





# Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico

Coordinadoras:  
Carmen Pinza Molina  
Françoise Lliso Valverde

**Empresa colaboradora:**

Siemens

© Sociedad Española de Física Médica. C/ Capitán Haya, 60 - 28020 Madrid.

Tel: 91 749 95 18 - E-mail: secretaria@sefm.es - Página web: www.sefm.es

**Edición:**



**AULA DOCUMENTAL  
DE INVESTIGACIÓN**

C/ Martín de los Heros, 66  
28008 Madrid Tel 91 542 82 82 - Fax 91 559 30 60

<http://www.auladoc.com>

Depósito legal:

ISBN:

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o transmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso de los editores.

## **Colaboradores**



## Agradecimientos

Parfraseando a Steve Webb, "la escritura un texto concluye cuando se unen toda una serie de factores favorables".

Llegado ya ese momento, los miembros de este grupo queremos hacer expreso nuestro agradecimiento a la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) por haber confiado en nuestro trabajo, a su Comisión Científica por la revisión del documento, en especial a D. Antonio Brosed Serreta por su valiosa aportación y a D. Carles Muñoz Monplet por la ayuda durante todo este tiempo.

Queremos agradecer su colaboración y apoyo a los centros hospitalarios que nos han permitido celebrar las reuniones en sus dependencias: Sección de Radiofísica del Hospital Doce de Octubre (Madrid), Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario LA FE (Valencia) y Servei de Radiofísica del Centro Médico Teknon (Barcelona).

Por su revisión profunda y crítica del manuscrito, queremos dar las gracias a José Pérez-Calatayud así como a Teresa Eudaldó Puell y a los compañeros del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. También por su implicación y valiosas aportaciones queremos mencionar a D. Carles Muñoz Monplet y Diego Jurado Bruggeman del Institut Català d'Oncologia-Hospital Dr. Josep Trueta.

Hemos de agradecer también su contribución a todos los demás compañeros de la SEFM que en diferentes momentos de la elaboración del documento enviaron sus comentarios y sugerencias.

Vaya nuestro agradecimiento y un recuerdo muy especial para una de las amigas que comenzó esta andanza con nosotros: Myriam Gálvez Ochoa.

Muchas personas han ayudado de diferentes formas en las diversas etapas de este protocolo, hemos de mencionar a aquellos que comparten nuestro trabajo diario, sin duda han contribuido a que este protocolo llegue a su fin: M<sup>a</sup> Luisa Chapel Gómez; Silvia Fernández Cereza; Sergio García Gómez; José Ignacio Jiménez Alarcón; M<sup>a</sup> Dolores Morillas Pérez, José Pérez-Calatayud y Vicente Carmona Meseguer.

El protocolo ha sido, verdaderamente, un esfuerzo colectivo, a sus coordinadoras: Carmen Pinza y Françoise Lliso, nos gustaría dar gracias de corazón a los que han trabajado tanto y por tanto tiempo, nuestros compañeros de equipo, de redacción, y ya amigos, con los que será un placer encontrarnos en futuros caminos, y para terminar, por su paciencia y comprensión, a nuestras respectivas familias.



# Índice

<b>Introducción</b> . . . . .	<b>13</b>
<b>1. Condiciones de funcionamiento (CF) y sistemas de seguridad (SS)</b> . . . . .	<b>23</b>
1.1. Operatividad del acelerador desde el puesto de control . . .	25
1.2. Operatividad del acelerador desde los controles de sala . . .	39
1.3. Sistemas de seguridad propios de la instalación. . . . .	43
1.4. Verificación de blindajes y radiación de fuga . . . . .	45
<b>2. Caracterización mecánica de la unidad de tratamiento (MU)</b> . . .	<b>53</b>
2.1. Eje de giro del brazo, $I_b$ . . . . .	58
2.2. Eje de giro del colimador, $I_c$ . . . . .	61
2.3. Indicador luminoso del eje del haz (cruceta o retícula), $D_R$ .	65
2.4. Verificación de los láseres, $D_L$ . . . . .	67
2.5. Escalas angulares: Colimador y brazo, $E_{CB}$ . . . . .	72
2.6. Tamaño del campo luminoso. Definición a DFI y DFS extendidas. Coincidencia con los indicadores, $T_C$ . . .	75
2.7. Indicador de distancia (telémetro), $I_D$ . . . . .	79
2.8. Paralelismo de los colimadores, $P_L$ . . . . .	83
2.9. Perpendicularidad de los colimadores, $P_T$ . . . . .	86
2.10. Simetría de los colimadores, $P_S$ . . . . .	88
2.11. Posicionamiento de accesorios, $P_A$ . . . . .	91
<b>3. Caracterización mecánica de la mesa de tratamiento (MM)</b> . . . .	<b>95</b>
3.1. Ejes de rotación de la mesa. Isocentro mecánico de la mesa, $R_{iso}$ . . . . .	97
3.2. Escalas lineales, $E_{LM}$ . . . . .	100

3.3. Escalas angulares, $E_{AM}$ . . . . .	102
3.4. Verticalidad de la mesa, $V_M$ . . . . .	104
3.5. Horizontalidad longitudinal del tablero, $H_T$ . . . . .	106
3.6. Horizontalidad lateral del tablero, $H_L$ . . . . .	108
3.7. Reproducibilidad de elementos de posicionamiento e inmovilización del paciente, PIP . . . . .	109
<b>4. Parámetros geométricos del haz de radiación (GHR) . . . . .</b>	<b>113</b>
4.1. Coincidencia entre campo luminoso y de radiación, L-R . . . . .	115
4.2. Isocentro de radiación respecto al giro del brazo, $I_{BR}$ . . . . .	118
4.3. Isocentro de radiación respecto al giro del colimador, $I_{CR}$ . . . . .	122
<b>5. Energía del haz en fotones (EF): características espectrales . . . . .</b>	<b>129</b>
5.1. Calidad del haz de fotones. . . . .	131
5.2. Estabilidad de la calidad del haz con la orientación del brazo. . . . .	143
<b>6. Haces de electrones: características espectrales (GHR) . . . . .</b>	<b>151</b>
6.1. Calidad espectral del haz . . . . .	157
6.2. Constancia de la calidad espectral con el giro de brazo . . . . .	167
<b>7. Caracterización dosimétrica del campo de radiación (DCR) . . . . .</b>	<b>175</b>
7.1. Caracterización dosimétrica del campo de radiación (DCR) en haces de fotones (DCRF) y electrones (DCRE) . . . . .	178
7.2. Constancia de los parámetros geométricos y dosimétricos con el giro del brazo. . . . .	190
<b>8. Sistema monitor del haz (SMH) . . . . .</b>	<b>213</b>
8.1. Dosis absorbida en agua en condiciones de referencia . . . . .	216
8.2. Repetibilidad del sistema monitor de dosis absorbida. . . . .	223
8.3. Linealidad del sistema monitor. . . . .	225
8.4. Estabilidad del sistema monitor en una jornada . . . . .	231
8.5. Estabilidad con la tasa de repetición . . . . .	233
8.6. Estabilidad del sistema monitor con el giro de brazo. . . . .	235
8.7. Verificación de los factores de campo . . . . .	238

<b>9. Elementos modificadores del haz (EMH)</b> . . . . .	<b>243</b>
9.1. Transmisión de bandejas . . . . .	258
9.2. Angulo de cuña . . . . .	265
9.3. Variación del ángulo de cuña con la orientación del brazo. . . . .	287
9.4. Transmisión de la cuña . . . . .	293
9.5. Variación de la transmisión de la cuña con la orientación del brazo . . . . .	302
<b>10. Sistemas de colimación multilámina (MLC)</b> . . . . .	<b>309</b>
10.1. Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del colimador . . . . .	317
10.2. Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del brazo . . . . .	323
10.3. Ortogonalidad de los bancos de láminas respecto a los colimadores . . . . .	325
10.4. Correspondencia entre el campo luminoso, el campo indicado y el campo de radiación . . . . .	327
10.5. Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas. . . . .	330
10.6. Transmisión a través de las láminas o atenuación del sistema MLC. . . . .	336
10.7. Transmisión entre las láminas. Efecto de lengüeta y surco (“ <i>tongue and groove</i> ”) . . . . .	339
10.8. Determinación de las penumbras . . . . .	343
10.9. Velocidad de las láminas . . . . .	347
10.10. Funcionalidad del sistema MLC. . . . .	350
10.11. Seguridad (enclavamientos en modo clínico) . . . . .	353
<b>11. Caracterización de los sistemas electrónicos de imagen portal (EPID).</b> . . . . .	<b>361</b>
11.1. Pruebas de seguridad e integridad del EPID. . . . .	370
11.2. Pruebas mecánicas: Posicionamiento en el plano de imagen . . . . .	371
11.3. Pruebas mecánicas: Posicionamiento perpendicular al plano de imagen . . . . .	373

11.4. Pruebas de calidad de imagen: Contraste – resolución. . .	376
11.5. Uniformidad y artefactos . . . . .	386
11.6. Distorsión y escalas geométricas . . . . .	388
11.7. Ruido. . . . .	390
11.8. Relación contraste – ruido . . . . .	392
11.9. Respuesta del sistema con la dosis. . . . .	395
11.10. Pruebas de hardware y software: Controles del monitor y archivado. . . . .	397
11.11. Pruebas de “hardware” y “software”: Herramientas de medida sobre las imágenes y de verificación de posicionamiento . . . . .	398

### **Apéndice 1**

Glosario de términos . . . . .	403
Resumen de siglas y abreviaturas. . . . .	422

### **Apéndice 2**

Aspectos fundamentales en la implantación de programas de control de calidad en aceleradores. Análisis de resultados. . .	425
--	-----

### **Apéndice 3**

Relación de verificaciones por parámetros . . . . .	435
Relación de verificaciones por periodicidades. . . . .	444

## Introducción

*Carmen Pinza Molina*

Las radiaciones ionizantes desempeñan un papel fundamental en la terapia y diagnóstico de gran número de patologías, especialmente en la lucha contra el cáncer. En dicho campo, el objetivo clínico de la terapia con radiaciones consiste en maximizar la probabilidad de control tumoral, minimizando las complicaciones en el tejido sano cercano. Las aplicaciones y técnicas actuales de tratamiento con radiaciones, se han desarrollado a partir de las novedosas posibilidades tecnológicas introducidas en los equipos de terapia, la precisa parametrización de los procesos de interacción radiación-materia y los avances obtenidos en el estudio de los efectos biológicos de las radiaciones sobre los distintos órganos y tejidos.

En terapia con radiaciones, el oncólogo radioterápico define un régimen de tratamiento (volumen blanco, dosis absorbida prescrita, órganos de riesgo, fraccionamiento, etc.), con la finalidad de curar o controlar la evolución de la enfermedad, intentando minimizar las posibles complicaciones debidas a la dosis absorbida recibida por el tejido sano. Se establecerá así, la dosis absorbida de tolerancia de los órganos de riesgo adyacentes al volumen tumoral. Los datos clínicos y experimentales publicados, indican que las curvas de dosis absorbida-respuesta (TCP y NTCP) son muy variables según el tipo de tumor y órganos de riesgo adyacentes, en algunos casos son muy escalonadas en el rango de dosis terapéutico de dosis absorbida, es decir, pequeñas variaciones en la dosis impartida pueden producir importantes alteraciones sobre el control de la enfermedad. Por lo tanto, administrar el tratamiento radioterápico con niveles óptimos de calidad, conlleva el impartir la dosis absorbida prescrita con elevada exactitud.

La Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medidas de al Radiación (ICRU) recomienda, que la variación máxima entre la dosis absorbida prescrita y la impartida en el volumen blanco, no exceda de  $\pm 5\%$ . Por lo tanto, las recomendaciones ICRU imponen que la exactitud en el conjunto de procesos relacionados con la dosis absorbida impartida sea muy elevada. Así, considerando sólo tres procesos importantes, como son: la delimitación de volúmenes, la parametrización de los haces de radiación y la dosimetría clínica de las distintas técnicas de tratamiento, y teniendo en cuenta que la incertidumbre combinada se calcula a partir de la suma cuadrática de las componentes de incertidumbre típica, se recomienda una incertidumbre en cada uno de los procesos inferior a  $\pm 3\%$  ( $k = 2$ ).

El alcanzar niveles suficientes de calidad en los tratamientos de Radioterapia, conlleva un amplio rango de aspectos y procesos, directamente relacionados con las actividades y responsabilidades desarrolladas por el equipo multidisciplinar implicado en el procedimiento radioterapéutico, esto es, especialista en oncología radioterápica, especialista en radiofísica hospitalaria (RFH), técnicos de radioterapia, enfermería, etc. Dichos profesionales, colaborarán de forma coordinada en la reducción de errores e incertidumbres en todos los aspectos del procedimiento radioterapéutico.

Así, los especialistas en radiofísica hospitalaria, en el ámbito de sus funciones y responsabilidades, participarán en garantizar unos niveles suficientes de exactitud y precisión en los tratamientos con radiaciones, según el estado actual del conocimiento y la tecnología disponible.

En las últimas décadas, un gran número de innovaciones se han introducido en el equipamiento y metodología implicados en el tratamiento radioterapéutico. Desde el desarrollo de nuevos programas utilizados en la delimitación de volúmenes, con la posibilidad de fusionar distintos tipos de imagen diagnóstica, la utilización de sistemas de inmovilización que reducen los errores de reproducibilidad en el posicionamiento de pacientes, y nuevos desarrollos tecnológicos en los equipos y procedimientos utilizados en dosimetría física.

Los aceleradores de electrones de última generación, disponen de múltiples energías en haces de fotones y electrones, constan de preci-

Los sistemas electromecánicos que controlan el funcionamiento de la unidad, realizando por ejemplo, la conformación de campos irregulares mediante sistemas multilámina (MLC) y micromultilámina, la incorporación de dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID), etc. Además, cuentan con novedosos desarrollos informáticos que permiten el registro y verificación automática de la técnica de tratamiento prescrita (R & V), la monitorización diaria del tratamiento impartido, etc.

Estos avances tecnológicos han supuesto un aporte fundamental en el desarrollo de una cada vez más precisa y sofisticada radioterapia externa, la cual contempla una amplia gama de novedosas posibilidades terapéuticas, como la incorporación de técnicas especiales de fracción única con dosis absorbidas elevadas (terapia intraoperatoria con electrones, radiocirugía estereotáxica, etc.), los tratamientos con modulación de intensidad (IMRT) en modo dinámico, donde las posiciones programadas del MLC se actualizan durante la emisión del haz de radiación, la utilización de cuñas dinámicas-virtuales, los tratamientos guiados por la imagen (IGRT), etc.

Sin embargo, el rápido desarrollo tecnológico experimentado en los últimos años, junto con la complejidad de dichos procesos, conlleva nuevos retos para los profesionales implicados, a la vez que presenta nuevos riesgos. Por ello resulta imprescindible que, previamente a la implantación clínica de los nuevos dispositivos y procesos instalados en los aceleradores, la empresa suministradora garantice tanto la adecuada formación técnica y operativa a los especialistas en radiofísica hospitalaria, como la formación específica al resto de profesionales implicados. Dichas innovaciones tecnológicas requieren "Programas de control de calidad" específicos y más restrictivos sobre los aceleradores, que permitan asegurar una elevada exactitud en la dosis impartida, garantizando así la aplicación segura y eficaz de dichas técnicas de tratamiento.

Paralelamente, estos sofisticados dispositivos incorporados en los aceleradores, han conducido a la necesaria aparición de nuevos equipos y métodos en el campo de la dosimetría física, mediante el desarrollo de equipos de medida más complejos y versátiles, y la aplicación de procedimientos de evaluación específicos, con el fin de garantizar el

correcto funcionamiento de la unidad y la caracterización precisa de los distintos dispositivos y haces de radiación disponibles.

El RD 1566/1998 sobre Criterios de Calidad en Radioterapia, recoge la obligatoria implantación de "Programas de control de calidad" sobre los aceleradores de electrones. El servicio o unidad de radiofísica hospitalaria, será responsable de la aceptación y establecimiento del "Estado de referencia inicial del acelerador" (ERI) y de su implementación asistencial. Paralelamente será responsable del desarrollo y ejecución de protocolos de control de calidad específicos, según protocolos aceptados y refrendados por sociedades científicas o instituciones nacionales e internacionales, competentes y de reconocido prestigio.

Los especialistas en radiofísica hospitalaria, profesionales cualificados en los distintos aspectos relacionados con el equipamiento y la dosimetría de haces de radiación utilizados en terapia con radiaciones, deben participar directamente en aquellos procesos relacionados con la adquisición de un acelerador lineal, donde sus conocimientos técnicos y criterio profesional son aportaciones fundamentales e imprescindibles, tales como, en la redacción de las especificaciones técnicas de compra y de la encuesta técnica, durante la evaluación de ofertas con la elaboración del informe técnico correspondiente, etc.

Una vez instalado el equipo, las pruebas de aceptación del acelerador, se realizarán conjuntamente entre la empresa suministradora y un especialista del servicio o unidad de radiofísica. El conjunto de pruebas a realizar y los procedimientos de medida y análisis, serán acordados previamente entre ambas partes implicadas, de tal forma que se realicen el conjunto de pruebas necesarias que permitan garantizar el cumplimiento de las características y normas de funcionamiento expresadas en las especificaciones de compra, las especificaciones técnicas ofertadas por el suministrador, y la normativa vigente al respecto.

El protocolo de control de calidad de cada acelerador, teniendo en cuenta su complejidad tecnológica, y la aplicación asistencial del mismo, recogerá documentalmente la descripción detallada de las medidas correspondientes al ERI, previas a la implementación clínica del equipo, junto con las distintas verificaciones periódicas programadas. Dicho documento deberá contemplar, al menos, los siguientes aspectos



tos: el conjunto de pruebas a realizar y magnitudes a determinar, tolerancias (y/o niveles de acción), procedimientos de medida y periodicidades. Además, se especificarán los programas de análisis y cálculo utilizados en las medidas, junto con la estimación de incertidumbres asociada a los procedimientos de medida.

De cara a la adecuada implantación de los programas de control de calidad de los aceleradores, se propone realizar, con suficiente antelación, una planificación anual y optimizada del conjunto de verificaciones a realizar, con su correspondiente programación temporal, teniendo en cuenta los mantenimientos preventivos de la empresa suministradora, con el fin de coordinar con los correspondientes Servicios de Radioterapia el desarrollo de dichos programas de control de calidad.

Los parámetros estudiados durante el establecimiento del ERI de la unidad, permitirán la completa caracterización mecánica, geométrica y dosimétrica de los dispositivos y haces de radiación de la forma más precisa posible, estableciendo las condiciones de funcionamiento del equipo y de los dispositivos de seguridad relacionados. Así mismo, si en la unidad se cambia o modifica algún dispositivo que pueda alterar los resultados de dicho ERI, se obtendrán nuevas referencias.

Además, el protocolo de control de calidad puede contemplar que algunos parámetros físicos, sean determinados y/o evaluados, directa o indirectamente, con distintos sistemas de medida. Si es así, durante el ERI se obtendrán referencias válidas del conjunto de parámetros prefijados con dicho equipamiento. Dichas medidas son imprescindibles en las posteriores verificaciones periódicas, ya que, en muchos casos, permiten reducir los tiempos de medida en el acelerador, optimizando los procedimientos con equipos más sencillos que presentan niveles de incertidumbre, aceptables y cuantificables.

Por otro lado, la respuesta funcional del acelerador puede variar bruscamente, como consecuencia de alteraciones electrónicas, fallos de componentes o roturas mecánicas, o pueden alterarse lentamente debido al deterioro y envejecimiento de sus componentes. El conjunto de verificaciones periódicas recogidas en el protocolo de control de calidad del acelerador, permitirá garantizar en todo momento la estabilidad y correcta operatividad de los parámetros funcionales, dosimétri-

cos y de seguridad de dicha unidad, previamente establecidos en el ERI. El estudio de los resultados, conllevará el necesario control estadístico de las magnitudes analizadas, con el fin de analizar el grado de estabilidad del equipo, a la vez que detectará progresivas tendencias en los resultados, o variaciones injustificadas en éstas.

El RD 1566/1998 también recoge que los aceleradores sean sometidos por parte del proveedor o empresa autorizada, a un adecuado programa de mantenimiento, tanto preventivo como correctivo. En el desarrollo e implantación del “Programa de control de calidad”, se tendrá en cuenta los contenidos y periodicidades del programa de mantenimiento, valorando el realizar algunas pruebas en interconexión con el servicio técnico, con el fin de optimizar las interrupciones en el uso asistencial del equipo. Además, toda intervención o reparación en el mismo, deberá ser previamente autorizada por el especialista en RFH. Una vez finalizada la intervención, el servicio técnico emitirá un Informe en el que se indica que el equipo queda en condiciones de funcionamiento correctas desde el punto de vista técnico indicando lo que puede haber variado tras la intervención. Posteriormente, el especialista en RFH comprobará que los parámetros afectados se encuentran en los niveles de tolerancia establecidos, y el equipo se halla en condiciones de correcta operatividad, autorizando la reanudación de la actividad asistencial.

Los objetivos planteados en la elaboración del presente documento son varios, y se resumen en los siguientes:

- Recoger la definición, objetivos y procedimientos de medida de aquellos parámetros y pruebas básicas contemplados en el RD 1566/1998, junto con los recientes parámetros, tolerancias y métodos de medida propuestos por la comunidad científica, y asociados a los nuevos dispositivos y procesos implantados en los aceleradores actuales: MLC estático-dinámico, cuñas virtuales-dinámicas, EPID, etc.
- Para el conjunto de parámetros descritos, proponer, si es posible, distintos procedimientos de medida y análisis, de aplicación práctica, según la periodicidad de las pruebas, optimizando los procesos con el fin de minimizar los tiempos de parada del acelerador.

- Estimular el avance entre los profesionales de la radiofísica hospitalaria, en la normalización de procedimientos utilizados en los protocolos de control de calidad de los aceleradores.
- Presentar un documento exhaustivo y útil, que sirva de recomendación para los profesionales de los servicios o unidades de radiofísica. Un texto respaldado por la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), donde se muestran las ventajas y limitaciones de los equipos y procesos estudiados.
- Exponer la creciente complejidad de los aceleradores, junto con el desarrollo en paralelo de nuevos e imprescindibles equipos de medida y análisis. El presente documento nace con la intención de respaldar a los profesionales de la RFH ante la Administración, en referencia a las necesidades actuales de recursos humanos y materiales, y de disponibilidad de los aceleradores.

El documento se divide en dos partes principales:

- 1ª Parte: A lo largo de diez temas se expone el protocolo de control de calidad en aceleradores de uso clínico, mediante la descripción detallada del conjunto de parámetros físicos, funcionales y de seguridad a evaluar, tolerancias, pruebas implicadas, análisis de resultados, periodicidades, etc.
- 2ª Parte: Consta de los siguientes apéndices:
  - Apéndice 1. Glosario de términos. Resumen de siglas y abreviaturas. El glosario incluye algunos términos que, aunque no se hayan utilizado en el documento, se han considerado de interés.
  - Apéndice 2. Aspectos fundamentales en la implantación del "Programa de control de calidad" en aceleradores. Análisis de resultados.
  - Apéndice 3. Resumen esquemático del "Programa de control de calidad" en aceleradores de uso médico propuesto. Se presenta clasificado por temas a tratar y por periodicidades de las pruebas.

El documento se ha elaborado siguiendo un formato común en la descripción y estudio de los distintos parámetros a analizar. Además, con el fin de presentar un documento intuitivo y de fácil acceso, la relación de parámetros estudiados y los procedimientos de medida, han sido codificados a partir del título de cada tema.

