D.W.O., Faddegon B.A., and Ding G.X. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Medical Physics*, 22(5): 503–524, 1995.
- [208] Rogers D.W.O., Walters B., and Kawrakow I. *BEAMnrc Users Manual. NRCC Report PIRS-0509 (A) rev K*. Ottawa: National Research Council of Canada, 2009.
- [209] Nelson W.R., Hirayama H., and Rogers D.W.O. *The EGS4 Code System Report - 265*. Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, California, 1985.
- [210] Kawrakow I., Mainegra Hing E., Rogers D.W.O. Tessier F., and Wallers B.R.B. *The EGSnrc Code System: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. NRCC Report PIRS-701*. Ottawa: National Research Council of Canada, 2010.
- [211] Muñoz J.L., Delgado A., Gómez Ros J.M., and Brosed A. Application of glow curve analysis methods to radiotherapy mailed dosimetry with LiF TLD-100. *Physics in Medicine and Biology*, 40(2): 253–268, 1995.
- [212] Mohan R., Chui C., and Lidofsky L. Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators. *Medical Physics*, 12(5): 592–597, 1985.

- [213] Followill D.S., Tailor R.C. and Tello V.M., and Hanson W.F. An empirical relationship for determining photon beam quality in TG - 21 from a ratio of percent depth. *Medical Physics* 25, 25(7): 1202–1205, 1998.
- [214] Kirby T.H., Hanson W.F., and Johnston D.A. Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimeters. *Medical Physics*, 16(9): 1427–1433, 1992.
- [215] Han Y., Shin E.H., Lin C., Kang S. K., Park S.H., Lah J. E., Suh T.S., Yoon M., Lee S.B., Cho S.H., Ibbot G.S., Ju S.G., and Ahn Y.C. Dosimetry in an IMRT phantom designed for a remote monitoring program. *Medical Physics*, 35(6): 2519–2527, 2008.
- [216] Mobbit P.N., Mayles P., and Nahum A.E. The quality dependence of LiF TLD in megavoltage photon beams: Monte Carlo simulation and experiments. *Physics in Medicine and Biology*, 41(3): 387–398, 1996.
- [217] Cohen M., Jones D.E.A., and Greene D. Central Axis Depth Dose Data for use in radiotherapy. *British Journal of Radiology*, Supplement Number 11: , 1972.