Además, en muchos de los parámetros analizados, se proponen varios procedimientos de medida, inicialmente el denominado P0 que, en la mayor parte de casos, corresponde a las medidas del ERI y verificaciones anuales, y posteriormente P1, P2, etc. El propósito ha sido considerar distintos aspectos, tales como: mostrar los procedimientos recomendados en la literatura, presentar novedosos dispositivos de medida, exponer métodos que requieren tiempos cortos de medida, etc.

El formato seguido en cada uno de los parámetros analizados, se describe en los siguientes apartados:

### **1. Definición y objetivos**

Se expone la definición reconocida de cada parámetro, junto con las magnitudes asociadas que deben ser calculadas. Además, se describen los objetivos fijados en su determinación, y sus posibles implicaciones sobre la calidad final de los tratamientos a pacientes.

### **2. Tolerancia**

Los valores de tolerancia recomendados para el conjunto de parámetros propuestos, han sido establecidos teniendo en cuenta las definiciones y recomendaciones publicadas por la comunidad científica especializada. Además en aquellos parámetros descritos en el RD 1566/1998, se presenta también el valor de tolerancia establecido en dicha normativa.

### **3. Procedimientos de Medida**

**P0.** Corresponde a las medidas realizadas con el mayor grado de exactitud posible (ERI o anuales).

Cada procedimiento consta de los siguientes sub-apartados:

- A.** Material necesario.
  - B.** Método de medida y evaluación.
  - C.** Principales fuentes de incertidumbre asociadas a cada procedimiento.
  - D.** Periodicidad recomendada.
- P1.** En general, consisten en procedimientos de medida menos complejos y de aplicación en las verificaciones periódicas.
- P2.** Se describen procedimientos de ejecución rápida y sencilla, que permiten realizar medidas frecuentes para el control estadístico de los datos.

Además, en algunos parámetros, el autor ha considerado conveniente el proponer otros procedimientos de medida, P3, P4, etc.

Por otro lado, conviene comentar la necesidad de dotar adecuadamente a las unidades de radiofísica, respecto a recursos humanos y materiales suficientes, esto es, especialistas en radiofísica hospitalaria y técnicos de radioterapia, con experiencia suficiente y formación actualizada, que desarrollen su actividad con adecuados y específicos equipos de medida y análisis. Estos aspectos resultan imprescindibles en el establecimiento y desarrollo de un adecuado "Programa de control de calidad" de las unidades de terapia.

Finalmente, conviene recordar también que, previamente a la implementación asistencial del acelerador, se garantizará la adecuada formación y continuo entrenamiento de los profesionales implicados. En el tratamiento de pacientes, los aceleradores deberán ser manipulados exclusivamente por operadores que cuenten con las oportunas licencias, conocimiento del equipo y habilidades prácticas necesarias que garanticen la correcta aplicación del tratamiento prescrito. Los operadores desarrollarán su actividad normal, bajo la autoridad de personal cualificado provisto de las correspondientes licencias, siguiendo en todo momento las recomendaciones de utilización propias del equipo.



## **1. Condiciones de funcionamiento (CF) y sistemas de seguridad (SS)**

*Carmen Pinza Molina, Alfredo Serna Berna*

### **Introducción**

La instalación de aceleradores de electrones con múltiples energías y modalidades terapéuticas se ha extendido ampliamente en los Servicios de Oncología Radioterápica, ya que proporcionan un amplio rango de posibilidades en el tratamiento de distintos tipos de tumores. Sin embargo, la mayor complejidad tecnológica de estos aceleradores conlleva un aumento en la probabilidad de errores potencialmente peligrosos, tanto para el paciente como para el operador. Con el fin de garantizar la correcta operatividad de dichos equipos y reducir riesgos, se han incorporado potentes microprocesadores y lógica digital en los sistemas de control y monitorización de los aceleradores.

Previamente a la implementación asistencial del acelerador, el suministrador del equipo debe proporcionar formación adecuada y suficiente al personal implicado en la utilización del equipo (especialista en radiofísica hospitalaria (RFH), especialista en oncología radioterápica, operadores, etc.), en aspectos relacionados con la correcta operatividad de la unidad, dispositivos de alerta, control y sistemas de seguridad [1, 2]. Además, se debe adjuntar una documentación completa y comprensiva sobre la descripción de componentes de la unidad, instrucciones de uso y funciones de seguridad. Por otro lado, es recomendable el establecimiento de un programa formativo periódico, que mediante una serie de charlas y simulacros, informe al personal implicado sobre el plan de actuación a seguir si fuera necesario activar alguno de los dispositivos de seguridad.

En general, los aspectos a verificar en esta sección no presentan valores de tolerancia, pues la finalidad es comprobar la funcionalidad correcta del equipo y de los sistemas de seguridad asociados. De igual modo, los procedimientos de verificación dependerán del tipo de acelerador y de las características propias de la instalación. Es por ello, que sólo se pueden dar recomendaciones generales que deben ser adaptadas a cada instalación.



## 1.1. Operatividad del acelerador desde el puesto de control

### 1.1.1. Consola de control del acelerador

La consola de control esta ubicada en el puesto de control del acelerador, se encarga del preestablecimiento, monitorización y control del funcionamiento de la unidad en los distintos modos de operación. Está equipada con uno o varios ordenadores, que informan en tiempo real del estado de operación del acelerador, y además alertan sobre problemas de operatividad a través de mensajes en los monitores indicativos de los correspondientes enclavamientos [3] .

En general, los aceleradores de uso clínico son controlados electrónicamente y por ordenadores. Estos últimos deben cumplir los requerimientos de soporte electrónico e informático necesarios, con el fin de garantizar modos de operación precisos y seguros, a la vez que imposibilitan procedimientos inseguros o anómalos.

Los modos de operación se clasifican en función del grado de intervención sobre los sistemas del acelerador, y en general, se muestran bajo distinto formato según el fabricante. Se pueden definir como:

**Modo operador (clínico):** Modo normal de operación utilizado para impartir las técnicas de tratamiento establecidas a los pacientes. Sólo permite la modificación de los datos demográficos del paciente.

**Modo supervisor (clínico):** Permite la modificación y aprobación de parámetros geométricos y dosimétricos descritos en la técnica de irradiación.

**Modo físico:** En general, se utiliza durante la realización de calibraciones y medidas por el Servicio de Radiofísica. El nivel de accesibilidad a distintos parámetros electromecánicos depende del fabricante. También, en caso de ser necesario, permite activar y desactivar algunos enclavamientos necesarios para las medidas.

**Modo servicio:** Nivel de accesibilidad completa sobre el acelerador. Permite el ajuste y modificación de los parámetros electromecánicos

que controlan el funcionamiento del equipo, y definen las características intrínsecas del haz de radiación.

Los usuarios del equipo en los respectivos modos de operación, recibirán por parte de la empresa suministradora, una formación adecuada y suficiente, con el fin de asegurar que conocen el funcionamiento de los distintos componentes de la consola, y comprenden todos los parámetros y mensajes mostrados en los monitores.

#### **1.1.1.1. Control electromecánico de la unidad desde la consola**

En la consola de control se establecen diversas instrucciones que se traducen en procesos electromecánicos que determinan el funcionamiento del acelerador. Dichas entradas, pueden seleccionar los distintos modos de operación, y permiten modificar los parámetros que configuran la técnica de irradiación (tipo de radiación, energía nominal, tamaño de campo, unidades monitor, giro del brazo y cabezal, etc.). Por lo tanto, el fabricante debe garantizar que los modos de operación aparecen claramente identificados y aislados, y están protegidos ante entradas accidentales e incorrectas, y éstas no serán validadas.

Un programa informático controla el acceso personalizado a los distintos modos de operación del acelerador, de tal forma que su entrada, mediante contraseña, está absolutamente restringida a los grupos de usuarios correspondientes. Este sistema de seguridad permite conocer en cada momento, la persona responsable de la utilización del acelerador, y si se ha modificado alguno de los parámetros que pueden afectar a su correcto funcionamiento.

En las pruebas de aceptación y estado de referencia inicial del equipo (ERI), se verificará que las entradas realizadas en la consola, llevan a cabo las variaciones solicitadas en cada momento, según la orden propuesta y las especificaciones del fabricante, comprobando que los valores de cada parámetro son precisos, lineales y reproducibles. Además, diariamente, se comprobará el correcto funcionamiento del conjunto de dispositivos informáticos que componen la consola de control, y del programa que gobierna las condiciones operatividad del mismo.

### 1.1.1.1(A) Especificaciones operacionales

El control del acelerador desde la consola, presenta una secuencia jerárquica y sucesiva de estados operacionales, que una vez supervisados y validados por el operador, permiten proporcionar el haz de radiación correcto según los parámetros de tratamiento prescritos. Dichos estados aparecen en la consola con diferentes denominaciones según el fabricante, en general se corresponden a:

- a) Encendido (*“Stand-by”*). El acelerador está encendido (conectado a la red) y permanece en el nivel más bajo de operatividad y puede permanecer en dicho estado durante un largo periodo de tiempo. Solicita la selección del modo de operación a utilizar (clínico, servicio, etc). En esta situación, se encuentra eléctricamente bloqueada la posibilidad de conectar la irradiación de forma inadvertida.
- b) Preparación (*“Preparatory”*). La consola muestra el conjunto de parámetros que describen la técnica de irradiación seleccionada (tipo de radiación, energía, unidades de monitor (UM), giro del cabezal, tamaño del campo, etc.). Permite establecer parámetros del haz desde la consola.
- c) Listo (*“Ready”*): Todos los parámetros que configuran la técnica de irradiación prescrita han sido establecidos y confirmados en la consola y se han superado los bloqueos (enclavamientos) que garantizan el correcto y seguro funcionamiento del equipo. La irradiación puede iniciarse inmediatamente pulsando un interruptor o una tecla (en algunos aceleradores, previo giro de una llave de bloqueo que permite acceder al estado presente).
- d) Haz Activo (*“Beam-on”*): El acelerador imparte el haz de radiación seleccionado.
- e) Interrupción (*“Interrupt”*): Al pulsar el botón “interrupción”, o por la actuación del enclavamiento correspondiente al detectar una alteración en las condiciones correctas de operatividad, el acelerador interrumpe de forma anormal la emisión de radiación. La unidad pasa a un estado secuencial inferior como el de “preparación, solicita la corrección del fallo y es posible continuar y res-

tablecer las condiciones de irradiación. La consola mostrará las UM impartidas, algunos equipos recalculan y muestran las UM pendientes, permitiendo la finalización correcta del haz de radiación prescrito.

- f) Finalización (“Complete”): Se detiene la emisión de radiación, con la imposibilidad de reiniciarla hasta seleccionar los distintos pasos desde el estado de preparación. La irradiación puede finalizar por varias causas: se han completado el número de UM preseleccionadas, se ha alcanzado el tiempo de irradiación preestablecido, se ha pulsado el correspondiente interruptor en el puesto de control y también de forma automática, por la actuación del enclavamiento correspondiente al detectar una alteración en el funcionamiento del equipo o de los sistemas de seguridad.

#### **1.1.1.1(B) Especificaciones de seguridad**

Desde la consola, también intervienen distintos sistemas de seguridad que suspenden inmediatamente, tanto la emisión de radiación como los movimientos de la unidad. Dichos mecanismos, actúan mediante la interrupción manual voluntaria, o por la intervención de mecanismos de seguridad automáticos relacionados con parámetros electromecánicos o dosimétricos (enclavamientos de seguridad [3]).

#### **1.1.1.2. Validación de los dispositivos y programas informáticos instalados en el puesto de control**

En el puesto de control del acelerador, además de la consola de control, existen otros dispositivos y programas informáticos adicionales que funcionan de forma auxiliar junto con el acelerador, tales como, el sistema que controla la adquisición de imágenes de verificación de tratamientos, el sistema de comunicación con el programa de registro y verificación (R&V), etc.

Durante la aceptación, establecimiento del ERI y de forma periódica según el programa de control de calidad, se verificarán y validarán los distintos dispositivos y programas instalados. El conjunto de pruebas a realizar serán específicas según las características de dicho equipamiento. La finalidad será garantizar el funcionamiento adecuado de los sis-

temas de control, verificación y seguridad utilizados, el tratamiento de pacientes, y la correcta conectividad entre los diferentes sistemas [4].

Estas verificaciones permitirán asegurar al usuario, que el acelerador y los sistemas auxiliares funcionan según las especificaciones operacionales y de seguridad establecidas por el suministrador. Además, siempre que se instalen actualizaciones de programas informáticos, se comprobará la integridad de éstos y de la base de datos.

### 1.1.2. Enclavamientos

Los enclavamientos (*"interlocks"*) del acelerador están diseñados para garantizar la seguridad del paciente, de los trabajadores y el público en general, y proteger a la propia unidad de daños importantes durante su utilización [5].

Estos sistemas participan en asegurar que los sistemas de seguridad funcionan correctamente, y que los parámetros del haz de radiación a impartir coinciden con los establecidos y validados. Los enclavamientos supervisan continuamente el conjunto de funciones que controlan la correcta operatividad del equipo, y si detectan alguna alteración intervienen de forma automática e inmediata, previa y durante la irradiación [6, 7]. Los estados de activo/inactivo en los mismos, deben ser adecuadamente indicados, tanto en los monitores ubicados en el puesto de control, como en la sala de tratamiento. En caso de detectarse algún tipo de alteración en su funcionamiento, serán corregidos y restablecidos por el Servicio Técnico del equipo lo antes posible.

Según la aplicación de los enclavamientos, éstos se dividen en tres grupos principales: enclavamientos de la unidad, enclavamientos de seguridad y enclavamientos de tratamiento (véase la tabla 1). En general, su presentación y operatividad es específica de cada fabricante, y su especificidad debe ser perfectamente conocida por el personal implicado en la utilización del acelerador (operadores, especialista en RFH, etc.). Durante el proceso de aceptación y de forma periódica por el Servicio Técnico y según el Programa de Control de Calidad, se revisará que funcionan correctamente.

De la **unidad:**

**Enclavamientos de puesta en marcha**

- Presión de vacío
- Presión del gas en guía de ondas
- Flujo del agua de refrigeración
- Temperatura del agua de refrigeración
- Corriente en bobina de enfoque
- Corriente en sistema de focalización
- Temporizador de calentamiento
- Límites de mov. mecánicos

De **seguridad:**

- Enclavamientos de seguridad eléctrica
- Enclavamientos de acceso a la sala de tratamiento
- Sistema de anticolisión

De **tratamiento:**

- Parámetros del haz
  - Tipo de radiación / energía
  - Cuña fija / monitorizada / virtual
  - Aplicadores y accesorios
- Angulos del cabezal, colimador, mesa, etc
  - Lectura de movimientos
- Monitorización de dosis
  - Unidades de monitor
  - Tasa de dosis
  - Temporizador

**Enclavamientos de operación**

- Homogeneidad del haz
- Energía del haz
- Tasa de dosis elevada
- Sobrecarga corriente del modulador

**Tabla 1.** Relación de algunos de los enclavamientos más importantes incorporados en los aceleradores.

### 1.1.2.1. Enclavamientos de la unidad

Son los sistemas encargados de asegurar la operatividad inicial de la unidad, permitiendo la emisión de radiación sólo cuando se dan las condiciones de preparación electrónica adecuadas (p. ej. evacuación de la guía de ondas), y la completa funcionalidad del equipo [3].

Los enclavamientos de la unidad se dividen en dos grupos:

#### 1.1.2.1(A) Enclavamientos de puesta en marcha

La unidad sólo se activará cuando los valores de ciertas funciones de control se encuentran dentro de límites aceptables, como p. ej. la activación del modulador que alimenta la potencia de microondas a la guía de ondas de aceleración, tiempo de calentamiento del magnetrón, etc.

### 1.1.2.1(B) Enclavamientos de operación

Durante la emisión de radiación, monitorizan continuamente las funciones que controlan las condiciones correctas de operatividad. Siempre está presente la posibilidad de alguna pequeña alteración en las características del haz (homogeneidad, simetría, tasa de dosis absorbida, etc.) y éstos enclavamientos al detectarla interrumpen inmediatamente la potencia de alimentación de la unidad y el haz de radiación finaliza bruscamente.

En general, los enclavamientos de la unidad sólo deberán ser activados voluntariamente por el Servicio Técnico, que revisará su funcionamiento de forma periódica.

### 1.1.2.2. Enclavamientos de seguridad

Los enclavamientos de seguridad garantizan el funcionamiento de la unidad en condiciones suficientes de seguridad eléctrica, mecánica y radiológica, tanto para el operador como para el paciente.

#### 1.1.2.2(A) Enclavamientos de seguridad eléctrica

Protegen a los operadores y a los pacientes del riesgo de exposición a alto voltaje. Se basan en interruptores que entran en servicio cuando se detecta el acceso a cabinas o habitaciones donde existen fuentes de alta tensión.

#### 1.1.2.2(B) Enclavamientos de seguridad mecánica

En previsión de posibles accidentes graves, a consecuencia de errores de manipulación o fallo en los sistemas que controlan los movimientos, son responsables de detectar posibles colisiones entre la mesa o el paciente con el brazo del acelerador.

El dispositivo más común es el montaje, en la parte final del cabezal, del denominado **“anillo anticolisión”** [3]. Dicho anillo posee un microinterruptor en posición habitual cerrado y sólo cuando se produce en el anillo una deflexión de unos pocos milímetros el microinterruptor es activado e inhabilita inmediatamente todos los movimientos y la emisión de radiación.

Un sistema alternativo menos extendido, consiste en utilizar un conjunto de señales indicativas de posición de todos los movimientos de la mesa, brazo y cabezal, el cual informa a un microprocesador programado que prohíbe las combinaciones de movimientos que pueden ocasionar riesgo de colisión. Este sistema elimina la obstrucción del anillo, sin embargo, no contempla las particularidades propias de los distintos tratamientos (características del paciente, sistemas de inmovilización, etc.).

### 1.1.2.2(C) Enclavamientos de seguridad radiológica

Son dispositivos encargados de evitar la sobre exposición del personal que opera en la unidad. Así, el **enclavamiento de acceso y salida a la sala de tratamiento**, imposibilita la activación del haz de radiación cuando la puerta de acceso a la sala está abierta, e interrumpe inmediatamente la emisión de radiación cuando se detecta su apertura o el acceso de personal a la sala.

El sistema funciona habitualmente de dos formas: a través de un interruptor instalado en el laberinto de acceso a la sala que opera junto con la puerta de acceso, o en caso de no existir puerta, mediante un haz de luz proyectado a través de la entrada y detectado por una fotocélula. Al abrir la puerta se activa el enclavamiento y se inhibe la posibilidad de irradiación hasta la acción de respuesta por parte del operador, como el pulsar un interruptor con temporizador en la sala, el cual establece un tiempo hasta el cierre de la puerta o el restablecimiento del sistema asociado a la fotocélula (desactiva el enclavamiento de sala) [3].

Los enclavamientos de seguridad serán revisados diariamente antes del inicio de la sesión de tratamientos.

### 1.1.2.3. Enclavamientos de tratamiento

Son los responsables de garantizar en cada sesión de tratamiento, la reproducibilidad de los parámetros geométricos, energéticos y dosimétricos especificados en la técnica de radiación prescrita para cada paciente [8]. Dichos enclavamientos supervisan la coincidencia entre los parámetros grabados y los seleccionados (o establecidos) por el operador, minimizando la posibilidad de errores en el tratamiento a impartir. Los enclavamientos de tratamiento más importantes son: sistema de



monitorización de la dosis absorbida, tipo de radiación (fotones o electrones y energía nominal), técnica de irradiación (estática o dinámica), uso de filtros de cuña, tamaño de campo, ángulo del brazo, cabezal y mesa, etc.

### **1.1.2.3(A) Sistema de monitorización de la dosis absorbida**

El sistema de vigilancia o monitorización de la dosis absorbida, se encarga de garantizar que las unidades de monitor (UM) impartidas coincidan exactamente con las UM establecidas, para la tasa de dosis absorbida seleccionada. Distintas normas de la Comisión Internacional de Electrotecnia [9, 10] establecen la obligatoriedad de instalar en el cabezal del acelerador dos sistemas redundantes de vigilancia de la dosis absorbida. El sistema consta de dos cámaras de ionización por transmisión (abiertas o cerradas) centradas sobre el eje del haz de radiación, que monitorizan de forma independiente la dosis impartida. Las lecturas de ambas cámaras y la tasa de dosis absorbida aplicada, se indican en UM impartidas y  $\text{UM min}^{-1}$  respectivamente, y serán visualizadas claramente por separado en uno de los monitores del puesto de control.

Ambas cámaras monitoras funcionarán, bien como sistema redundante de vigilancia de la dosis absorbida, donde una de las cámaras actúa como medida de seguridad respecto de la otra, bien como una combinación de sistema primario/secundario de vigilancia de la dosis absorbida [10]. En ambos casos las lecturas de las dos cámaras deberán ser estrechamente coincidentes.

Respecto a la monitorización de la tasa de dosis absorbida, el sistema, al detectar un nivel de tasa de dosis absorbida dos veces superior al valor nominal preseleccionado, finalizará anormalmente el haz de radiación mediante el correspondiente enclavamiento [10].

El coeficiente de calibración ( $\text{UM cGy}^{-1}$ ) que relaciona la dosis absorbida en condiciones de referencia con las UM impartidas, se calcula a partir de medidas realizadas según protocolos de calibración aceptados por la SEFM como el TRS-398 [11], o los internacionalmente reconocidos. A partir de los resultados de dichas medidas, puede ser necesario realizar ajustes sobre las cámaras monitoras. Estos ajustes son específicos de cada acelerador y deberán ser realizados por el Servicio Técnico.

Obviamente, es fundamental la calibración correcta de las cámaras monitoras, ya que repercute directamente en la dosis absorbida administrada, y los efectos además de graves pueden afectar a un gran número de pacientes.

Como sistema de seguridad adicional a los mencionados, la dosis impartida es también controlada mediante un temporizador de control ("timer") que será claramente visible en el puesto de control. Si se produce un fallo en ambas cámaras monitoras, el correspondiente enclavamiento provocará la terminación del haz de radiación en un tiempo preestablecido.

Durante la aceptación y de forma periódica según el Programa de Control de Calidad, se verificará el funcionamiento correcto y preciso del sistema de monitorización. Junto con las verificaciones específicas recomendadas por el fabricante, y teniendo en cuenta la experiencia propia con el equipo, se recomienda realizar las siguientes pruebas:

- a)** Antes de impartir el haz de radiación, los indicadores de ambas cámaras muestran "0" UM, y el temporizador también se encuentra en "0" min.
- b)** En caso de fallo en el suministro eléctrico o de algún componente que pueda originar la interrupción o finalización de la irradiación, la información sobre las UM impartidas hasta el momento del fallo, deberá permanecer en al menos uno de los indicadores.
- c)** Si el sistema opera en una combinación redundante de monitorización de la dosis absorbida, ambas cámaras finalizan la irradiación al alcanzar exactamente las UM preseleccionadas.
- d)** Si la monitorización se realiza en una combinación de sistema primario/secundario de vigilancia de la dosis absorbida, un módulo compara continuamente la lectura de ambas cámaras, en general, diferencias superiores al 10% provocarán que el correspondiente enclavamiento interrumpa inmediatamente el haz de radiación [10].

- e) Las calibraciones de las cámaras se actualizan de forma correcta y automática en el modo clínico.
- f) Con la ayuda de un cronómetro, se verificará el funcionamiento correcto del temporizador, así como la finalización inmediata del haz al alcanzarse el tiempo preseleccionado.

Además las cámaras de ionización del acelerador pueden presentar fuga de UM, esto es, sin radiación el sistema contabiliza unidades de monitor, lo que repercute en una infradosificación en los tratamientos. Se debe consultar las especificaciones del fabricante para verificar que este valor de fuga en las cámaras monitoras está al menos dentro de la tolerancia establecida.

El Programa de Control de Calidad contemplará la verificación diaria de los principales enclavamientos de tratamiento, previo al inicio de la sesión de tratamiento.

### **1.1.3. Sistema de registro, verificación y seguridad de datos**

#### **1.1.3.1. Sistema de registro y verificación (R&V)**

Actualmente, las empresas suministradoras de aceleradores comercializan junto con los equipos, distintos paquetes informáticos basados en sistemas de información electrónica del paciente que son coordinados vía red [4]. Dichos sistemas, deben garantizar una completa conectividad entre la consola de control del acelerador y otros ordenadores distribuidos en el Servicio de Oncología Radioterápica, donde se realizan tareas de registro y verificación de datos (R&V) relacionados con el diagnóstico y tratamiento del paciente.

En general y según el grado de desarrollo existen dos tipos de sistemas: los más sencillos, donde directamente sobre la consola, o en un ordenador adicional ubicado en el puesto de control, se graban el conjunto de parámetros que configuran la técnica de radiación y otros más complejos que posibilitan la gestión del tratamiento programado junto con la secuencia de haces a impartir, manteniendo además, la memoria actualizada del tratamiento administrado. Estos últimos, además permiten registrar los datos demográficos del paciente e histológicos de la enfermedad. Los sistemas más avanzados, generan resúmenes

completos del tratamiento, disponibles en soporte informático o para imprimir.

Los sistemas R&V varían en su presentación y modo de accesibilidad según el fabricante, pero la filosofía de operación es común: mejorar en el control y verificación de los distintos procesos de transferencia de información, con el fin de reducir la posibilidad de errores graves.

En el Servicio de Oncología Radioterápica, dichos programas proporcionan una completa y segura gestión de los datos asociados al paciente, contemplando un amplio rango de posibilidades específicas según el tipo de red y las particularidades de equipamiento. Sobre distintos ordenadores conectados en red con la consola del acelerador, se realiza el registro de la información demográfica y clínica del paciente, (pruebas diagnósticas, técnicas de tratamiento, etc.) incorporando resultados e imágenes desde distintos equipos, CT, MR, PET, etc. Además, a modo de agenda permiten recoger el plan de tratamiento previsto, a la vez que alertan sobre posibles alteraciones en el normal desarrollo del mismo.

Los sistemas de registro y verificación están directamente conectados con el sistema de planificación (p. ej. vía Dicom RT). A través de los datos de identificación del paciente, el sistema realiza la transferencia automática del conjunto de parámetros geométricos y dosimétricos que configuran la técnica de irradiación. Posteriormente, en el ordenador de registro y verificación, el sistema permite revisar la correcta coincidencia entre los parámetros planificados y los grabados. Esta se realiza mediante la validación de dichos parámetros, a través de la firma electrónica de los profesionales responsables (contraseña personal). El sistema bloqueará el tratamiento del paciente, si éste previamente no ha sido aprobado.

Posteriormente, el conjunto de parámetros que configuran la técnica de tratamiento validada son transferidos vía red desde el sistema de R&V a la consola del acelerador. El sistema permite limitar y registrar tanto la dosis absorbida por fracción, como la dosis absorbida total prevista que será administrada al paciente, de forma automática, y alertará si alguno de los valores de dosis absorbida preestablecidos son superados.

Previo al inicio del tratamiento, al seleccionar en la consola el fichero de cada tratamiento, el sistema verifica que no existen discrepancias entre los parámetros grabados que conforman la técnica de irradiación y los identificados sobre la unidad y si existen diferencias significativas los parámetros afectados serán resaltados y el tratamiento no será permitido.

Tal como se presenta en la Tabla 2, estos parámetros pueden ser de dos tipos: los definidos de forma precisa (P), y los parámetros que se definen dentro de un rango de tolerancia (T). Estos últimos, requieren el establecer con anterioridad, por parte del especialista responsable, unos niveles de tolerancia específicos (en el tamaño de campo, ángulo del brazo, ángulo del cabezal, etc), según la técnica de tratamiento y la localización a tratar. Al finalizar el tratamiento, el sistema diariamente registrará, la dosis absorbida administrada y su contribución a la dosis absorbida total prescrita.

Parámetros del haz	Definición precisa	Niveles de tolerancia
Tipo de radiación	P	
Energía del haz	P	
Unidades de Monitor	P	
Filtros de Cuña	P	
Tamaño de campo		T
Angulo del brazo		T
Angulo del cabezal		T
Angulo de parada del cabezal		T
Altura de la mesa		T
Posiciones horiz. y lateral mesa		T
Angulo de la mesa		T
Accesorios (bandeja de protecc.)	P	
Tiempo de tratamiento		T
Etc.....		

**Tabla 2.** Relación de parámetros contemplados en el sistema de registro y verificación.

Diariamente, se comprobará la correcta programación del acelerador en las distintas combinaciones de modos de operación y parámetros que configuran las técnicas de tratamiento, así como la coincidencia permanente entre los parámetros grabados en el sistema de R&V, y los solicitados en la consola antes del tratamiento.

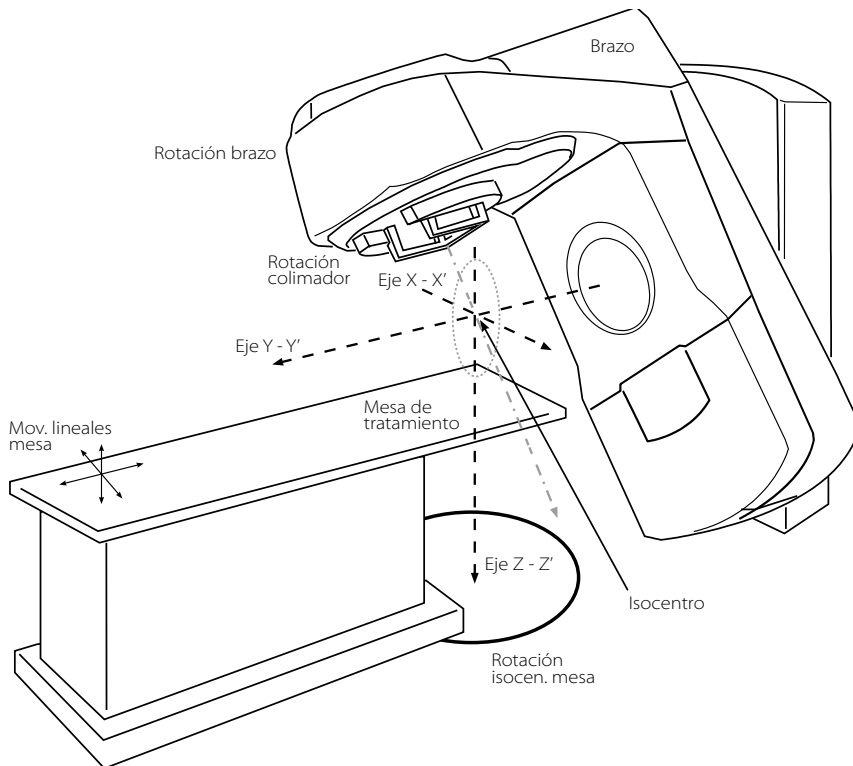
### **1.1.3.2. Copias de seguridad (“*backup*”)**

En la consola del acelerador o desde ordenadores independientes, el sistema operativo permitirá realizar copias de seguridad periódicas, tanto de los programas como de los ficheros correspondientes al tratamiento de pacientes. Habitualmente, es posible realizar copiadados completos, parciales e incrementales. Se verificará que tanto el sistema de copiado, como el de restauración de datos funciona adecuadamente en las distintas opciones, especialmente ante la instalación de nuevas versiones de programas o nuevos soportes informáticos.

## 1.2. Operatividad del acelerador desde los controles de sala

### 1.2.1. Integridad y operatividad de los movimientos mecánicos: giro del brazo ("gantry"), cabezal y mesa

En la Fig.1 se muestra una visión esquemática de un acelerador, donde aparece la relación geométrica existente entre el conjunto de movimientos del brazo, colimador y mesa de tratamiento.



**Fig. 1.** Visión esquemática de los movimientos mecánicos del acelerador.

La utilización eficiente y precisa del equipo requiere una perfecta alineación del campo de radiación respecto a la región del paciente a tratar. El montaje de la unidad garantiza la reproducibilidad de los movimientos mecánicos, lograda mediante la estabilidad mecánica del equipo y la secuencia de movimientos.

El sistema de rotación del brazo (alrededor del eje Y-Y') habitualmente es servo controlado, es decir, la velocidad de rotación varía de forma continua bajo control manual, mientras que en técnicas dinámicas la velocidad de rotación es controlada de forma precisa y proporcional a la tasa de dosis absorbida, asegurando que la dosis impartida por unidad de ángulo es constante. La indicación digital del ángulo actual (0-360°) se muestra sobre el equipo y en monitores instalados en la sala.

El sistema que soporta al paciente durante los tratamientos, consiste en una mesa de tratamiento con gran amplitud de movimientos en desplazamientos verticales, longitudinales y laterales respecto al eje longitudinal del tablero, además de movimientos rotacionales del mismo respecto al pilar que soporta la mesa, y giro isocéntrico del pedestal alrededor del eje vertical Z-Z'.

Normalmente, los principales movimientos mecánicos de la mesa (véase la tabla 3) son servo controlados mediante mandos independientes situados a ambos lados de ésta. Además, se pueden realizar desplazamientos manuales del tablero mediante pulsadores que liberan el sistema de frenos [3, 5]. Las escalas angulares digitales indican la rotación del tablero y del pedestal, y las escalas lineales digitales muestran el conjunto de desplazamientos lineales del tablero, ambas deben presentar una resolución y precisión suficientes [12].

La posición 0° de las tres escalas angulares (giro del brazo, colimador y mesa) corresponde a la situación donde el eje de rotación de colimador (alrededor del eje Z-Z') es perpendicular a la mesa, y el eje longitudinal es paralelo al eje de rotación del brazo (eje Y-Y').



Componente:	Parámetro:	Desplazamiento
Brazo	Ángulo	Horario / Anti-horario
Colimador	Ángulo	Horario / Anti-horario
Mesa Tto.	Altura	Arriba / Abajo
	Pos. Longitudinal	+ / -
	Pos. Lateral	+ / -
	Rotación Isocen.	Horario / Anti-horario
	Rotación No Isocen.	Horario / Anti-horario

**Tabla 3.** Relación de parámetros y tipo de movimientos asociados a los distintos componentes mecánicos del acelerador.

La realización de los movimientos motorizados desde el interior de la sala, requiere la acción personal y continua sobre dos conmutadores simultáneamente; el correspondiente al “embrague” y el mando que controla el movimiento seleccionado [12]. La finalidad es proteger al paciente y al sistema de acciones casuales no autorizadas, o de posibles fallos en el sistema de control.

Durante la aceptación del equipo, el especialista en RFH verificará la adecuada operatividad del conjunto de movimientos mecánicos de la unidad desde el interior de la sala y desde la consola. Además, comprobará la coincidencia correcta entre la posición real de los parámetros mecánicos funcionales y sus indicadores sobre escalas mecánicas y digitales. En el Tema 2 de este documento se detallan las distintas pruebas y periodicidades, que permitirán evaluar el conjunto de parámetros mecánicos de la unidad.

### 1.2.2. Parada de los movimientos al final de recorrido e interrupción automática de los mismos

En algunos aceleradores, los mandos de control de movimientos mecánicos permiten la preselección automática de la posición solicitada. Se verificará en un amplio rango de posiciones posibles, que el valor preseleccionado coincide exactamente con la posición actual alcanzada al final del recorrido.

En las unidades donde se realiza el desplazamiento automático de varios movimientos a la vez (rotación del brazo y colimador) desde el mando de control de sala, se verificará que los movimientos se inician y

mantiene mediante la acción personal y continua sobre dos conmutadores a la vez, el correspondiente al ajuste automático y un conmutador común a todos los movimientos [12]. Además se comprobará, que al liberar uno de los conmutadores los movimientos se interrumpen inmediatamente.

Se verificará diariamente su funcionamiento correcto.

## **1.3. Sistemas de seguridad propios de la instalación**

### **1.3.1. Pulsadores de parada de emergencia**

Estos dispositivos permiten la suspensión inmediata en el funcionamiento del acelerador en cualquier momento. La finalidad principal de los mismos, es prevenir la exposición accidental del personal y la sobre exposición inadecuada de los pacientes.

Se trata de llamativos pulsadores eléctricos interconectados en serie al sistema de alimentación del acelerador, la activación de uno de ellos produce la inhabilitación completa del sistema, lo que implica un tiempo de espera o calentamiento de las válvulas de alta potencia hasta la recuperación del estado normal de funcionamiento [13]. Este aspecto se debe tener en cuenta en los procedimientos de verificación.

Dichos pulsadores deben situarse en lugares de acceso rápido o se instalan generalmente en las cuatro paredes de la sala de tratamiento, en la mesa de tratamiento, en el pasillo del laberinto y en el exterior sobre la consola de control. Es fundamental, que su localización y funcionamiento sea conocida por todo el personal que habitualmente opera en la unidad (operadores, radiofísicos, oncólogos, etc.), con el fin de utilizarlos inmediatamente ante cualquier situación de emergencia.

Se verificará su funcionamiento correcto con periodicidad al menos semanal.

### **1.3.2. Sistema de comunicación audiovisual**

Durante el tratamiento, los pacientes deben ser vigilados desde el puesto de control por circuito cerrado audio-visual, de modo que cualquier reacción inesperada del paciente, como movimientos bruscos o problemas físicos, sean inmediatamente advertidos por los operadores, que interrumpirán el tratamiento si fuera necesario.

Habitualmente, en la sala de tratamiento se instalan dos cámaras de video (una fija y otra móvil) y sus respectivos monitores en el puesto de control, junto con un sistema de audio que permite la intercomunicación entre la sala y el puesto de control.

Se verificará diariamente el funcionamiento correcto del sistema audiovisual.

### **1.3.3. Sistemas de alerta, luminosos, acústicos y de radiación**

Durante la instalación del acelerador, se debe tener en cuenta la implantación de diversos dispositivos luminosos conectados a la consola y ubicados en la cercanía de la puerta de acceso, que alertarán sobre la activación (indicador rojo) o no (indicador verde) del acelerador. Por otro lado, es habitual que la consola presente algún tipo de alarma acústica que alerta a los operadores durante la emisión de radiación.

Además, la instalación debe contar con un sistema que permita la monitorización de los niveles de radiación ambiental en el interior de la sala. El detector ambiental, que deberá estar calibrado adecuadamente, permitirá estimar, sin saturación, los valores de tasa de dosis equivalente ambiental existentes en el interior. Dispondrá de sistemas de alerta acústica y visual.

Se verificará diariamente el funcionamiento correcto de dichos sistemas de alerta.

## 1.4. Verificación de blindajes y radiación de fuga

### 1.4.1. Verificación de blindajes en la sala de tratamiento

Una vez finalizada la instalación del acelerador, se recomienda realizar medidas de referencia que permitan verificar los niveles de dosis equivalente ambiental en localizaciones de interés (paredes exteriores de la sala de tratamiento, techo, laberinto, puerta de acceso, etc.), debidos tanto al haz primario y dispersado de fotones, como a radiación secundaria debida a neutrones. En cada punto, las medidas se realizarán, en las condiciones más desfavorables, teniendo en cuenta, energía, tamaño de campo, material dispersor, barrera primaria o secundaria, etc.

Estos blindajes no deben sufrir a lo largo del tiempo alteraciones importantes que puedan provocar una disminución de sus cualidades de protección. Sin embargo, a efectos de registro, para constatar periódicamente la seguridad radiológica, o cuando se produzcan modificaciones en las características energéticas de los haces de radiación, se recomienda realizar la evaluación de blindajes en distintas localizaciones de interés, como el puesto de control, resto de barreras primarias, etc. En cualquier caso, se tendrá en cuenta las particularidades de cada instalación en relación con su entorno, como variaciones en el uso y ocupación de los espacios circundantes.

### 1.4.2. Verificación de la radiación de fuga

La radiación de fuga esta constituida por la radiación que se transmite en cualquier dirección distinta a la del haz de uso clínico. La mayor parte de la radiación proviene de la zona del blanco, sin embargo, existen otros componentes como el cañón de electrones, "*klystron*", guía de ondas y bobinas focalizadoras que pueden producir igualmente radiación de frenado. Además, para energías de RX superiores a 10 MeV, se producen reacciones fotonucleares con la consiguiente emisión de neutrones.

Por lo tanto, es necesario blindar adecuadamente las zonas del cabezal y del brazo que rodean la trayectoria del haz útil, con el fin de reducir al mínimo los niveles de dosis equivalente ambiental fuera del campo útil de radiación. Niveles elevados de radiación de fuga, indica-

rán: un blindaje inadecuado, la existencia de rendijas entre blindajes o que el haz de electrones no realiza su trayectoria óptima.

A lo largo de la vida útil del acelerador es recomendable verificar sus propios blindajes, del mismo modo, cuando se produzcan reparaciones o alteraciones importantes que pueden afectar a la idoneidad de los elementos de protección, como: variaciones en la energía nominal del acelerador, cambios en la guía de ondas, etc. Los resultados de las medidas de radiación de fuga, deberán ser inferiores a las especificaciones dadas por el fabricante (acordes con las recomendaciones internacionales), y serán verificadas durante las pruebas de aceptación iniciales del acelerador.

Durante la irradiación con electrones se pueden producir además gases nocivos como el ozono. La correcta ventilación de la sala de tratamiento con una tasa de renovación, tal como recomienda McGinley [17], de tres renovaciones de aire / hora garantiza que no se superan los límites de concentración de estas sustancias.

La medida de la radiación de fuga, se realiza normalmente con detectores de radiación ambiental debido a su alta sensibilidad. Además, si el funcionamiento es electrónico, pueden dejarse dentro de la sala sin visión directa sobre ellos, ya que por lo general poseen una memoria que permite leer el valor medido una vez terminada la irradiación.

La radiación de fuga debida a neutrones, se evaluará para energías máximas de rayos X superiores a 10 MeV. La producción de neutrones en irradiación con haces de electrones, es mucho menor que la producida con rayos X [14], ya que la sección eficaz para reacciones (e,n) es diez veces menor que las del tipo ( $\gamma$ ,n). Por esta razón, se considera que la energía de rayos X máxima disponible, genera la mayor contribución al equivalente de dosis ambiental de neutrones [15].

En la práctica, se realiza la determinación inicial de la radiación de fuga durante la aceptación del acelerador, y siempre que varíen de modo importante parámetros que afecten a la energía y composición de los blindajes. Si el centro no dispone del tipo de detector apropiado, será la empresa fabricante la encargada de disponer del equipo necesario para su medida. Existen diversos tipos de detectores para neu-

trones, como contadores proporcionales portátiles, TLD y películas de activación (de oro e iridio fundamentalmente). En general, tanto en el laberinto, fuera de la sala de tratamiento y en los puntos del interior de sala definidos en este documento, se mide el equivalente de dosis ambiental debida a neutrones adecuadamente con los contadores proporcionales [16].

La radiación de fuga tanto de rayos X como de neutrones, se determina en dos planos diferentes [10]: en el plano del paciente y fuera del plano del paciente (véase la Fig. 2)

El **plano del paciente**, se define como el plano definido por los ejes X-X' e Y-Y', perpendicular al eje Z-Z' con el brazo a 0° y a la altura del isocentro. Los puntos de medida se distribuyen en una superficie circular plana de 2 metros de radio alrededor del isocentro excluyendo la superficie cubierta por el máximo tamaño de campo clínico. En las medidas, el brazo se sitúa a 0° y los colimadores deben cerrarse hasta el mínimo tamaño de campo posible. En algunos aceleradores, los colimadores no cierran totalmente quedando una zona donde la radiación sale directamente, lo que constituye una fuente de radiación dispersa. En estos casos, se recomienda añadir a la salida del haz un espesor de plomo o cerrobend para atenuar suficientemente este haz residual (al menos diez capas hemirreductoras).

En aceleradores multienergéticos, es recomendable realizar la medida para todas las energías disponibles, pues la trayectoria dentro de la guía de ondas puede no ser exactamente la misma para cada energía. La medida se puede ser realizada tanto en tasa del equivalente de dosis ambiental como en valor acumulado. El valor final se expresa por lo general como porcentaje del equivalente de dosis ambiental respecto a la dosis absorbida en agua en el isocentro (%mSv Gy<sup>-1</sup>), para un campo de 10 cm x 10 cm a la profundidad del máximo.

En la aceptación del equipo, cuando se realiza esta medida, las cámaras monitoras del acelerador, por lo general, todavía no están calibradas con la incertidumbre lo suficientemente baja. En este caso, es necesario realizar las medidas de dosis absorbida en agua en la profundidad del máximo, para el campo de referencia 10 cm x 10 cm y Pa la altura del isocentro. En el caso de realizar dichas medidas cuando el

acelerador esté en uso clínico, ya se habrá calculado la dosis absorbida en agua en el punto de referencia, y además se tendrá constancia de la estabilidad de dicha calibración, por lo que no será necesario realizar dichas medidas en el punto de referencia.

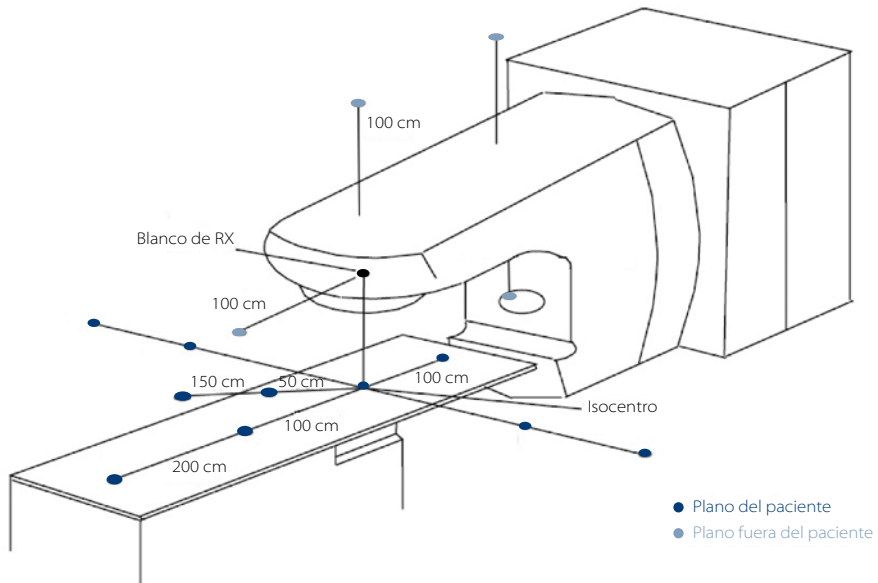
El **plano fuera del paciente**, se define como el plano que contiene la trayectoria del haz de electrones dentro de la guía de ondas. Los puntos de medida se sitúan a 1 metro de la trayectoria de los electrones, a lo largo de la guía de ondas hasta el blanco. Para colocar los detectores en este plano es necesario girar el brazo a 90° o 270°. Los valores medidos del equivalente de dosis ambiental, se refieren del mismo modo que lo explicado anteriormente.

Los valores medidos debido a radiación de fuga, deben estar dentro de las especificaciones dadas por el fabricante, siguiendo recomendaciones de organismos internacionales [4]. Las siguientes tablas presentan los valores de radiación de fuga recomendados por UNE-EN 60601-2-1 (2000) y que como se ha dicho anteriormente se presentan como porcentaje respecto a la dosis absorbida en agua en el máximo sobre el eje central.

Plano de Medida	Rayos X, %Gy <sub>RX</sub> /Gy <sub>isocentro</sub>		Neutrones %Gy <sub>n</sub> /Gy <sub>isocentro</sub>	
	Máximo	Media	Máximo	Media
Plano del paciente	0,2%	0,1%	0,05%	0,02%
Plano fuera del paciente	0,5%	---	0,05%	---

**Tabla 4.** Valores de la radiación de fuga recomendados por la norma UNE-EN 60601-2-1(2000)





**Fig. 2.** Representación esquemática de las localizaciones de medida de la radiación de fuga.

<b>Condiciones de funcionamiento (CF) y sistemas de seguridad (SS)</b>			
<b>Verificaciones propuestas</b>		<b>Periodicidad</b>	<b>Tolerancia</b>
Operatividad del acelerador desde el puesto de control	CF 1.1 P0	Anual	Funcional
	P1	Diaria	
Enclavamientos de seguridad	CF 1.1.2.2. P0	Anual	Funcional
	P1	Diaria	
Enclavamientos de tratamiento	CF 1.1.2.3. P0	Anual	Funcional
	P1	Diaria	
Sistema de registro, verificación y seguridad de datos	CF 1.1.3 P0	Anual	Funcional
	P1	Mensual	
Operatividad del acelerador desde los controles de sala	CF 1.2 P0	Diaria	Funcional
Pulsadores de parada de emergencia	SS 1.3.1 P0	Semanal	Funcional
Sistema de comunicación audiovisual	SS 1.3.2 P0	Diaria	Funcional
Sistemas de alerta luminosos, acústicos y de radiación	SS 1.3.3 P0	Diaria	Funcional
Verificación de blindajes y radiación de fuga	SS 1.4 P0	Anual	Normativa vigente

## Referencias

- [1] Purdy J, Biggs P, Bowler C, Dally E, Downs W, Fraas B, Karzmark C, Khan F, Morgan P, Morton R, Palta J, Rooen I, Torson T, Svensson G, Ting J. Medical accelerator safety considerations, Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 35, *Med. Phys.*, 20: 1261-75, 1993.
- [2] Organización Internacional de Energía Atómica. Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia. 2001.
- [3] Greene D, Williams P. Linear Accelerators for Radiation Therapy. Institute of Physics Publishing (IOP). 1997.
- [4] Nath R, Biggs P, Bova F, Ling C, Purdy J, van de Geijn J, Weinhaus M. AAPM Report No. 47, Code of practice for radiotherapy accelerators, Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45, *Med. Phys.*, 21: 1093-1121, 1994.
- [5] Karzmark C, Nunan C, Tanabe E. Medical Electron Accelerators. MacGraw-Hill, 1994.
- [6] Institute Of Physics And Engineering In Medicine (IPEM), Physics aspects of quality control in radiotherapy, IPEM Report 81, edited by Mayles WPM, Lake R, McKenzie A, Macaulay EM, Morgan, HM, Jordan TJ and Powley, SK, IPEM, York, United Kingdom, 1999.
- [7] Kutcher G, Coia L, Gillin M, Hanson W, Leibel S, Morton R, Palta R, Purdy J, Reinstein L, Svensson G, Weller M, Wingfield L. AAPM Report No. 46, Comprehensive QA for Radiation Oncology, Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 40, *Med. Phys.*, 21: 581-618, 1994.
- [8] Societe Française des Physiciens D'Hopital. Quality Control of Electron Accelerators for Medical Use. CNEH. 1986.
- [9] Norma UNE-EN 60976. Equipos electromédicos. Aceleradores de electrones para uso médico. Características funcionales. 2001.
- [10] Norma UNE-EN 60601-2-1. Equipos electromédicos. Parte 2-1: Requisitos particulares en la seguridad de los aceleradores de electrones en el rango de 1 MeV a 50 MeV. 2000.

- [11] Andreo P., Burns D.T., Hohlfeld K., Huq MS, Kanai T., Laitano F., Smyth V., Vynckier S., "Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water", IAEA Technical Reports Series no 398 (Vienna: International Atomic Energy Agency) 2001.
- Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. OIEA TRS-398. 2006.
- [12] Norma UNE-EN 61217. Equipos utilizados en Radioterapia. Coordenadas, movimientos y escalas. 1999.
- [13] Cozzi L, Fogliata-Cozzi A, Ionescu-Farca F, Lomax N, Roser H, Schneider U, Trueb P. Quality Control of Medical Electron Accelerators. Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics, Recommendations Number 11, ISBN: 3 908 125 34 0, 2003.
- [14] McGinley P. Shielding techniques for Radiation Oncology Facilities. 2nd ed. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin. 2002.
- [15] Kahn F. The Physics of Radiation Therapy. Williams & Wilkins, 1994.
- [16] Van Dyk J. The Modern Technology of Radiation Oncology, Medical Physics Publishing. 1999.
- [17] American Association of Physicist in Medicine. Neutron measurements around high energy x-ray radiotherapy machines, AAPM Report No. 19, New York. 1986.

## 2. Caracterización mecánica de la unidad de tratamiento (MU)

*Gregorio Arregui Castillo*

### Introducción

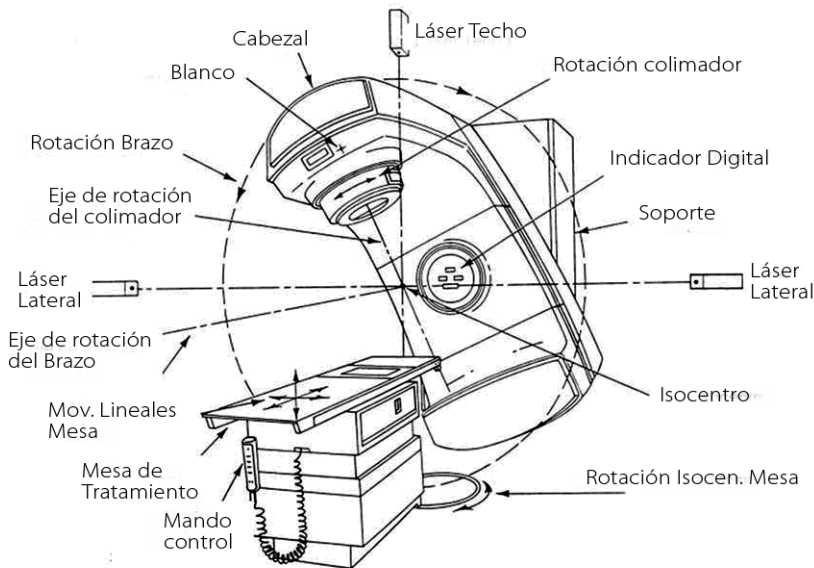
En los últimos años las técnicas de tratamiento con Radioterapia externa aplicadas en los Servicios de Radioterapia utilizan la combinación de varios campos isocéntricos con distintos giros de mesa, brazo y colimador. En la Fig. 1 puede verse un esquema de los componentes mecánicos principales de un acelerador. En general, el paciente se coloca al inicio con estos giros a 0°. Posteriormente, el paciente se irradia con campos que pueden tener cualquier configuración geométrica. Para la aplicación correcta de dichos tratamientos resulta imprescindible que el isocentro de la unidad se encuentre dentro de la tolerancia establecida. Los sistemas de planificación de radioterapia suponen dicho isocentro como un punto en el espacio.

El haz de radiación se emite desde una fuente que idealmente estará centrada respecto al eje de giro del colimador y sus dimensiones serán delimitadas por los colimadores convencionales o sistema de colimación multilámina (MLC).

Los aceleradores disponen de un haz luminoso que permitirá simular, dentro de las tolerancias establecidas, el campo de radiación.

El conjunto de pruebas y parámetros descritos a continuación permitirán evaluar tanto las características mecánicas de la unidad como el grado de coincidencia de éstas respecto al haz de radiación, estableciendo si se encuentran dentro de los niveles de tolerancia establecidos.

Es de suma importancia tener caracterizados y dentro de tolerancia los parámetros mecánicos de la unidad, ya que permiten establecer de forma precisa los parámetros geométricos que caracterizan el haz de radiación. Además, resultan fundamentales a la hora de reproducir el posicionamiento del paciente en las distintas sesiones de tratamiento y permiten mantener la trazabilidad en los valores de los parámetros mecánicos respecto a otras unidades como el TAC o el simulador.



**Fig. 1.** Representación esquemática de dispositivos y movimientos de un acelerador lineal de uso médico.

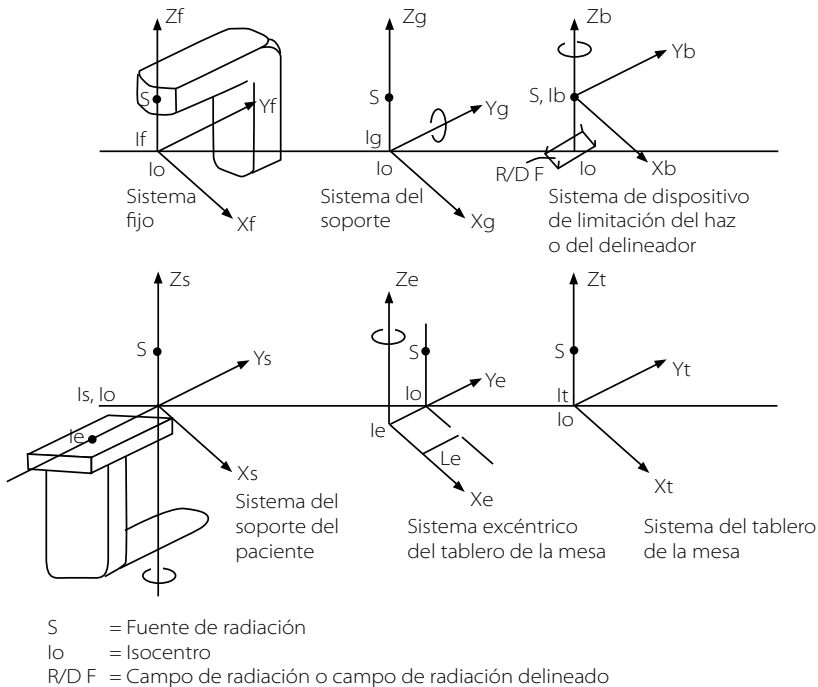
A continuación se describe el sistema de coordenadas de los principales elementos que componen el acelerador según las normas UNE-EN 61217 [1]. La representación esquemática puede observarse en la Fig. 2.

Se define el siguiente sistema de coordenadas de referencia "f" fijo e inmóvil en el espacio:

- **Eje Yf:** eje de coordenadas horizontal, dirigido desde el isocentro hacia el brazo.

- **Eje Zf:** eje de coordenadas vertical, dirigido desde el isocentro hacia la fuente.
- **Eje Xf:** eje de coordenadas horizontal, perpendicular a los ejes Yf e Zf, dirigido hacia la derecha cuando se mira hacia el brazo desde la mesa.

Además, la NORMA UNE-EN 61217 (1996), hace referencia al sistema de coordenadas "g" estacionario respecto al brazo, y con origen (lg) que coincide con el isocentro. Su eje de coordenadas Zg atraviesa la fuente de radiación y está dirigido hacia dicha fuente. El eje Yg coincide con el eje Yf. La rotación del brazo se define mediante el giro de los ejes Xg y Zg un ángulo  $\varphi_g$  alrededor del eje Yg. El valor angular de giro del brazo ( $\varphi_g$ ) está en la posición  $0^\circ$  cuando el eje Zg coincide exactamente con el eje Zf. El valor del ángulo  $\varphi_g$  aumenta en sentido horario, mirando en la dirección del eje Yg hacia el brazo desde el isocentro.



**Fig. 2.** Sistema de coordenadas con todas las posiciones angulares puestas a  $0^\circ$ , tomado de las normas UNE-EN 61217

Por otro lado el sistema de coordenadas "b" es estacionario respecto al dispositivo de limitación del haz o sistema de colimación, localizado en la parte final del colimador, está formado por cuatro colimadores independientes, X1, X2, Y1 e Y2. Su origen ( $I_b$ ) es la fuente de radiación. Su eje de coordenadas  $Z_b$  coincide con el eje  $Z_g$  y está dirigido en la misma dirección. Los cuatro colimadores indicados son perpendiculares a los ejes  $X_b$  e  $Y_b$  respectivamente. La rotación del sistema "b" corresponde a la rotación de los ejes  $X_b$  e  $Y_b$  alrededor del eje  $Z_b$  un ángulo  $\theta_b$ . El valor angular del giro del colimador ( $\theta_b$ ) está en la posición  $0^\circ$  cuando los ejes  $X_b$  e  $Y_b$  son paralelos y están dirigidos en la misma dirección que los ejes  $X_g$  e  $Y_g$ .

En un acelerador lineal los tres ejes de rotación, fundamentales e independientes son:

- Eje de rotación del colimador  $Z_b$ .
- Eje de rotación del brazo  $Y_g$ .
- Eje de rotación de la mesa  $Z_s$ .

Idealmente, los ejes de rotación del colimador ( $Z_b$ ) y del brazo ( $Y_g$ ), que son perpendiculares, se cortan en un punto del espacio, por el cual pasará a su vez el eje de giro de la mesa ( $Z_s$ ), definiéndose de este modo el isocentro.

Debido a holguras mecánicas propias del equipo, cada uno de estos ejes describe en el espacio una elipse sobre un plano perpendicular que contiene el isocentro. Así, al combinar los distintos giros posibles de la unidad, el isocentro mecánico consistirá en el centro del elipsoide mínimo que englobe a estas elipses.

En muchas de las pruebas que describiremos a continuación, la posición de partida es la de un puntero situado en la posición del isocentro. Para ello, y con anterioridad a las distintas pruebas que así lo requieran, se realizará el siguiente procedimiento:



### **Localización del isocentro mecánico (LIM):**

1. Colocar el ángulo de rotación del brazo y del colimador a  $0^\circ$ .
2. Disponer un puntero en la mesa apuntando a la supuesta posición del isocentro (DFI), y hacerlo coincidir con la proyección del centro de la cruceta.
3. Girar el brazo a la posición  $\varphi_g = 180^\circ$  y ajustar lateralmente el puntero a mitad de camino entre la proyección a  $0^\circ$  y la proyección a  $180^\circ$ .
4. Girar el brazo a  $90^\circ$  y  $270^\circ$  y desplazar verticalmente el puntero hasta el punto medio de ambas proyecciones.
5. Con el brazo a  $0^\circ$ , girar el colimador en todo su rango. Ajustar al punto medio de las proyecciones en la dirección cráneo-caudal.
6. En este momento el puntero señala la posición del isocentro mecánico.

**Nota:** En el mercado existen distintos dispositivos que ayudan a localizar con precisión el isocentro de un acelerador. Si se dispone de uno de ellos, utilizarlo siguiendo las indicaciones del fabricante.

## 2.1. Eje de giro del brazo, $I_B$

### 2.1.1. Definición y objetivos

El brazo de la unidad gira alrededor de  $Y_g$ . La intersección de dicho eje con el plano de referencia a DFI puede describir una elipse, debido fundamentalmente a limitaciones mecánicas del conjunto.

Las alteraciones respecto a la dirección prevista del haz dependerán en primer término de limitaciones en los sistemas mecánicos que controlan el giro del brazo. En esta prueba se determinará si existen variaciones puramente mecánicas en la rotación del brazo y si éstas se mantienen dentro de tolerancia.

### 2.1.2. Tolerancia

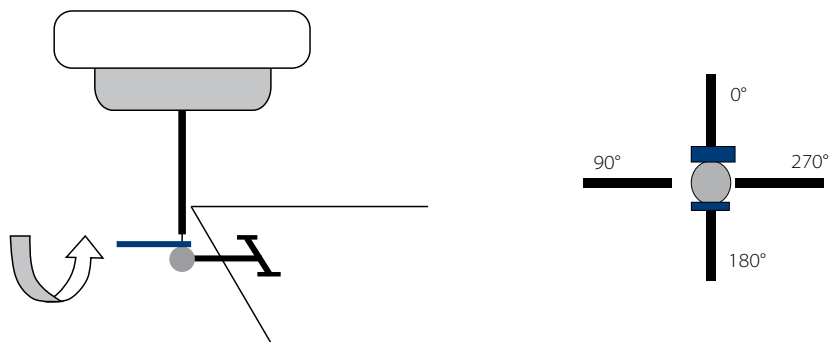
$\pm 1,0$  mm [7]

### 2.1.3. Procedimientos de medida

#### 2.1.3-P0 Verificación de $I_B$ mediante barra indicadora, puntero y láminas metálicas

##### 2.1.3-P0(A) Material

- Barra con escala indicadora de distancia al isocentro, con soporte de fijación al colimador. El conjunto debe estar ajustado y calibrado.
- Juego de láminas metálicas (galgas) de distintos espesores (cada 0,1 cm).
- Puntero cilíndrico o esférico fijado preferiblemente al suelo o, si no, al tablero.



**Fig. 3.** Pruebas para la verificación del eje de giro del brazo.

### 2.1.3-P0(B) Método

1. Disponer el puntero en el isocentro localizado mediante la LIM (véase la Fig. 3).
2. Disponer la barra indicadora de distancia al isocentro a 1,0 mm del puntero utilizando la galga de ese espesor.
3. Girar el brazo cada 30° y comprobar de nuevo la distancia con la lámina adecuada.
4. Hallar la semisuma de distancias (ancho de lámina) entre ángulos opuestos. La diferencia máxima en este conjunto de semisumas debe ser menor al nivel de acción de la prueba.

### 2.1.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

El lápiz indicador de distancia suministrado como accesorio del acelerador suele ir montado sobre una bandeja que se introduce en el portabandejas. Asegurar que dicha bandeja no presenta holguras a la hora de girar el brazo (minimizarlas si las hubiera). Fijar igualmente el puntero a la mesa de forma que no se permita su movimiento. El error de apreciación a la hora de elegir la lámina más adecuada es de aproximadamente 0,1 mm.

### 2.1.3-P0(D) Periodicidad

- Semestral [7]

### **2.1.3-P1 Verificación de $I_B$ mediante la proyección de la cruceta y un puntero**

#### **2.1.3-P1(A) Material**

- Puntero fino (aguja).

#### **2.1.3-P1(B) Método**

1. Disponer el puntero en el isocentro localizado mediante la LIM (véase la Fig. 3).
2. Comprobar que la distancia del centro de la retícula al puntero queda dentro de tolerancia girando el brazo a  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$ :

#### **2.1.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Con este método, la incertidumbre proviene de la correcta alineación de la retícula, y de la falta de alineación ente el foco luminoso y el eje de giro mecánico del colimador.

#### **2.1.3-P1(D) Periodicidad**

- Mensual [4]

## 2.2. Eje de giro del colimador, $I_c$

### 2.2.1. Definición y objetivos

El colimador gira alrededor del eje Zb, y por lo tanto alrededor del eje Zg un ángulo ( $\theta_b$ ). La intersección del eje de rotación del colimador con el plano perpendicular a éste que contiene el isocentro, puede describir una elipse debido a limitaciones mecánicas del conjunto.

Las alteraciones en la dirección del haz con el giro del colimador respecto a lo previsto dependerán en primer término de las limitaciones y falta de ajuste de los sistemas mecánicos que controlan el giro del colimador.

### 2.2.2. Tolerancia

$\pm 1,0$  mm [7]

### 2.2.3. Procedimientos de medida

#### 2.2.3-P0 Verificación de $I_c$ mediante barra indicadora, puntero y láminas metálicas

##### 2.2.3-P0(A) Material

- Lápiz con escala indicadora de distancia al isocentro, con dispositivo de fijación al colimador. El conjunto debe estar ajustado y calibrado.
- Juego de láminas metálicas de distintos espesores (cada 0,1 cm).
- Puntero cilíndrico o esférico (si es posible fijarlo al suelo, o si no, sobre el tablero de la mesa).

##### 2.2.3-P0(B) Método

1. Situar el puntero verticalmente en el isocentro localizado inicialmente por los láseres (una vez revisada su correcta alineación) y reajustar mediante la LIM. Véase la Fig. 4.

2. Disponer el lápiz indicador de distancia al isocentro a 1,0 mm del puntero utilizando la lámina de ese espesor, para lo cual la bandeja portabarra debe de quedar ligeramente extraída de su posición final.
3. Girar el colimador cada 30° y comprobar de nuevo la distancia con la lámina adecuada.
4. Determinar la semisuma de distancias (ancho de lámina) entre ángulos opuestos. La diferencia máxima en este conjunto de semisumas debe ser menor al nivel de acción de la prueba.

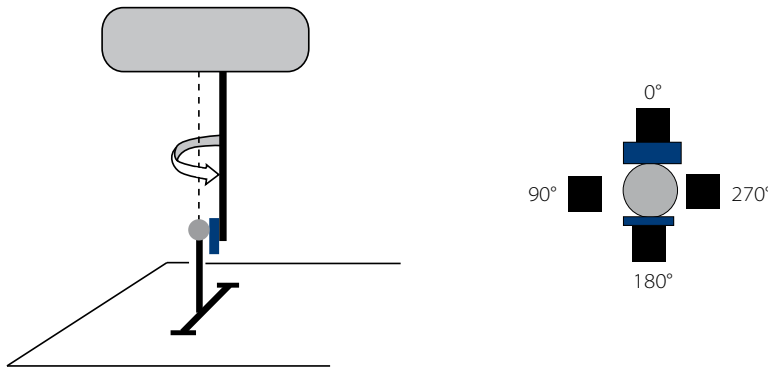


Fig. 4. Eje de giro del colimador.

### 2.2.3-P0(C) Principales fuentes de Incertidumbre

El lápiz indicador de distancia suministrado como accesorio del acelerador suele ir montado sobre una bandeja que se introduce en el portabandejas. Asegurar que dicha bandeja no presenta holguras a la hora de girar el colimador (minimizarlas si las hubiera). Fijar igualmente el puntero a la mesa de forma que no se permita su movimiento. El error de apreciación a la hora de elegir la lámina más adecuada es de aproximadamente 0,1 mm.

### 2.2.3-P0(D) Periodicidad

- Semestral [7]

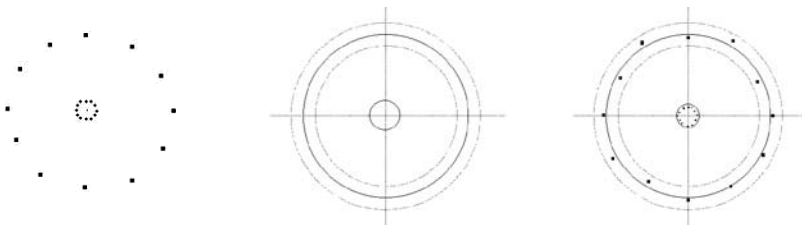
### 2.2.3-P1 Verificación de $I_c$ mediante proyecciones sobre una plantilla

#### 2.2.3-P1(A) Material

- Plantilla sobre transparencia.
- Rotulador de punta fina.
- Papel.

#### 2.2.3-P1(B) Método

1. Diseñar una plantilla con círculos concéntricos. Medir sobre la mesa a DFI la distancia en horizontal de la marca indicada por el telémetro de 100 cm (DFI) a la del 105 cm (DFI + 5 cm). Éste será el radio de la circunferencia que se traza en la transparencia, además de otros dos concéntricos en función del nivel de acción de la prueba (véase la Fig. 5.)
2. Con el brazo y el colimador a  $0^\circ$ , disponer el papel milimetrado en la mesa a DFI alineado con la retícula.
3. Marcar la proyección del centro de la retícula y de la marca de 105 del telémetro. Repetir cada  $30^\circ$  de giro de colimador.
4. Mediante esta verificación se asegura la congruencia del eje de giro del colimador con sus indicadores tanto mecánicos como luminosos.



**Fig. 5.** Plantilla para la verificación del eje de giro del colimador.

### **2.2.3-P1(C) Principales fuentes de Incertidumbre**

- Pericia del operador al marcar puntos y centrar la plantilla.
- Correcta alineación de la retícula.
- Problemas de alineación ente el foco luminoso y el eje de giro mecánico del colimador.

### **2.2.3-P1(D) Periodicidad**

- Mensual [4]



## **2.3. Indicador luminoso del eje del haz (cruceta o retícula), $D_R$**

### **2.3.1. Definición y objetivos**

La retícula indica y debe coincidir con el origen de los ejes Xb e Yb del campo luminoso. Cada eje marcado en la retícula debe indicar el origen o el cero de apertura del colimador correspondiente. Además, el centro de la proyección de la retícula debe coincidir, dentro de las tolerancias establecidas, con el eje de giro del colimador.

La determinación de las posibles desviaciones existentes entre el centro de la cruceta y el eje de giro del colimador resulta fundamental en aquellas técnicas de tratamiento donde se utiliza el giro del colimador. Además permitirá utilizar la proyección luminosa de la retícula en el centrado y posicionamiento del paciente.

### **2.3.2. Tolerancia**

1,5 mm [7]

### **2.3.3. Procedimientos de medida**

#### **2.3.3-P0 Verificación de $D_R$ mediante proyecciones sobre una plantilla**

##### **2.3.3-P0(A) Material**

- Plantilla sobre transparencia.
- Rotulador de punta fina.
- Papel.

##### **2.3.3-P0(B) Método**

Véase el apartado 2.2.3-P1. Para realizar estas dos pruebas simultáneamente se incluyen en la plantilla las marcas correspondientes a la retícula y a otro elemento solidario al colimador.

### **2.3.3-P0(C) Principales fuentes de Incertidumbre**

- Pericia del operador al marcar puntos y centrar la plantilla.
- Correcta alineación de la retícula.
- Problemas de alineación ente el foco luminoso y el eje de giro mecánico del colimador.

### **2.3.3-P0(D) Periodicidad**

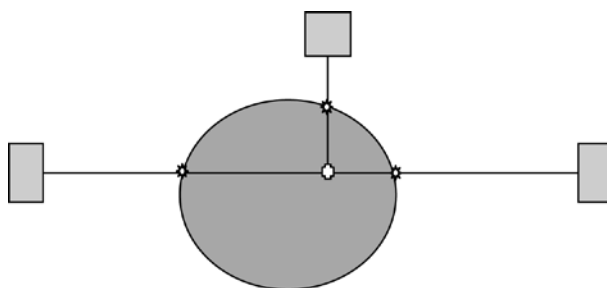
- Mensual [2]

## 2.4. Verificación de los láseres, $D_L$

### 2.4.1. Definición y objetivos

En la sala de tratamiento la localización espacial rápida y precisa del isocentro mecánico se realiza mediante un juego de punteros láser que proyectan líneas muy finas ( $\leq 1$  mm de grosor) perpendiculares entre sí, y que se cruzan en dicho isocentro. Los láseres laterales y opuestos proyectan dos planos ortogonales, que deben coincidir con el plano definido por  $X_f$ - $Y_f$  que pasa por el eje de rotación del brazo y con el plano definido por  $Y_f$ - $Z_f$  que pasa con el eje de rotación del colimador. El láser cenital se coloca en el techo de la sala y proyecta dos planos ortogonales, que debe coincidir con el plano  $Y_f$ - $Z_f$  y el plano  $X_f$ - $Z_f$  que atraviesa el isocentro. Algunas salas no disponen de láser cenital y utilizan un láser sagital; en este caso proyecta sólo un plano coincidente con el plano  $Y_f$ - $Z_f$  que pasa por el isocentro.

Los láseres proporcionan una referencia en la sala para poder relacionar el sistema de coordenadas del paciente con el de la sala y así, mediante movimientos de la mesa de tratamiento, hacer coincidir un punto situado en el interior del paciente con el isocentro de la unidad (véase la Fig. 6). La proyección lineal de dicho punto en las direcciones  $X_f$  y  $Z_f$ , será marcado mediante los láseres sobre la superficie del paciente (o en el inmovilizador). Además, si el TAC y simulador están provistos de láseres, éstos permitirán marcar sobre el paciente líneas externas de referencia que permitirán la correcta alineación y posicionamiento del paciente durante el tratamiento.



**Fig. 6.** Representación esquemática de las proyecciones de los láseres sobre la superficie del paciente

En esta prueba se trata de determinar si la desviación de los láseres respecto al isocentro se halla dentro de tolerancia.

### **2.4.2. Tolerancia**

± 1,0 mm [2]

### **2.4.3. Procedimientos de medida**

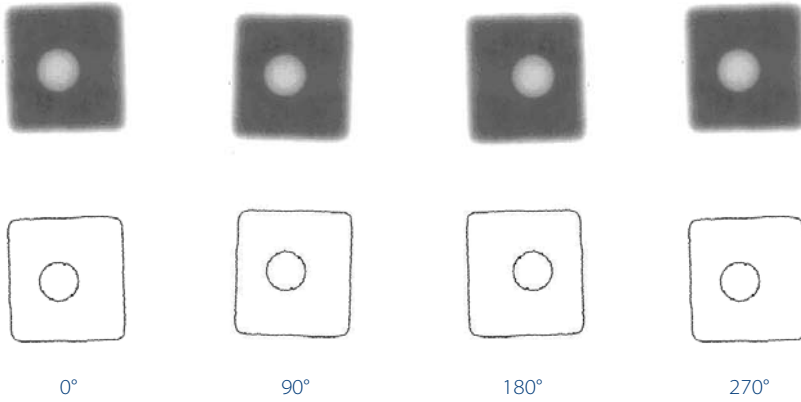
#### **2.4.3-P0 Verificación de $D_L$ mediante análisis dosimétrico de imagen**

##### **2.4.3-P0(A) Material**

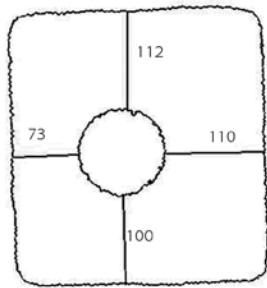
- Puntero radio-opaco (aguja, esfera).
- Sistema de obtención, registro y análisis de imágenes.

##### **2.4.3-P0(B) Método**

1. Situar el brazo y el colimador a 0°. Tamaño de campo de 5 cm x 5 cm.
2. Disponer un puntero radio-opaco (esfera, aguja) en el isocentro marcado por los láseres.
3. Obtener el registro radiográfico del campo de radiación con distintas angulaciones del brazo (0°, 90°, 180° y 270°), de forma independiente respecto a la mesa (véase la Fig. 7). Marcar una referencia de orientación de los campos de radiación.
4. Analizar las imágenes obtenidas mediante un programa informático adecuado.
5. Localizar los bordes del campo de radiación (50% de dosis respecto al eje central).
6. Hallar en cada angulación la distancia del centro del campo radiante al puntero, corregida por la ampliación de la imagen ( $DFI / DF_{Plano\_de\_registro}$ ).



**Fig. 7.** La distancia entre centros puede obtenerse midiendo las distancias de cada borde del campo de radiación al punto más cercano de la esfera y restando.

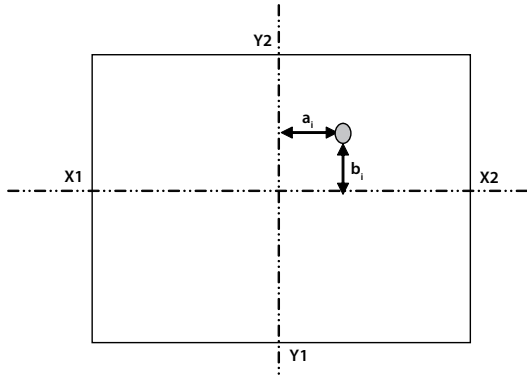


$$a_i = (73 - 110) / \text{ppp}$$

$$b_i = (100 - 112) / \text{ppp}$$

ppp = píxeles por pulgada utilizados al obtener la imagen.

La nomenclatura que vamos a utilizar es la siguiente, siempre mirando la imagen desde la fuente de radiación:



$a_i$ ,  $b_i$  indican el desplazamiento en ambos ejes entre el centro del campo de radiación y el centro del puntero radio-opaco.

$i=0, 90, 180, 270$  en función del ángulo

Análisis	Código	Significado
$\frac{a_0 - a_{180}}{2}$	$D_{Lx}$	desviación del láser sagital (sentido +Xf)
$\frac{a_{270} - a_{90}}{2}$	$D_{Lz}$	desviación del láser horizontal (sentido +Zf)
$\frac{\max b_i + \min b_i}{2}$ <small><math>i=0, 90, 180, 270</math></small>	$D_{Ly}$	desviación del láser vertical (sentido +Yf)

### 2.4.3-P0(C) Principales fuentes de Incertidumbre

Con este método, la incertidumbre proviene de la resolución con la que se obtengan las imágenes, de la fiabilidad de la extracción de isocontornos y de la precisión del operador al medir distancias. Se recomienda un mínimo de 250 ppp (puntos por pulgada), lo que implica que cada píxel mide 0,1 mm.

### 2.4.3-P0(D) Periodicidad

- Semestral [7]

### **2.4.3-P1 Verificación de $D_L$ mediante las proyecciones sobre un puntero**

#### **2.4.3-P1(A) Material**

- Puntero fino o aguja
- Papel milimetrado semitransparente.

#### **2.4.3-P1(B) Método**

1. Tras el procedimiento de LIM con el puntero, verificar con el papel milimetrado el grado de coincidencia entre la posición del puntero localizado sobre la mesa a la altura del isocentro y el centro de la proyección de los láseres.
2. Posteriormente, se verificará que las proyecciones de los láseres laterales son coincidentes, para lo cual se desplazará el papel milimetrado semitransparente 30 cm lateralmente respecto al isocentro, comprobando que no se separan más allá de la tolerancia.
3. Verificar la correcta alineación de los láseres cenital y sagital respecto a los anteriores.

#### **2.4.3-P1(C) Principales fuentes de Incertidumbre**

Proviene del espesor de las líneas de láser proyectado y de la medida sobre papel milimetrado.

#### **2.4.3-P1(D) Periodicidad**

- Diario [2]

## 2.5. Escalas angulares: Colimador y brazo, $E_{CB}$

### 2.5.1. Definición y objetivos

Las posiciones angulares de la unidad debidas a los movimientos de rotación que la unidad realiza alrededor de los ejes del brazo ( $\varphi_g$ ) y del colimador ( $\theta_b$ ), definidos en los apartados anteriores, se indican mediante escalas angulares serigrafiadas en el colimador y el brazo, o mediante indicación digital en el brazo o en el mando de sala. Asimismo, en la actualidad los aceleradores muestran en sus monitores una lectura digital de los valores de dichos giros.

Durante la planificación de la técnica de tratamiento, se establecen las posiciones de rotación del colimador y brazo. A la hora de administrar los tratamientos, debe existir una correcta correspondencia entre las lecturas mostradas en los monitores del puesto de control y sala de tratamiento, las indicadas en la escala mecánica o digital del brazo y la posición absoluta (real).

### 2.5.2. Tolerancia

$$\pm 0,5^\circ [7]$$

### 2.5.3. Procedimientos de medida

#### 2.5.3-P0 Verificación de $E_{CB}$ mediante nivel y plomada

##### 2.5.3-P0(A) Material

- Nivel digital
- Plomada

##### 2.5.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo en la posiciones  $\varphi_g = 0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$  y  $270^\circ$  utilizando un nivel digital apoyado sobre una superficie de referencia de la unidad y comprobar las indicaciones de las escalas mecánicas y digitales.



2. Girar el brazo a  $90^\circ$  ó  $270^\circ$ . Situar el colimador en las posiciones  $\theta_b = 0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$  y  $270^\circ$  ajustando la posición mediante la sombra de la retícula proyectada en una pared (con la ayuda de una plomada o nivel para referencia).
3. Verificar las indicaciones de la escala mecánica y digital en distintas posiciones de giro del colimador.

### 2.5.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- La superficie de referencia utilizada puede no ser perpendicular a la dirección del haz.
- La proyección sobre una pared presenta una baja nitidez.

### 2.5.3-P0(D) Periodicidad

- Semestral [7]

### 2.5.3-P1 Verificación de $E_{CB}$ mediante la proyección de un campo a gran distancia

#### 2.5.3-P1(A) Material

- Nivel digital
- Plomada

#### 2.5.3-P1(B) Método

1. Se elige una combinación de tamaño de campo, giro de colimador y giro de brazo.
2. Se marca la proyección del campo luminoso en la zona de la sala de tratamiento correspondiente, indicando la proyección de la retícula, límites del campo, indicación de orientación de cuña, etc. De este modo, se verifica simultáneamente la exactitud de las escalas angulares del colimador y brazo con gran precisión.
3. Las marcas se pintan en el ERI (estado de referencia inicial) y se pueden dejar permanentemente para referencia en las verificaciones periódicas.

### **2.5.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- La superficie de referencia utilizada puede no ser perpendicular a la dirección del haz.
- La proyección sobre una pared presenta una baja nitidez.

### **2.5.3-P1(D) Periodicidad**

- Mensual [2]

## **2.6. Tamaño del campo luminoso. Definición a DFI y DFS extendidas. Coincidencia con los indicadores, $T_c$**

### **2.6.1. Definición y objetivos**

Todos los aceleradores deberán disponer de un indicador luminoso de campo, que delimitará el campo de radiación sobre la superficie de entrada por medio de un haz luminoso [1].

El campo luminoso está definido por la proyección del haz procedente del foco luminoso y, en la mayoría de los casos, está delimitado por el sistema de colimación que conforma el campo de radiación. El tamaño de campo en el isocentro será el reflejado en los indicadores y debe coincidir, dentro de las tolerancias establecidas, con el campo de radiación.

Además, el tamaño de campo debe variar manteniendo la proporcionalidad lineal con la distancia al foco. Algunos aceleradores poseen unos colimadores de luz, situados más alejados del foco que los colimadores de radiación, y que son los que delimitarán el campo luminoso.

Se verificará que el tamaño del campo luminoso coincide con sus indicadores para cualquier giro del colimador y brazo.

### **2.6.2. Tolerancia**

- 2,0 mm para tamaños de campo  $< 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$  [4]
- 1,0% para tamaños de campo  $> 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$  [4]

### **2.6.3. Procedimientos de medida**

#### **2.6.3-P0 Verificación de $T_c$ extensiva sobre plantilla milimetrada**

##### **2.6.3-P0(A) Material**

- Plantillas marcadas sobre papel milimetrado.
- Regla con resolución mínima 0,5 mm.

### 2.6.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ .
2. Seleccionar un tamaño de campo grande (40 cm x 40 cm).
3. Situar la plantilla sobre la mesa a la altura de referencia (isocentro), y alinearla con los ejes de la retícula.
4. Verificar la coincidencia del tamaño de campo luminoso medido con los indicadores, en un intervalo representativo de todos los posibles (al menos 3, por ejemplo desde 4 a 30 cm de lado), ajustando la luz a las marcas de la plantilla y anotando el valor de los indicadores.
5. Los tamaños elegidos deben colimarse en sentido creciente y en sentido decreciente y deben medirse sobre los ejes principales del campo. Si existen discrepancias mayores que la tolerancia, verificar en primer lugar el tamaño del campo de radiación y ajustar el indicador y tamaño de campo luminoso respecto al campo de radiación.

Actualmente, los aceleradores disponen de mandíbulas independientes. Se debe verificar la concordancia entre las posiciones correspondientes a cada mandíbula y sus indicaciones respectivas. Comprobar también las posiciones negativas (traspasando el centro) así como la posición cero para cada una de ellas.

**Para distintos giros de colimador y brazo:** verificar que las posiciones de los límites de campo no varían al girar el colimador. Esto puede realizarse al mismo tiempo que se verifica la indicación de la retícula. Además, verifíquese para distintos giros de brazo. El estudio de la concordancia entre el tamaño de campo luminoso medido con el brazo a  $0^\circ$  y el campo con el brazo a  $180^\circ$  es de gran utilidad para poner de manifiesto algún problema en la alineación de la luz de campo [5].

Realizar este procedimiento para distintas combinaciones de giro de colimador, brazo y un amplio intervalo de tamaños de campo.

### **2.6.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

La asociada al diseño de la plantilla, la lectura de la medida en la regla y la penumbra luminosa del campo.

### **2.6.3-P0(D) Periodicidad**

- Anual [7] (como verificación más precisa de las pruebas mensuales)

### **2.6.3-P1 Verificación de $T_c$ para un único giro de brazo y colimador**

#### **2.6.3-P1(A) Material**

- Plantillas sobre papel milimetrado.

#### **2.6.3-P1(B) Método**

Como en 2.6.3-P0, para todo el intervalo de tamaños y alternando periódicamente alguna de las posibles combinaciones de giro de brazo y colimador.

### **2.6.3-P1(C) Principales fuentes de Incertidumbre**

La asociada al diseño de la plantilla, la lectura de la medida en la regla y la penumbra luminosa del campo.

### **2.6.3-P1(D) Periodicidad**

- Mensual [2,7]

### **2.6.3-P2 Verificación de $T_c$ para giro de brazo y colimador 0°**

#### **2.6.3-P2(A) Material**

- Plantillas sobre papel milimetrado.

#### **2.6.3-P2(B) Método**

Como en apartado 2.6.3-P0, para un tamaño de campo, cambiando cada día, brazo a 0° y colimador a 0°.

### **2.6.3-P2(C) Incertidumbre**

La asociada al diseño de la plantilla, la lectura de la medida en la regla y la penumbra luminosa del campo.

### **2.6.3-P2(D) Periodicidad**

- Diario [5,7]

*Nota:* a distancias extendidas, aplicar proporcionalidad geométrica.

## 2.7. Indicador de distancia (telémetro), $I_D$

### 2.7.1. Definición y objetivos

Los aceleradores deben disponer de un dispositivo mecánico rígido (puntero mecánico) dotado de escala que al fijarlo al colimador indica la distancia nominal entre la fuente y el isocentro.

El telémetro consiste en la proyección luminosa de una escala que debe ser ajustada para indicar la distancia anteriormente descrita.

En la práctica clínica el telémetro se utiliza, bien para ubicar la superficie de entrada a una determinada distancia de la fuente (tratamientos a DFS fija), o bien como elemento de control de calidad en el posicionamiento (tratamientos isocéntricos). Su ajuste inicial debe realizarse una vez determinada la posición del isocentro con precisión. Cabe reseñar que el indicador mecánico es más estable que el luminoso, y solamente debe modificarse tras una cuidadosa determinación de la posición del isocentro. Dada su importancia en el posicionamiento del paciente, debe verificarse tanto la indicación del telémetro a la distancia de referencia ( $DFI = 100$  cm), como la linealidad del mismo en toda su escala, comparando con una referencia mecánica conocida. Asimismo, debe verificarse su posible variación al girar el brazo y el colimador.

### 2.7.2. Tolerancia

- 2,0 mm a  $\pm 20,0$  cm del isocentro [7]
- 4,0 mm a mayor distancia del isocentro [2]

### 2.7.3. Procedimientos de medida

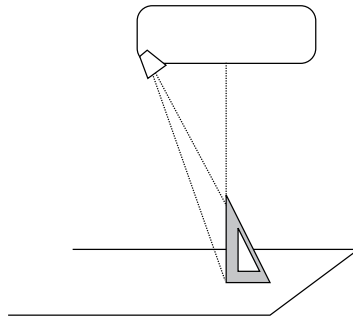
#### 2.7.3-P0 Verificación de la indicación y linealidad de $I_D$ para distintos giros de brazo y colimador

##### 2.7.3-P0(A) Material

- Nivel digital. Regla.

### 2.7.3-P0(B) Método

1. Realizar la localización del isocentro mecánico (LIM) y colocar la mesa a la altura del isocentro.
2. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ ,
3. Verificar que la distancia marcada por el telémetro sobre la mesa en este instante coincide, dentro de tolerancias, con la distancia fuente-isocentro nominal.
4. Colocar un cartabón perpendicular a la mesa para la comprobación de otras distancias (véase la Fig. 8.). La perpendicularidad de la regla debe ser comprobada con un nivel o con la trayectoria de la proyección de la cruceta, que debe pasar por ambos extremos de dicha regla. Poniendo el 100 del telémetro en el 0 de la regla, observar que el 95 del telémetro queda en el 5 de la regla, el 90 en el 10, y así sucesivamente.
5. Bajar la mesa y repetir para distancias mayores que la DFI nominal.



**Fig. 8.** Indicador de distancia.

Para comprobar que la variación del telémetro se encuentra dentro de tolerancia al girar el brazo de la unidad, disponer un puntero fino (aguja) sujeto a la mesa y a la altura de la DFI nominal proyectada por el telémetro, apoyando un papel perpendicular a la proyección del telémetro sobre la punta de la aguja. Girar el brazo cada  $30^\circ$  y recomprobar. Para otras distancias, colocar el cartabón paralelo a la mesa de manera que se proyecte la escala del telémetro como se hizo con el brazo a  $0^\circ$ .



Existen en el mercado dispositivos en forma de plano que gira en el eje horizontal que pasa por el isocentro, en los que la comprobación del telémetro al girar el brazo se realiza con facilidad.

### **2.7.3-P0(C) Principales fuentes de Incertidumbre**

Posible falta de verticalidad de la regla y ancho de líneas de la proyección telemétrica.

### **2.7.3-P0(D) Periodicidad**

- Anual [7] (como verificación más precisa de las pruebas mensuales)

### **2.7.3-P1 Verificación de la indicación y linealidad de $I_D$ para una combinación de giro de brazo y colimador**

#### **2.7.3-P1(A) Material**

Véase el apartado 2.7.3-P0(A)

#### **2.7.3-P1(B) Método**

Seguir el apartado 2.7.3-P0, sólo para ciertas combinaciones de giro de colimador, brazo y linealidad a tres DFS distintas.

### **2.7.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Por la posible falta de verticalidad de la regla y al ancho de líneas de la proyección telemétrica.

### **2.7.3-P1(D) Periodicidad**

- Mensual [5,7]

### **2.7.3-P2 Verificación de la indicación y linealidad de $I_D$ para giro de brazo y colimador 0°**

#### **2.7.3-P2(A) Material**

Véase el apartado 2.7.3-P0(A)

### **2.7.3-P2(B) Método**

Véase el apartado 2.7.3-P0, para el ángulo del colimador y brazo en 0°.

### **2.7.3-P2(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Por la posible falta de verticalidad de la regla y al ancho de líneas de la proyección telemétrica.

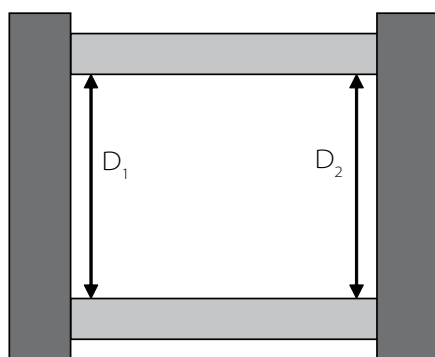
### **2.7.3-P2(D) Periodicidad**

- Diario [2,7]

## 2.8. Paralelismo de los colimadores, $P_L$

### 2.8.1. Definición y objetivos

La desviación de paralelismo la determinamos mediante el parámetro  $P_L$  a partir de la siguiente expresión, medido de esta manera (véase la Fig. 9), para el tamaño de campo cuadrado máximo y en ambas orientaciones:



$$P_L = |D_2 - D_1| \quad (1)$$

siendo  $D_i$  la distancia entre los colimadores opuestos

**Fig. 9.** Esquema donde se muestra la obtención de los parámetros utilizados en la verificación de  $P_L$

En campos no conformados, los sistemas de planificación utilizados en dosimetría clínica consideran que los campos de radiación son perfectamente rectangulares. La posición correcta de cada colimador se determina desde el origen de la retícula o centro del campo y hemos de comprobar que dicha posición se mantiene a lo largo de todo el borde del campo luminoso.

### 2.8.2. Tolerancia

$\pm 3,0$  mm [7] (equivale a  $0,5^\circ$  en 40 cm)

### 2.8.3. Procedimientos de medida

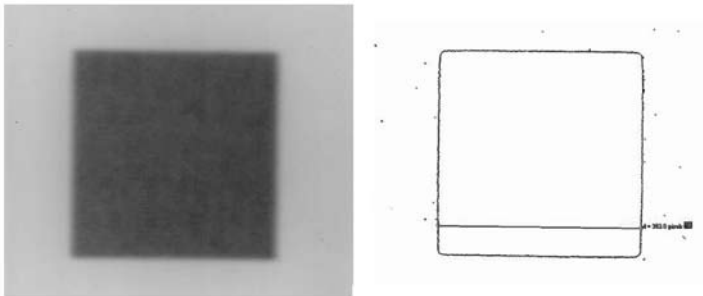
#### 2.8.3-P0 Verificación de $P_L$ mediante análisis dosimétrico de imagen

##### 2.8.3-P0(A) Material

- Sistema de obtención, registro y análisis de imágenes.

##### 2.8.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ . Tamaño de campo tan grande como permita el sistema de registro. Calcular la distancia equivalente a  $0,5^\circ$  para ese tamaño.
2. Disponer marcas radioopacas en los límites de proyección del campo luminoso y puntos externos que permitan reproducir la alineación de los ejes de la retícula. Añadir también marcas de orientación, fuera del campo.
3. Obtener la imagen.
4. Obtener la curva de isodosis del 50% (límite campo de radiación) y medir las distancias D1 y D2 (corregidas a DFI). Aplicar la expresión (1).



**Fig. 10.** Ejemplo de isocontornos extraídos con Osiris (Medical Imaging Software) v4.19. Hôpitaux Universitaires de Genève.

### **2.8.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Resolución de la imagen.
- Utilidades del programa de análisis de imágenes.

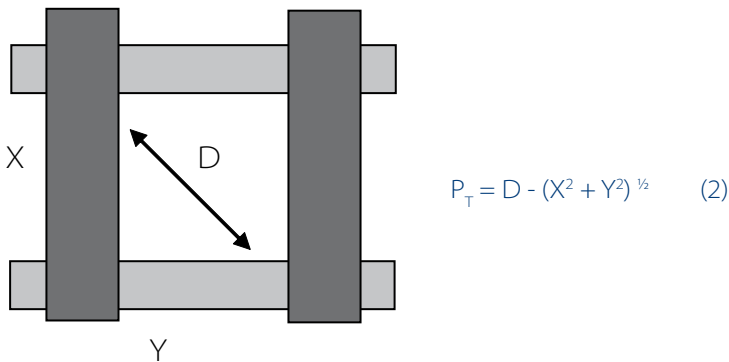
### **2.8.3-P0(D) Periodicidad**

- Semestral [7]

## 2.9. Perpendicularidad de los colimadores, $P_T$

### 2.9.1. Definición y objetivos

En la situación ideal de sistema de colimación perfectamente perpendicular, la diagonal del campo debe ser igual a la raíz de la suma de los cuadrados de los lados adyacentes. El grado de perpendicularidad del sistema de colimación se determinará según se indica en la Fig. 11, a partir de la expresión (2).



**Fig. 11.** Esquema donde se muestra la obtención de los parámetros utilizados en la verificación de  $P_T$

### 2.9.2. Tolerancia

$\pm 3,0$  mm [7] (equivale a  $0,5^\circ$  en 40 cm)

### 2.9.3. Procedimientos de medida

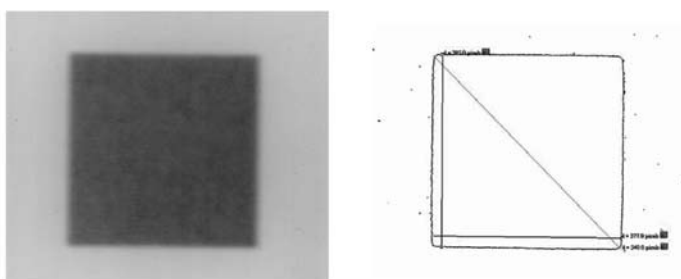
#### 2.9.3-P0 Verificación de $P_T$ mediante análisis dosimétrico de imagen

##### 2.9.3-P0(A) Material

- Sistema de obtención, registro y análisis de imágenes.

### 2.9.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ . Tamaño de campo tan grande como permita el sistema de registro. Calcular la distancia equivalente a  $0,5^\circ$  para ese tamaño.
2. Disponer marcas radioopacas en los límites de proyección del campo luminoso y puntos externos que permitan reproducir la alineación de los ejes de la retícula. Añadir también marcas de orientación, fuera del campo.
3. Obtener la imagen.
4. Obtener la curva de isodosis del 50% (límite campo de radiación) y medir las distancias D1 y D2 y las diagonales (corregidas a DFI). Aplicar la expresión (2).



**Fig. 12.** Ejemplo de isocontornos extraídos con Osiris (Medical Imaging Software) v4.19. Hôpitaux Universitaires de Genève.

### 2.9.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Resolución de la imagen.
- Utilidades del programa de análisis de imágenes.

### 2.9.3-P0(D) Periodicidad

- Semestral [7]

## 2.10. Simetría de los colimadores, $P_5$

### 2.10.1. Definición y objetivos

El sistema de colimación que delimita el campo luminoso y de radiación debe situarse de forma simétrica en todo su recorrido respecto al eje del colimador.

Una vez determinada la localización del isocentro mecánico, una asimetría de los colimadores supondría una falta de coincidencia entre campos opuestos y un desplazamiento respecto a la posición del campo deseado cuando éste conlleva el giro del colimador o del brazo a ángulos opuestos. De hecho, implica un aumento en el diámetro del elipsoide definido por la intersección de los ejes mecánicos, como se explicó anteriormente.

### 2.10.2. Tolerancia

2,0 mm [2]

### 2.10.3. Procedimientos de medida

#### 2.10.3-P0 Verificación de $P_5$ mediante análisis dosimétrico de imagen

##### 2.10.3-P0(A) Material

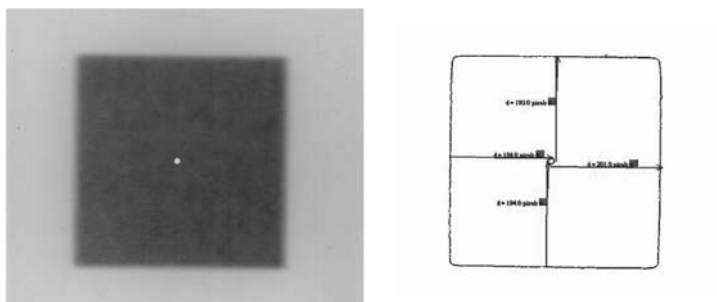
- Sistema de obtención, registro y análisis de imágenes.

##### 2.10.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ . Tamaño de campo tan grande como permita el sistema de registro. Calcular la distancia equivalente a  $0,5^\circ$  para ese tamaño.
2. Disponer marcas radioopacas en los límites de proyección del campo luminoso y puntos externos que permitan reproducir la alineación de los ejes de la retícula. Añadir también marcas de orientación, fuera del campo.



3. Obtener la imagen. Obtener la curva de isodosis del 50% y determinar la distancia existente entre el límite del campo de radiación (en distintos puntos del borde del campo) y el centro marcado.
4. Repetir con el brazo a 90° y colimador a 0° y también con brazo a 90° y colimador a 90°.



**Fig. 13.** Ejemplo de isocontornos extraídos con Osiris (Medical Imaging Software) v4.19. Hôpitaux Universitaires de Genève.

### 2.10.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Resolución de la imagen.
- Utilidades del programa de análisis de imágenes.

### 2.10.3-P0(D) Periodicidad

- Anual [2] (como verificación más precisa de las pruebas mensuales)

### 2.10.3-P1 Verificación de $P_5$ mediante el análisis de la proyección del campo luminoso

#### 2.10.3-P1(A) Material

- Plantilla sobre papel milimetrado representando un campo de 20 cm x 20 cm, con los márgenes correspondientes a la tolerancia y al nivel de acción establecidos.

### **2.10.3-P1(B) Método**

1. Situar el brazo y el colimador a 0°. Tamaño de campo de 20 cm x 20 cm.
2. Determinar sobre la plantilla el centro de las proyecciones de la retícula al girar el colimador en todo su rango.
3. Sobre la proyección luminosa del campo en la plantilla medir la distancia existente entre los límites del campo y el centro.
4. Comprobar que los bordes del campo quedan dentro del nivel de acción.

### **2.10.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Determinación del centro de las proyecciones de la retícula.
- Resolución de la regla de medida.
- Dificultad de establecer visualmente y con claridad el límite del campo luminoso

### **2.10.3-P1(D) Periodicidad**

- Mensual [2]

## 2.11. Posicionamiento de accesorios, P<sub>A</sub>

### 2.11.1. Definición y objetivos

En esta prueba se evaluarán las posibles desviaciones en la reproducibilidad del posicionamiento de los distintos accesorios. Las cuñas, bandejas y aplicadores son elementos móviles externos del acelerador, que teóricamente se colocan siempre en la misma ubicación respecto al colimador. En esta prueba se comprobará la desviación en el posicionamiento de un punto fijo del accesorio respecto a la posición media en una serie de repeticiones al introducir el accesorio varias veces. Los procedimientos de medida deben realizarse en las condiciones más desfavorables, esto es, brazo a 90° y giro de colimador tal que el montaje del accesorio sea vertical.

### 2.11.2. Tolerancia

± 2,0 mm [7]

### 2.11.3. Procedimientos de medida

#### 2.11.3-P0 Procedimiento P<sub>A</sub>

##### 2.11.3-P0(A) Material

- Etiquetas adhesivas

##### 2.11.3-P0(B) Método

1. Dibujar sobre papel adherente un círculo representando la tolerancia de la prueba.
2. Girar el brazo a 90° y pegar el papel adherente sobre el accesorio de manera que el láser quede en el centro del círculo.
3. Extraer e introducir cada accesorio al menos 4 veces.
4. Observar que el láser queda dentro de la tolerancia establecida.

### **2.11.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Delimitación del círculo en el papel adherente.
- Desviación en el centrado respecto al láser.

### **2.11.3-P0(D) Periodicidad**

- Mensual. [2]

Características Mecánicas de la Unidad (MU)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Eje de giro del brazo (mediante barra indicadora, puntero y láminas metálicas)	MU 2.1.3 P0	Semestral	+ 1,0 mm
Verificación mediante cruceta y puntero	P1	Mensual	
Eje de giro del colimador (mediante barra indicadora, puntero y láminas metálicas)	MU 2.2.3 P0	Semestral	± 1,0 mm
Verificación mediante proyecciones sobre una plantilla	P1	Mensual	
Indicador luminoso del eje del haz (cruceta o retícula)	MU 2.3.3 P0	Mensual	1,5 mm
Verificación de los láseres (mediante análisis dosimétrico de imagen)	MU 2.4.3 P0	Semestral	± 1,0 mm
Verificación mediante las proyecciones sobre un puntero	P1	Diaria	
Escalas angulares: colimador y brazo (mediante nivel y plomada)	MU 2.5.3 P0	Semestral	± 0,5°
Verificación mediante la proyección de un campo a gran distancia	P1	Mensual	
Tamaño del campo luminoso. Definición a DFI y DFS extendidas. Coincidencia con los indicadores	MU 2.6.3 P0	Anual	2,0 mm: <20 cm x 20 cm 1,0%: >20 cm x 20 cm
Verificación para un único giro de brazo y colimador	P1	Mensual	
Verificación de TC para giro de brazo y colimador 0°	P2	Diaria	
Indicador de distancia, telémetro (indicación y linealidad de ID para distintos giros de brazo y colimador)	MU 2.7.3 P0	Anual	2,0 mm: a ±20 cm 4,0 mm: a mayor distancia
Verificación de la indicación y linealidad para una combinación de giro de brazo y colimador	P1	Mensual	
Verificación de la indicación y linealidad para giro de brazo y colimador 0°	P2	Diaria	
Paralelismo de los colimadores	MU 2.8.3 P0	Semestral	± 3,0 mm
Perpendicularidad de los colimadores	MU 2.9.3 P0	Semestral	± 3,0 mm
Simetría de los colimadores (mediante análisis dosimétrico de imagen)	MU 2.10.3 P0	Anual	2,0 mm
Verificación mediante el análisis de la proyección del campo luminoso	P1	Mensual	
Posicionamiento de accesorios	MU 2.11.3 P0	Mensual	± 2 mm

## Referencias

- [1] Norma UNE-EN 61217. Equipos utilizados en Radioterapia. Coordenadas, movimientos y escalas. 1999
- [2] Kutcher G, Coia L, Gillin M, Hanson W, Leibel S, Morton R, Palta R, Purdy J, Reinstein L, Svensson G, Weller M, Wingfield L, AAPM Report No. 46, "Comprehensive QA for Radiation Oncology", Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 40, Med. Phys., 21: 581-618, 1994.
- [3] Norma UNE-EN 60976. Equipos electromédicos. Aceleradores de electrones para uso médico. Características funcionales. 2001
- [4] Hoornaert MT, Closset M, Briot E, Denis JM, Gaboriaud G, Lafay F, Tomsej M, "Contrôle de qualité des collimateurs multilames", Rapport SFPM. n° 20, Societe Française De Physique Médicale Et Societe Belge Des Physiciens Des Hopitaux 2003.
- [5] Institute Of Physics And Engineering In Medicine (IPEM), "Physics aspects of quality control in radiotherapy", IPEM Report 81, edited by Mayles WPM, Lake R, McKenzie A, Macaulay EM, Morgan, HM, Jordan TJ and Powley, SK, IPEM, York, United Kingdom, 1999.
- [6] Nath, , Peter J. Biggs, Frank J. Bova, C. Clifton Ling, James A. Purdy, Jan van de Geijn, Martin S. Weinhaus, AAPM Report No. 47, "Code of practice for radiotherapy accelerators", Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45, Med. Phys., 21: 1093-1121, 1994.
- [7] REAL DECRETO 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia.

### 3. Caracterización mecánica de la mesa de tratamiento (MM)

*Gregorio Arregui Castillo, Françoise Lliso Valverde*

#### Introducción

La mesa de tratamiento es el soporte del paciente en la unidad y consiste en un pedestal y un tablero, el cual se desplaza linealmente sobre sus tres ejes principales del espacio: vertical ( $Z_s$ ), lateral ( $X_s$ ) y longitudinal ( $Y_s$ ). La mesa debe ser horizontal y sus movimientos ortogonales entre sí y paralelos a los ejes principales de la mesa (véase tema 2, Fig.2).

El origen del sistema de coordenadas de la mesa ( $I_s$ ) [1] está situado sobre el eje vertical  $Z_f$ , a una distancia del suelo igual a la altura del isocentro respecto al suelo. La posición cero del tablero corresponde al origen  $I_s$  y debe coincidir con el isocentro. La rotación isocéntrica de la mesa un cierto ángulo ( $\theta_s$ ), corresponde a la rotación de los ejes  $X_s$ ,  $Y_s$  alrededor del eje  $Z_s$ . El valor del ángulo ( $\theta_s$ ) aumenta en el sentido de rotación anti-horario de la mesa mirando desde arriba.

La verificación de las características mecánicas de la mesa permitirá analizar:

- La posible deflexión de la mesa (flecha) con y sin carga en ambos sentidos, longitudinal y transversal.
- El funcionamiento correcto de la mesa con la máxima carga especificada.
- El correcto desplazamiento de la mesa con carga dentro de especificaciones.

- Las lecturas de las escalas de la mesa dentro de la precisión establecida. Se puede aprovechar para verificar la lectura del telémetro y del puntero [2].
- La posición del isocentro de la mesa en la isoesfera, en caso de disparidad, deberá ajustarse al definido previamente por el colimador y el brazo [3]
- La operatividad de los dispositivos de seguridad en cualquier posición.



### **3.1. Ejes de rotación de la mesa. Isocentro mecánico de la mesa, $R_{iso}$**

#### **3.1.1. Definición y objetivos**

Radio máximo trazado por la circunferencia descrita por un punto de la mesa al girarla isocéntricamente alrededor de su eje Zs.

Las técnicas de tratamiento que combinan varios campos isocéntricos con distintos giros de mesa, brazo y colimador, requieren que el eje de giro de la mesa cruce en el isocentro. Las limitaciones mecánicas implicarán que el eje de giro describa una pequeña elipse alrededor del isocentro. Los sistemas de planificación utilizados en dosimetría clínica suponen dicho isocentro como un punto en el espacio.

#### **3.1.2. Tolerancia**

- 1,5 mm [4]

#### **3.1.3 Procedimientos de medida**

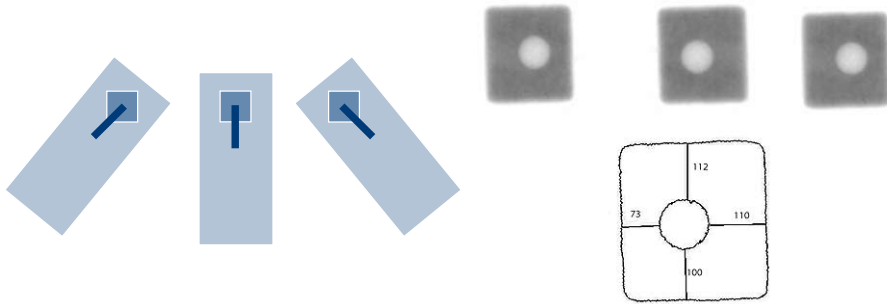
##### **3.1.3-P0 Verificación de $R_{iso}$ mediante análisis dosimétrico de imagen**

##### **3.1.3-P0(A) Material**

- Sistema de obtención, registro y análisis de imágenes.
- Puntero radioopaco

##### **3.1.3-P0(B) Método**

1. Situar el brazo y el colimador a 0°. Tamaño de campo de 5 cm x 5 cm.
2. Disponer un puntero radio-opaco (esfera, aguja) en el isocentro marcado por los láseres. Obtener el registro radiográfico de varias irradiaciones girando la mesa cada  $\theta_s=30^\circ$ . Analizar las imágenes mediante un programa informático adecuado.
3. Calcular en cada exposición la distancia del centro del campo de radiación al centro del puntero, corregido por la ampliación de la película (DFI / DFPlaca). Véase la Fig. 1.
4. Repetir con carga sobre la mesa.



**Fig. 1.** Esquema que ilustra la verificación de  $R_{150}$  a partir del análisis dosimétrico de imágenes

### 3.1.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre:

- Utilidades del programa de análisis de imágenes radiográficas

### 3.1.3-P0(D) Periodicidad

- Semestral [4]
- Para radiocirugía, mensual [3]

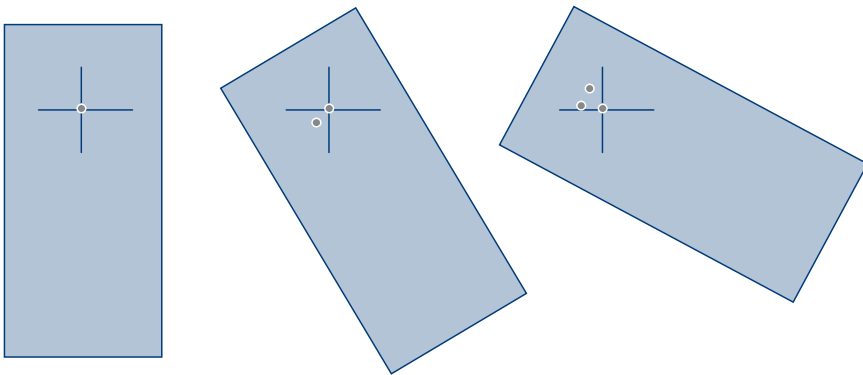
### 3.1.3-P1 Verificación de $R_{150}$ mediante la proyección del campo luminoso

#### 3.1.3-P1(A) Material

Plantilla de papel milimetrado. Regla metálica de 0,5 mm de graduación.

#### 3.1.3-P1(B) Método

1. Fijar la plantilla de papel milimetrado sobre la mesa perpendicular al eje del haz, y a la altura de referencia.
2. Marcar el centro de las proyecciones de la retícula (isocentro) al girar el colimador en todo su rango.
3. Girar la mesa isocéntricamente entre sus valores mínimo y máximo y marcar cada 30°. La distancia de las marcas al centro de las proyecciones debe ser menor que el nivel de acción.
4. Repetir con carga sobre la mesa.



**Fig. 2.** Esquema que ilustra la verificación de  $R_{150}$  a partir de la proyección del campo luminoso

### 3.1.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre:

- Resolución de la regla de medida.
- Desviaciones al marcar la proyección de la retícula.

### 3.1.3-P1(D) Periodicidad

- Mensual [5]

## 3.2. Escalas lineales, $E_{LM}$

### 3.2.1. Definición y objetivos

En general las mesas de tratamiento están provistas de escalas mecánicas o digitales previamente calibradas que indican su posición respecto al isocentro, en los tres movimientos de traslación que pueden realizar, longitudinal y transversal en el plano del tablero y desplazamiento vertical. Además, la indicación de las tres posiciones se refleja en los monitores de la sala de control y puesto de mando.

Será necesario verificar que las indicaciones digitales de los monitores coinciden con los valores indicados en el sistema de coordenadas de la mesa  $X_s$ ,  $Y_s$  y  $Z_s$ . Además, las escalas indicarán correctamente el valor de los desplazamientos realizados.

En la práctica, dependiendo de la metodología de posicionamiento del paciente, puede ocurrir que la precisión en los movimientos relativos sea más importante que la indicación absoluta (linealidad de las escalas).

### 3.2.2. Tolerancia

- 1,0 mm [4]

### 3.2.3. Procedimientos de medida

#### 3.2.3-P0 Verificación de $E_{LM}$ mediante una escala externa

##### 3.2.3-P0(A) Material

- Papel milimetrado.

##### 3.2.3-P0(B) Método

1. Realizar la LIM.
2. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ .
3. Colocar sobre la mesa, a la altura de referencia, una hoja de papel milimetrado alineado y centrado con los ejes de la retícula.
4. Situar todos los indicadores de posición de la mesa en "cero".

5. Verificar la linealidad de las escalas longitudinal y transversal.
6. Verificar la escala vertical, utilizando papel milimetrado situado en una superficie estrictamente perpendicular a la mesa.
7. Repetir con carga sobre la mesa.

#### **3.2.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre:**

- Anchura de la proyección de la retícula.

#### **3.2.3-P0(D) Periodicidad**

- Mensual [3]

### 3.3. Escalas angulares, $E_{AM}$

#### 3.3.1. Definición y objetivos

Al igual que los movimientos de traslación, la rotación isocéntrica de la mesa (y en algunos casos, la rotación del tablero), se indica en las correspondientes escalas angulares mecánicas o digitales (valor del ángulo  $\theta$ s) y mediante las correspondientes lecturas en los monitores de control.

Al igual que en el apartado anterior, se debe verificar que el origen de las escalas angulares corresponde a la posición de referencia de la mesa, y que los ángulos de giro indicados son los correctos. Es importante establecer con precisión la posición de referencia de la mesa y sus distintas angulaciones, ya que de no ser así los movimientos longitudinal y transversal (utilizados en el posicionamiento del paciente) no llevarían a las posiciones previstas.

#### 3.3.2. Tolerancia

- $0,5^\circ$  [4]

#### 3.3.3. Procedimientos de medida

##### 3.3.3-P0 Verificación de $E_{AM}$ mediante una escala externa

##### 3.3.3-P0(A) Material

- Papel milimetrado

##### 3.3.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ .
2. Situar la mesa en el origen de ángulos (se comprueba la coincidencia de la escala mecánica con los indicadores digitales)
3. Colocar sobre la mesa, a la altura de referencia, una hoja de papel milimetrado alineado y centrado con los ejes de la retícula.

4. Verificar la linealidad de la escala angular, girando la mesa entre los ángulos  $0^\circ - 90^\circ$  y  $0^\circ - 270^\circ$  comprobando los ángulos de desplazamiento de la proyección de la retícula sobre la cuadrícula.
5. Repetir con carga sobre la mesa.

**3.3.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre:**

- Anchura de la proyección de la retícula.

**3.3.3-P0(D) Periodicidad**

- Mensual [5]

## 3.4. Verticalidad de la mesa, $V_M$

### 3.4.1. Definición y objetivos

La finalidad de esta prueba será verificar que el eje desplazamiento vertical de la mesa  $Z_s$  es completamente paralelo, en la subida y bajada de la mesa, al eje  $Z_f$ , es decir la trayectoria de un punto fijo sobre el tablero de la mesa es completamente vertical.

En técnicas de tratamiento no isocéntricas, que implican desplazamiento vertical de la mesa entre campos consecutivos, la falta de verticalidad conllevaría la necesidad de corregir la posición de la mesa al aplicar dichos campos.

### 3.4.2. Tolerancia

- 2,5 mm [4] (equivale a  $0,5^\circ$  en 30 cm)

### 3.4.3. Procedimientos de medida

#### 3.4.3-P0 Verificación de $V_M$ mediante la proyección del campo luminoso

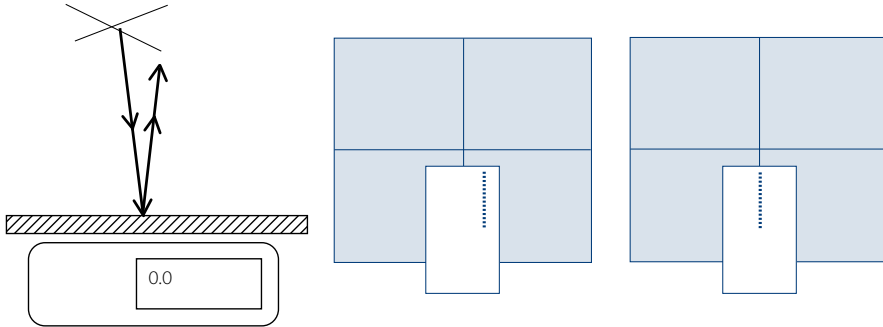
##### 3.4.3-P0(A) Material

Plantilla de papel milimetrado, donde se ha marcado el centro de la retícula y un círculo que contemple la tolerancia recomendada.

##### 3.4.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo de la unidad a  $0^\circ$ . (Lo cual puede verificarse con un espejo sobre un nivel digital y girando el brazo de la unidad hasta que el reflejo de la cruceta dé sobre ella misma, véase la Fig. 3).
2. Disponer la plantilla sobre la mesa a la altura de referencia, alineada y centrada con la proyección de la retícula.
3. Desplazar la mesa a  $DFI \pm 30$  cm y comprobar que la retícula se mantiene dentro de la tolerancia recomendada.
4. Repetir con carga sobre la mesa.





**Fig. 3.** Esquema que ilustra la verificación de  $V_M$

### 3.4.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre:

- Anchura de la proyección de la retícula.
- Inmovilización del espejo y el nivel.
- Paralelismo entre el nivel y el espejo.

### 3.4.3-P0(D) Periodicidad

- Mensual [3, 6]

## 3.5. Horizontalidad longitudinal del tablero, $H_T$

### 3.5.1. Definición y objetivos

La finalidad de esta prueba será verificar que el eje desplazamiento longitudinal de la mesa  $Y_s$  es completamente paralelo, en una amplia extensión de movimiento de la mesa, al eje  $Y_f$ . En definitiva, se trata de evaluar el grado de deflexión del extremo craneal del tablero respecto a su punto medio, con y sin carga.

En la correcta reproducibilidad de la posición del paciente entre el TAC y la unidad de tratamiento resulta fundamental que la mesa de tratamiento sea completamente horizontal al igual que la mesa del TAC y la del simulador.

### 3.5.2. Tolerancia

- $1,0^\circ$  [4] (equivale a 5 mm en 30 cm)

### 3.5.3. Procedimientos de medida

#### 3.5.3-P0 Verificación de $H_T$ mediante el uso de un nivel

##### 3.5.3-P0(A) Material

- Nivel digital.

##### 3.5.3-P0(B) Método

1. Colocar el nivel sobre la mesa sin carga, en distintas posiciones a lo largo de su eje longitudinal.
2. Verificar que la mesa es completamente plana en todo su recorrido y no existen zonas con deflexión.
3. Colocar el nivel en el extremo de la mesa y verificar que se mantiene la horizontalidad al desplazar el tablero en todo su recorrido longitudinal de uso clínico.
4. Repetir las medidas con carga sobre la mesa.

**3.5.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre:**

- La asociada a la medida con el nivel digital.

**3.5.3-P0(D) Periodicidad**

- Mensual [5]

## 3.6. Horizontalidad lateral del tablero, $H_L$

### 3.6.1. Definición y objetivos

La finalidad de esta prueba será verificar que el eje desplazamiento lateral de la mesa Xs es completamente paralelo, en una amplia extensión de movimiento lateral de la mesa, al eje X de sala. En definitiva, evaluar el grado de deflexión existente entre los extremos laterales del tablero, respecto a su punto medio, con y sin carga.

### 3.6.2. Tolerancia

- $0,5^\circ$  [4]

### 3.6.3. Procedimientos de medida

#### 3.6.3-P0 Verificación de $H_L$ mediante el uso de un nivel

##### 3.6.3-P0(A) Material

- Nivel digital.

##### 3.6.3-P0(B) Método

1. Colocar el nivel sobre el centro y extremos laterales de la mesa sin carga.
2. Verificar sobre distintas zonas del tablero que está completamente alineada y no existen zonas con deflexión.
3. Colocar el nivel en cada lado de la mesa y verificar que se mantiene la horizontalidad al desplazar el tablero en todo su recorrido lateral de uso clínico.
4. Repetir las medidas con carga sobre la mesa.

##### 3.6.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre:

- La asociada a la medida con el nivel digital

##### 3.6.3-P0(D) Periodicidad

- Mensual [5]

## **3.7. Reproducibilidad de elementos de posicionamiento e inmovilización del paciente, PIP**

### **3.7.1. Definición y objetivos**

La finalidad de la prueba será la verificación de la correcta reproducibilidad en el posicionamiento de los accesorios utilizados en la alineación e inmovilización del paciente, respecto a puntos fijos de la mesa.

Los elementos de posicionamiento e inmovilización del paciente se utilizan para fijar una determinada posición del paciente y asegurar que es reproducible en el conjunto de sesiones del tratamiento. Se trata de verificar el correcto estado de los accesorios y la reproducibilidad en su posicionamiento respecto a la mesa, que debe ser precisa e invariante dentro de ciertos niveles de tolerancia. La finalidad será evitar errores sistemáticos mediante la localización exacta de referencias que ayuden al correcto posicionamiento del paciente, tanto en el TAC como en el acelerador. Si el accesorio se compone de varias piezas, se debe comprobar la posible desviación en la colocación relativa.

### **3.7.2. Tolerancia**

- $\pm 2.0$  mm [4]

### **3.7.3. Procedimientos de medida**

#### **3.7.3-P0 Procedimiento PIP**

##### **3.7.3-P0(A) Material**

- Rotulador de punta fina.

##### **3.7.3-P0(B) Método**

1. En accesorios de varios componentes (p.ej.: reposacabezas), comprobar al menos cuatro veces, mediante marcas en todas las piezas, que éstas se ajustan correctamente al montar y desmontar.
2. Para accesorios de inmovilización acoplados a la mesa, se comprobará mediante marcas en ambos sistemas la reproducibilidad en el ajuste sobre la mesa de dichos accesorios.

**3.7.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre:**

- La asociada a la regla y el rotulador utilizados, aparte de la pericia del operador.

**3.7.3-P0(D) Periodicidad**

- Semestral [4]

Características Mecánicas de la Mesa de Tratamiento (MT)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Ejes de rotación de la mesa. Isocentro mecánico de la mesa (mediante análisis dosimétrico de imagen radiográfica)	MM 3.1.3 P0	Semestral Mensual (RC) <sup>1</sup>	1,5 mm
Verificación mediante la proyección del campo luminoso	P1	Mensual	
Escalas lineales	MM 3.2.3 P0	Mensual	1,0 mm
Escalas angulares	MM 3.3.3 P0	Mensual	0,5°
Verticalidad de la mesa	MM 3.4.3 P0	Mensual	2,5 mm
Horizontalidad longitudinal del tablero	MM 3.5.3 P0	Mensual	1,0°
Horizontalidad lateral del tablero	MM 3.6.3 P0	Mensual	0,5°
Reproducibilidad de elementos de posicionamiento e inmovilización de pacientes (PIP)	MM 3.7.3 P0	Semestral	± 2 mm

<sup>1</sup> Radiocirugía

## Referencias

- [1] Norma UNE-EN 61217. Equipos utilizados en Radioterapia. Coordenadas, movimientos y escalas. 1999
- [2] Nath R, Biggs P, Bova F, Ling C, Purdy J, van de Geijn J, Weinhaus M, AAPM Report No. 47, "Code of practice for radiotherapy accelerators", Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45, Med. Phys., 21: 1093-1121, 1994.
- [3] Institute Of Physics And Engineering In Medicine (IPEM), "Physics aspects of quality control in radiotherapy", IPEM Report 81, edited by Mayles, W.P.M., Lake, R., McKenzie, A., Macaulay, E.M., Morgan, H.M., Jordan, T.J. and Powley, S.K, IPEM, York, United Kingdom, 1999.
- [4] REAL DECRETO 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia.
- [5] Hoornaert MT, Closset M, Briot E, Denis JM, Gaboriaud G, Lafay F, Tomsej M, "Contrôle de qualité des collimateurs multilames", Rapport S.F.P.M. n° 20, Societe Française De Physique Médicale Et Societe Belge Des Physiciens Des Hopitaux 2003.
- [6] Kutcher G, Chairman, Task Group No. 40. Comprehensive Quality Assurance for Radiation Oncology, Radiation Therapy Committee (American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD), Med.Phys. 21, 581-618, 1994.



## 4. Parámetros geométricos del haz de radiación (GHR)

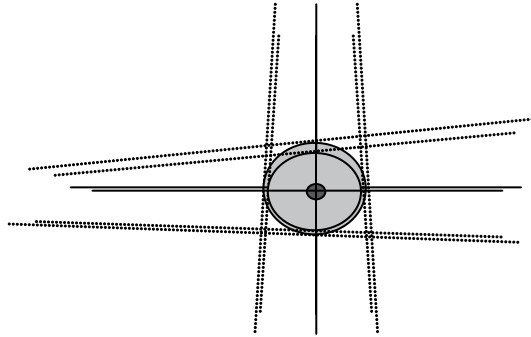
*Gregorio Arregui Castillo*

### Introducción

En el conjunto de rotaciones que afectan a distintos dispositivos del acelerador (brazo, colimador y mesa), y para un campo de radiación simétrico, el centro de dicho campo debe ser coincidente con el isocentro mecánico, dentro de las tolerancias establecidas. Sin embargo, hay varios factores que pueden hacer que existan desviaciones importantes, como un desplazamiento de las mandíbulas al girar el brazo por efecto de la gravedad, o una fuente radiante fuera del eje de giro del colimador.

Estas variaciones sumadas a pequeños desajustes mecánicos propios de la unidad, forman lo que denominamos isocentro de radiación (véase la Fig. 1), que será en general un elipsoide que engloba al isocentro puramente mecánico.

La finalidad de las distintas pruebas descritas a continuación será determinar el diámetro máximo de dicho elipsoide (isocentro de radiación) en los giros combinados del colimador y brazo.



**Fig. 1.** Representación del isocentro de radiación.

Las dimensiones de este campo de radiación vienen simuladas por un haz de luz que coincidirá, dentro de tolerancias, con el haz de radiación.

## **4.1. Coincidencia entre campo luminoso y de radiación, L-R**

### **4.1.1. Definición y objetivos**

La finalidad de la prueba será la verificación del grado de coincidencia entre la fuente radiante y la fuente luminosa.

El campo luminoso es la única referencia visual disponible para un observador de la fuente radiante, por lo que resulta indispensable evaluar de forma precisa que su grado de coincidencia se encuentra dentro de los niveles de tolerancia establecidos.

### **4.1.2. Tolerancia [1]**

- 2 mm tamaños de campo < 20 cm x 20 cm
- 1% para tamaños de campo > 20 cm x 20 cm

### **4.1.3. Procedimientos de medida**

#### **4.1.3-P0 Verificación de la coincidencia L-R mediante análisis dosimétrico de imagen**

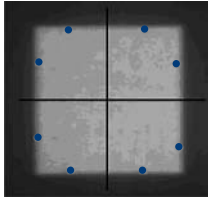
##### **4.1.3-P0(A) Material**

- Sistema de obtención, registro y análisis de imágenes.

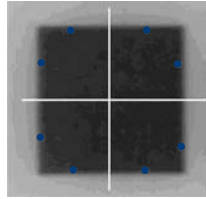
##### **4.1.3-P0(B) Método**

1. Situar el brazo y el colimador a 0°. Tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm y 30 cm x 30 cm
2. Colocar marcas radioopacas que señalen los límites de proyección del campo luminoso, y marcas externas que permitan reproducir la alineación de los ejes de la retícula (véase la Fig. 2).
3. Obtener una imagen radiográfica sobre el soporte adecuado
4. Analizar la imagen mediante un programa informático adecuado.
5. Obtener sobre los cuatro límites del campo de radiación el valor del 50% de dosis respecto al eje central.

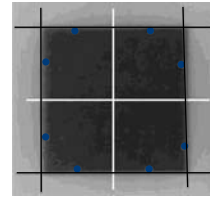
6. Evaluar, sobre cada borde del campo, el grado de coincidencia entre el límite del campo luminoso y de radiación.
7. Repetir los pasos 1 a 7 para ángulos de brazo  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$ .



Colocar marcas radiopacas que indiquen los bordes del campo luminoso.



Sobre la imagen radiográfica, buscar puntos de 50% dosis



Trazar líneas y medir distancias

**Fig. 2.** Coincidencia campo luminoso – campo radiación.

#### 4.1.3-P0(C) Incertidumbre

- Resolución del sistema de obtención y registro de imágenes radiográficas.
- Utilidades del programa de análisis de imágenes radiográficas.

#### 4.1.3-P0(D) Periodicidad

- Semestral

#### 4.1.3-P1 Evaluación visual del grado de coincidencia L-R

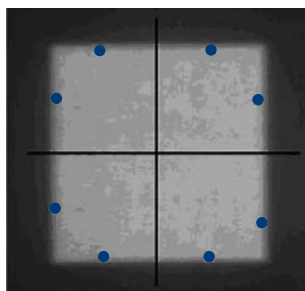
##### 4.1.3-P1(A) Material

- Sistema de obtención, registro y análisis de imágenes radiográficas.

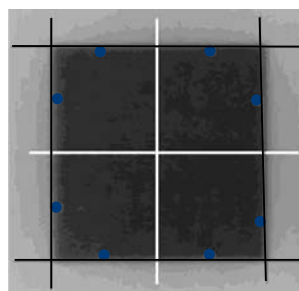
##### 4.1.3-P1(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ . Tamaño de campo de 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm y 30 cm x 30 cm
2. Colocar marcas radioopacas que señalen los límites de proyección del campo luminoso, y marcas externas que permitan reproducir la alineación de los ejes de la retícula (véase la Fig. 3).

3. Obtener una imagen radiográfica sobre el soporte adecuado
4. Evaluar visualmente la coincidencia entre las referencias del campo luminoso y el límite del campo de radiación observado. Este método permitirá evaluar que estamos dentro del nivel de acción.



Colocar marcas radiopacas que indiquen los bordes del campo luminoso.



Medir distancias

**Fig. 3.** Evaluación visual con imagen radiográfica coincidencia luminoso – radiación.

#### 4.1.3-P1(C) Incertidumbre

- Subjetividad visual a la hora de definir el borde del campo de radiación.

#### 4.1.3-P1(D) Periodicidad

- Mensual [1-3], eligiendo rotatoriamente una combinación de tamaño de campo y giro de brazo.

## 4.2. Isocentro de radiación respecto al giro del brazo, $I_{BR}$

### 4.2.1. Definición y objetivos

En esta prueba se determinará el grado de coincidencia entre el eje de la fuente de radiación y el eje de giro mecánico del brazo. Como se ha indicado anteriormente, dicha variación dependerá en primer término de las holguras mecánicas, pero a ello se une la posible desviación de la fuente respecto al eje de giro del colimador y el ligero desplazamiento que puedan sufrir los colimadores al girar el brazo de la unidad debido al efecto de la gravedad.

Un posible desplazamiento del eje de la fuente radiante respecto al giro del brazo implica variaciones en las distribuciones de dosis previamente obtenidas en la dosimetría clínica, lo que conlleva la existencia de errores sistemáticos durante el tratamiento de los pacientes. Un grado de coincidencia fuera de los niveles de tolerancia establecidos debe ser detectado lo antes posible y corregido por el servicio técnico de la unidad.

### 4.2.2. Tolerancia

- Para radioterapia: 2 mm diámetro [2, 3]
- Para radiocirugía: 1 mm diámetro [3]

### 4.2.3. Procedimientos de medida

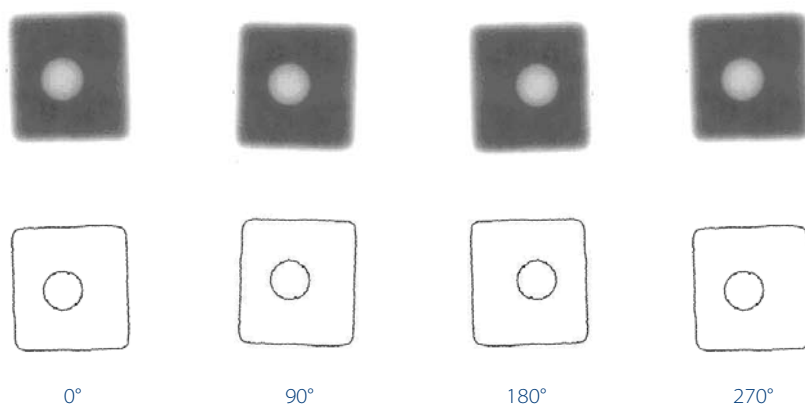
#### 4.2.3-P0 Verificación del $I_{BR}$ mediante análisis dosimétrico de imagen

##### 4.2.3-P0(A) Material

- Puntero radio-opaco (aguja, esfera).
- Sistema de obtención, registro y análisis de imágenes radiográficas.

#### 4.2.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ . Tamaño de campo de  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ .
2. Disponer un puntero radio-opaco (esfera, aguja) en el isocentro marcado por los láseres.
3. Obtener el registro radiográfico del campo de radiación con distintas angulaciones del brazo ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$ ), de forma independiente respecto a la mesa (véase la Fig. 4). Marcar una referencia de orientación de los campos de radiación.
4. Analizar las imágenes obtenidas mediante un programa informático adecuado, y localizar los bordes del campo de radiación (50% de dosis respecto al eje central).
5. Hallar en cada angulación la distancia del centro del campo de radiación al puntero, corregida por la ampliación de la imagen ( $DFI / DF_{\text{Plano\_de\_registro}}$ ).



**Fig. 4.** La distancia entre centros puede obtenerse midiendo las distancias de cada borde del campo de radiación al punto más cercano de la esfera y restando.

Realizar el siguiente análisis:

Análisis	Código	Significado
$\left  \frac{a_0 + a_{180}}{2} \right $	$I_{bx}$	radio del isocentro de radiación en la dirección X
$\left  \frac{a_{270} + a_{90}}{2} \right $	$I_{bz}$	radio del isocentro de radiación en la dirección Z
$\max_{i \neq j} \left  \frac{b_i - b_j}{2} \right $ $i=0, 90, 180, 270$	$I_{by}$	radio del isocentro de radiación en la dirección Y

Mencionaremos aquí las pruebas denominadas de “estrella” por tratarse de verificaciones muy extendidas en la literatura [1-3]. Aunque en este tema se muestra un tipo de verificación alternativa, la descripción de las pruebas basadas en haces en “estrella” puede encontrarse en el tema 10.

#### 4.2.3-P0 (C) Incertidumbre

- Resolución del sistema de obtención y registro de imágenes radiográficas. Se recomienda un mínimo de 250 ppp (puntos por pulgada), lo que implica que cada píxel mide 0,1 mm
- Utilidades del programa de análisis dosimétrico de imágenes.

#### 4.2.3-P0 (D) Periodicidad

- Anual
- Mensual si la estimación de los bordes del campo y del puntero se hacen sin programa de análisis dosimétrico de imágenes radiográficas (diario para radiocirugía).

#### 4.2.3-P1 Evaluación del $I_{BR}$ con película radiográfica y plantilla de referencia

##### 4.2.3-P1(A) Material

- Puntero radio-opaco (aguja, esfera),
- Película radiográfica o radiocrómica y sistema de fijación.
- Plantilla de comparación.



#### 4.2.3-P1(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ . Tamaño de campo de 5 cm x 5 cm.
2. Disponer un puntero radio-opaco (esfera, aguja) en el isocentro marcado por los láseres.
3. Situar la película sobre un dispositivo fijado al cabezal, de tal forma que permita obtener el registro radiográfico del campo de radiación a distintas angulaciones del brazo ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$  en distintas placas o en diferentes localizaciones de una misma placa), de forma independiente respecto a la mesa.
4. Obtener las imágenes.
5. Disponer un plantilla de comparación sobre una transparencia donde se represente el campo teórico y el puntero más margen en función de la tolerancia y el nivel de acción de la prueba, todo ello corregido por la ampliación de la placa (DFI / DFPlaca):

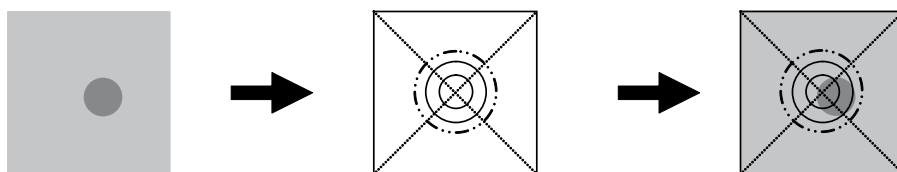


Fig. 5. Verificación del  $I_{BR}$  mediante plantilla comparativa

#### 4.2.3-P1(C) Incertidumbre

- Correcta alineación de los bordes del campo con la plantilla.

#### 4.2.3-P1(D) Periodicidad

- Mensual
- Diario si se hace radiocirugía [3]

## 4.3. Isocentro de radiación respecto al giro del colimador, $I_{CR}$

### 4.3.1. Definición y objetivos

La finalidad de la prueba será evaluar el grado de coincidencia entre el eje de la fuente de radiación y el eje de giro mecánico del colimador. Como se ha indicado anteriormente, las posibles variaciones dependen en primer término de las holguras mecánicas, pero a ello se une la posible desviación de la fuente respecto al eje de giro del colimador y la asimetría del sistema de colimación.

En técnicas de tratamiento que conllevan el giro del colimador, éste no debe desplazar el eje mecánico respecto al eje de la fuente de radiación fuera de los niveles de tolerancia establecidos, con la finalidad de evitar desviaciones importantes en la correcta aplicación del tratamiento respecto a las distribuciones de dosis previamente planificadas.

### 4.3.2. Tolerancia

- Para radioterapia: 2 mm “diámetro” [2, 3]
- Para radiocirugía: 1 mm “diámetro” [3]

### 4.3.3. Procedimientos de medida

#### 4.3.3-P0 Verificación del $I_{CR}$ mediante análisis dosimétrico de imagen radiográfica

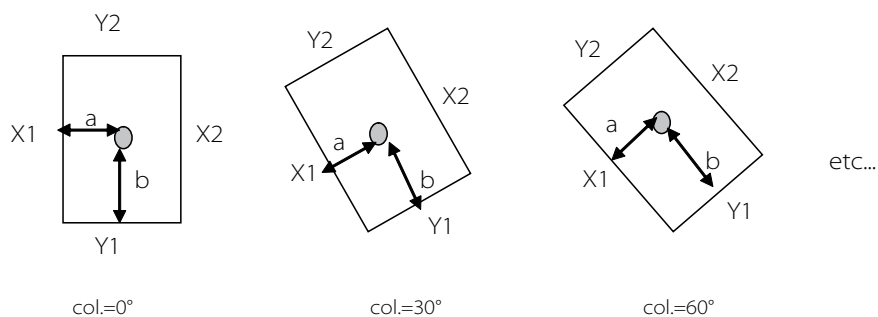
##### 4.3.3-P0(A) Material

- Puntero radio-opaco (aguja, esfera).
- Sistema de obtención, registro y análisis de imágenes radiográficas

##### 4.3.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a 0°. Tamaño de campo de 5 cm x 5 cm.
2. Disponer un puntero radio-opaco (esfera, aguja) en el isocentro marcado por los láseres.

3. Con el brazo a 0° (repetir con brazo a 90° para el ERI), obtener el registro radiográfico de varios campos girando el colimador cada 30° (véase la Fig. 6).
4. Analizar las imágenes mediante un programa informático adecuado.
5. Localizar los bordes del campo de radiación (50% dosis) y hallar en cada disparo la distancia al puntero de dos aristas contiguas del campo de radiación, corregidas por la ampliación de la placa (DFI/DFPlaca). La mayor diferencia entre cada una de estas distancias y la media de todas ellas debe ser menor que la tolerancia.



$$\max |a_i - a_{\text{media}}| < \text{tolerancia}$$

$$\max |b_i - b_{\text{media}}| < \text{tolerancia}$$

**Fig. 6.** Verificación de  $I_{CR}$

#### 4.3.3-P0(C) Incertidumbre

- Resolución del sistema de obtención y registro de imágenes radiográficas. Se recomienda un mínimo de 250 ppp (puntos por pulgada), lo que implica que cada píxel mide 0,1 mm.
- Utilidades del programa de análisis dosimétrico, fiabilidad de la extracción de isocontornos.
- Precisión del operador al medir distancias.

#### **4.3.3-P0(D) Periodicidad**

- Anual
- Mensual si la estimación de los bordes del campo y del puntero se hacen sin programa de análisis dosimétrico de imágenes radiográficas (diario para radiocirugía).

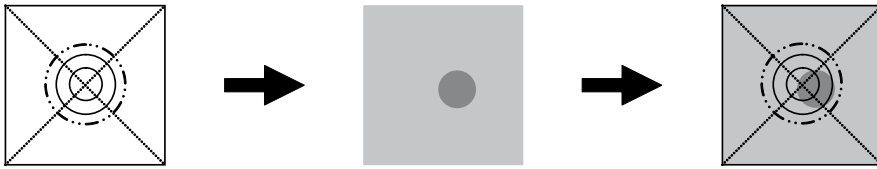
#### **4.3.3-P1 Evaluación del $I_{CR}$ con película radiográfica y plantilla de referencia**

##### **4.3.3-P1(A) Material**

- Puntero radio-opaco (aguja, esfera).
- Película radiográfica o radiocrómica y sistema de fijación.
- Plantilla de comparación.

##### **4.3.3-P1(B) Método**

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ . Tamaño de campo de 5 cm x 5 cm.
2. Disponer un puntero radio-opaco (esfera, aguja) en el isocentro marcado por los láseres.
3. Situar la película sobre la mesa a DFI, de tal forma que permita obtener el registro radiográfico del campo de radiación a distintas angulaciones del colimador ( $0^\circ$ ,  $\pm 30^\circ$ ,  $\pm 60^\circ$  y  $\pm 90^\circ$ ), de forma independiente respecto a la mesa.
4. Fabricar un plantilla de comparación (véase la Fig. 7) sobre una transparencia donde se represente el campo teórico y el puntero más margen en función de la tolerancia y el nivel de acción de la prueba, todo ello corregido por la ampliación de la placa (DFI / DFPlaca).



**Fig. 7.** Verificación del  $I_{CR}$  mediante plantilla comparativa.

#### 4.3.3-P1(C) Incertidumbre

- Con este método, la incertidumbre proviene de la correcta alineación de los bordes del campo con la plantilla.

#### 4.3.3-P1(D) Periodicidad

- Mensual
- Diario si se hace radiocirugía [3]

Parámetros Geométricos del Haz de Radiación (GHR)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Coincidencia entre campo luminoso y radiante (L-R), verificación mediante análisis dosimétrico de imagen	GHR 4.1.3-P0	Semestral	2 mm; (tamaños de campo < 20 cm x 20 cm)
Evaluación visual grado de coincidencia L-R	P1	Mensual	1%; (tamaños de campo > 20 cm x 20 cm)
Isocentro de radiación respecto al giro del brazo, verificación mediante análisis dosimétrico de imagen	GHR 4.2.3-P0	Anual Mensual ( ver criterios en 4.2.3-P0)	Radioterapia: 2 mm de diámetro
Evaluación con película radiográfica y plantilla de referencia	P1	Mensual Diario si Radiocirugía	Radiocirugía: 1 mm de diámetro, con periodicidad diaria (si hay tratamiento)
Isocentro de radiación respecto al giro del cabezal, verificación mediante análisis dosimétrico de imagen	GHR 4.3.3-P0	Anual Mensual ( ver criterios en 4.3.3-P0)	Radioterapia: 2 mm de diámetro
Evaluación con película radiográfica y plantilla de referencia	P1	Mensual Diario si Radiocirugía	Radiocirugía: 1 mm de diámetro, con periodicidad diaria (si hay tratamiento)

## Referencias

- [1] Cozzi L, Fogliata-Cozzi A, Ionescu-Farca F, Lomax N, Roser H, Schneider U, Trueb P, "Quality Control of Medical Electron Accelerators", Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics, Recommendations Number 11, ISBN: 3 908 125 34 0, 2003.
- [2] Kutcher G, Coia L, Gillin M, Hanson W, Leibel S, Morton R, Palta R, Purdy J, Reinstein L, Svensson G, Weller M, Wingfield L, AAPM Report No. 46, "Comprehensive QA for Radiation Oncology", Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 40, Med. Phys., 21: 581-618, 1994.
- [3] Institute Of Physics And Engineering In Medicine (IPEM), "Physics aspects of quality control in radiotherapy", IPEM Report 81, edited by Mayles P, Lake R, McKenzie A, Macaulay E, Morgan, H, Jordan T and Powley S, IPEM, York, United Kingdom, 1999.





## 5. Energía del haz en fotones (EF): características espectrales

*Maria Jesús Cesteros Morante*

### Introducción

Los aceleradores lineales multienergéticos, según los requerimientos de aplicación clínica, se diseñan para producir haces de fotones o rayos X de diferentes energías o calidades del haz.

El haz de fotones se genera como radiación de frenado (*bremsstrahlung*), a partir de un haz de electrones acelerado que incide sobre un blanco de material con número atómico elevado (generalmente tungsteno). En este rango de energía (MeV) se utilizan principalmente blancos de transmisión, ya que los fotones se emiten principalmente en la misma dirección que los electrones incidentes, y además la eficiencia de producción de rayos X aumenta rápidamente con la energía de los electrones incidentes.

El haz de fotones resultante presenta un espectro continuo en energías, con energía nominal ( $E$ ) y energía máxima ( $E_{m\acute{a}x.}$ ) expresada en megavoltios (MV), e igual a la del haz de electrones incidente (MeV). La energía media del haz de rayos X es aproximadamente un tercio de  $E_{m\acute{a}x.}$

El espectro del haz de fotones resultante, depende fundamentalmente de la energía de los electrones incidentes y del número atómico y espesor del blanco. La energía media del haz de fotones será mayor si se utiliza un blanco delgado, pero el número de rayos X generados será menor respecto al de un blanco grueso. Diferentes estudios [1] han concluido que con energías de electrones incidentes superiores a 10 MeV, un blanco grueso de tungsteno proporciona el mejor compromiso entre tasa de fluencia energética y energía, mien-

tras con energías de electrones superiores será más adecuado utilizar un blanco grueso de aluminio.

Los principales parámetros del acelerador que influyen sobre la energía de los electrones acelerados son [2,3]:

- La corriente de cañón: establece el número de electrones inyectados en la guía. Para una potencia determinada en la guía aceleradora, un aumento en el número de electrones, conlleva una reducción de la energía total del haz.
- Potencia de la fuente de radiofrecuencia: puede modificar además de la energía de los electrones acelerados, la homogeneidad y simetría del haz.

## 5.1. Calidad del haz de fotones

### 5.1.1. Definición y objetivos

Se utiliza el término **calidad del haz**, como sinónimo de la energía del haz; de esta forma se evitan posibles confusiones derivadas del hecho de que la energía de los haces de fotones es continua.

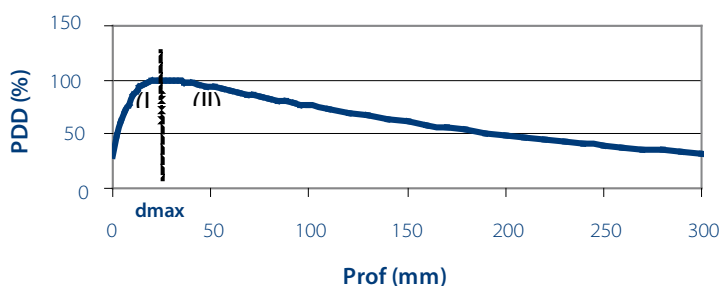
En la literatura [4, 5] existen varios parámetros descriptores de la calidad del haz que se describen a continuación. Todos ellos se basan en la penetración del haz en un medio homogéneo, el agua.

#### Porcentaje de dosis absorbida en profundidad (PDD)

Se define como el porcentaje de dosis absorbida a una profundidad (z) del eje central, normalizada respecto a la dosis a una profundidad de referencia ( $z_r$ ) en dicho eje, manteniendo constante la distancia fuente-superficie (DFS) y el tamaño de campo. A la curva así obtenida se denomina curva de porcentaje de dosis absorbida en profundidad (PDD). Habitualmente, la profundidad de referencia se establece a la profundidad de la dosis absorbida máxima ( $d_{m\acute{a}x}$ ).

$$PDD = (D_z / D_{z_r}) * 100$$

Curva del porcentaje de dosis absorbida en profundidad (PDD)



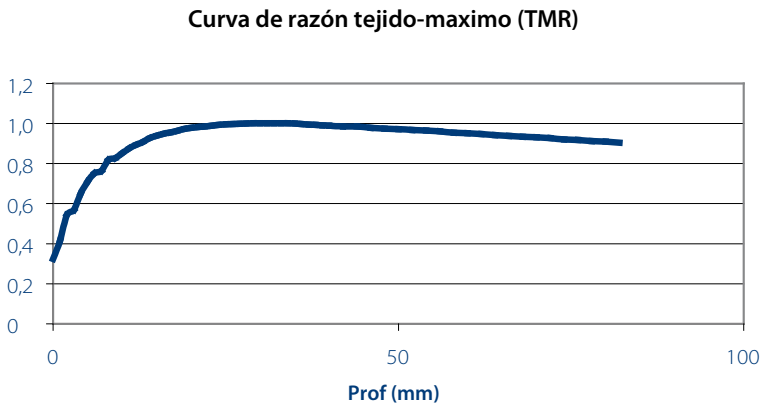
**Fig. 1.** Representación gráfica del porcentaje de dosis absorbida en profundidad, en agua, para un haz de 15 MV

En la Fig. 1 se muestra la curva de dosis absorbida en profundidad correspondiente a un haz de 15 MV; en la misma se distinguen dos re-

giones claramente diferenciadas: una zona de acumulación (*build-up*) (I) situada entre la superficie y  $d_{m\acute{a}x}$ ; su forma creciente se debe al aumento inicial de los electrones secundarios generados como resultado de la interacción de los fotones con el medio. Estos electrones tienen un alcance aproximadamente igual a  $d_{m\acute{a}x}$ . A continuación (zona II) la curva presenta un comportamiento decreciente aproximadamente exponencial que determina la calidad del haz de fotones, y que se debe a la reducción de la fluencia de fotones con la profundidad causada por la atenuación de fotones en el medio

### Razón tejido maniquí (TPR)

Se define como el cociente de la dosis absorbida en agua a una profundidad ( $z$ ) del eje central, normalizada respecto a la dosis a una profundidad de referencia ( $z_r$ ) en dicho eje, manteniendo constante la distancia fuente-detector (DFD) y el tamaño de campo en el punto de medida (véase la Fig. 2). Habitualmente, la profundidad de referencia se establece a 10 cm, o a la profundidad de dosis máxima ( $d_{m\acute{a}x}$ ). En este último caso, a la curva generada se la denomina razón tejido máximo (TMR).



**Fig. 2.** Curva de razón tejido maniquí (TPR)

Los principales parámetros descritos en la literatura como indicadores de la calidad del haz son:

1.  $TPR_{20,10}$ : Es el parámetro más utilizado y se define como el cociente de la dosis absorbida medida a las profundidades de 20 y 10

cm en un maniquí de agua, manteniendo constante la distancia fuente-detector (DFD = 100 cm) y un tamaño de campo 10 cm x 10 cm en el plano del detector.

Sus principales ventajas son:

- Su medida no está influenciada por la contaminación electrónica en la superficie del agua.
- Con gran aproximación no depende de la distancia fuente-detector.
- Al ser el cociente de dos medidas, posibles errores en el posicionamiento del detector afectarán muy poco al resultado.
- La razón de poderes de frenado agua-aire ( $s_{w,air}$ ) varía muy poco con la  $TPR_{20,10}$ , por lo que reduce la incertidumbre asociada en la calibración de cámaras de ionización para la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.

**2.  $PDD_{20,10}$ :** Se define como el cociente de la dosis absorbida medida a las profundidades de 20 cm y 10 cm en un maniquí de agua, manteniendo constante la distancia fuente-superficie del maniquí (DFS = 100 cm) y un tamaño de campo 10 cm x 10 cm en superficie.

Su principal ventaja es que resulta más sencillo y rápido de medir que el parámetro anterior. Ambos parámetros se pueden relacionar a través de la siguiente expresión [5]:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595$$

**3.  $PDD(10)$  y  $PDD(10)_x$ :** [6]

**$PDD(10)$ :** Se define como el porcentaje de dosis absorbida obtenido a la profundidad de 10 cm, normalizado respecto a la dosis en  $d_{máx.}$  para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm y DFS = 100 cm.

Su principal ventaja es que existe una relación prácticamente lineal entre este parámetro y la razón de poderes de frenado agua aire, lo que reduce la incertidumbre en la determinación de la

dosis absorbida en agua. Sin embargo presenta el inconveniente de que su medida puede estar influenciada por la contaminación electrónica existente en la región de  $d_{\text{max}}$ .

Para evitar la contaminación de electrones, se utiliza el **PDD(10)<sub>x</sub>** se define como el porcentaje de dosis absorbida obtenido a la profundidad de 10 cm en un maniquí de agua debido únicamente a fotones (excluyendo la contaminación de electrones). Para energías superiores a 10 MV el PDD(10)<sub>x</sub> se obtiene a partir del PDD(10), interponiendo una lámina de 1 mm de Pb a unos 50 cm de la superficie del maniquí. Para energías menores de 10 MV el PDD(10)<sub>x</sub> es el PDD(10) medido en el campo abierto, sin utilizar la lámina de Pb.

4.  **$d_{\text{max}}$** : medido en el eje central del haz sobre un maniquí de agua, se define como la profundidad a la que se obtiene el máximo de dosis absorbida, para una DFS y un tamaño de campo determinados (normalmente DFS=100 cm y un campo de 10 cm x 10 cm en la superficie).

Presenta el inconveniente de que está influenciado por la contaminación electrónica existente en la región de acumulación. En energías elevadas, la región  $d_{\text{max}}$  es más aplanada, por lo que en varias medidas sucesivas se pueden encontrar desviaciones de varios milímetros.

Siguiendo las indicaciones del TRS-398 [5], en este documento se recomienda especificar la calidad del haz mediante el parámetro  $\text{TPR}_{20,10}$ . En los siguientes procedimientos, se describen distintos métodos directos e indirectos para su determinación.

### 5.1.2. Tolerancia

La variación permitida en la  $\text{TPR}_{20,10}$  es de un 2%. [7]

### 5.1.3. Procedimientos de medida

#### 5.1.3-P0 Determinación directa de la $TPR_{20,10}$

##### 5.1.3-P0(A) Material

- Maniquí de agua. Dimensiones mínimas recomendadas 20 cm x 20 cm de sección horizontal y 30 cm de profundidad.
- Cámaras de ionización (de referencia y monitora).
- Electrómetro.
- Programa de registro, análisis y verificación de resultados.

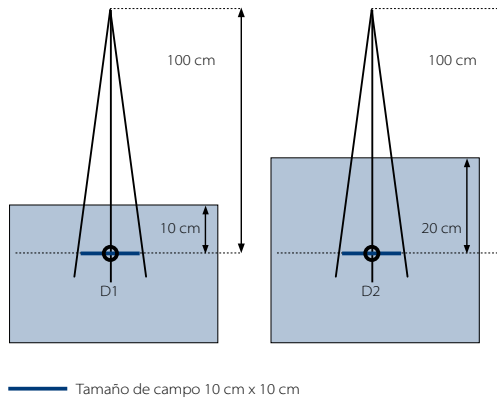
##### 5.1.3-P0(B) Método

1. Asegurar que la rotación de brazo y cabezal se encuentran en la posición de referencia 0°.
2. Centrar el contenedor sin agua respecto a los ejes indicados en el retículo. Alinear con la ayuda de los láseres.
3. Llenar el contenedor con suficiente agua.
4. Posicionar y centrar adecuadamente el sistema de detección con la superficie del agua:

**Cámaras cilíndricas:** Punto de referencia en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad.

**Cámaras plano-paralelas:** Punto de referencia en el centro de la cámara, en la superficie interior de la ventana.

5. Tamaño de campo 10 cm x 10 cm
6. Distancia fuente-cámara (DFC) = 100 cm.
7. Realizar dos series de medidas a las profundidades de 10 (D1) y 20 cm (D2). El cociente de ambas será la  $TPR_{20,10} = D2 / D1$ . Véase el esquema de la Fig. 3.



**Fig. 3.** Esquema de medida de la  $TPR_{20,10}$ .

### 5.1.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Determinación de la profundidad de medida.
- Incertidumbre asociada al conjunto cámara electrómetro.
- Variación de la razón de  $s_{w,air}$  con la profundidad.

### 5.1.3-P0(D) Periodicidad

- Durante el establecimiento del ERI y anual. [7]

### 5.1.3-P1 Determinación de la $TPR_{20,10}$ a partir del $PDD_{20,10}$

#### 5.1.3-P1(A) Material

- Maniquí de agua con sistema de movimiento automático.
- Cámaras de ionización (de medida y referencia) o semiconductores.
- Electrómetro.
- Programa de registro, análisis y verificación de resultados.

#### 5.1.3-P1(B) Método

1. Asegurar que la rotación de brazo y cabezal se encuentran en la posición de referencia  $0^\circ$ .



2. Centrar el contenedor sin agua respecto a los ejes indicados en el retículo. Alinear con la ayuda de los láseres.
3. Llenar el contenedor con suficiente agua. Con ayuda de un nivel, comprobar que está nivelado.
4. Posicionar y centrar adecuadamente el sistema de detección. Hacer coincidir el punto de referencia descrito en el apartado P0 con el origen de coordenadas (superficie del agua)
5. Tamaño de campo 10 cm x 10 cm. DFS = 100 cm.
6. Medir la curva de dosis absorbida en profundidad (PDD).

Si se utiliza una cámara cilíndrica, se deberá corregir la curva de PDD obtenida, por la posición del punto efectivo de la cámara, es decir se desplazará la curva hacia la superficie una distancia  $\Delta = 0,6 * r_c$ .

7. Obtener el  $PDD_{20,10}$  a partir del cociente de lecturas promedio a 20 y 10 cm de profundidad respectivamente, véase la Fig. 4:
8.  $PDD_{20,10} = D2 / D1$
9. Calcular la  $TPR_{20,10}$  a partir de la siguiente expresión:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 PDD_{20,10} - 0,0595$$

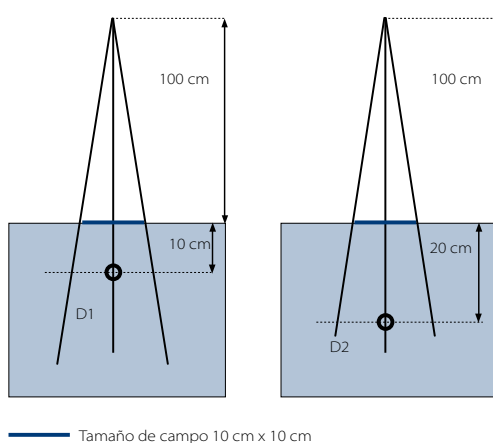


Fig. 4. Esquema de medida del  $PDD_{20,10}$

### **5.1.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Además de las expuestas en el procedimiento P0 conviene tener en cuenta:

- La utilización de una cámara plano-paralela permite reducir la incertidumbre en la determinación de la zona de acumulación de la curva.
- Los semiconductores presentan una respuesta mayor en energías bajas [9,10]. Al aumentar la profundidad, se produce un aumento en el número de fotones dispersados de baja energía y en consecuencia, los diodos pueden sobreestimar los resultados respecto a la cámara de ionización. Este efecto es mayor cuanto menor sea la energía nominal del haz.

### **5.1.3-P1(D) Periodicidad**

- Se recomienda periodicidad semestral.

### **5.1.3-P2 Verificación de la calidad del haz con maniquí sólido**

La finalidad será establecer un procedimiento de verificación útil y de fácil aplicación, mediante la medida y control estadístico de un parámetro ( $Q = D_2/D_1$ ) calculado a partir de la razón de dos series de lecturas ionométricas a las profundidades de 20 y 10 cm respectivamente, corregidas, si fuera necesario, por presión y temperatura. El estudio de variabilidad de dicho parámetro nos permitirá evaluar la constancia en la calidad del haz, a la vez que detectará variaciones significativas en la calidad del haz de fotones.

Las medidas se realizarán en un maniquí sólido, de rápido montaje, adecuado a la mayor frecuencia de éstas, y de modo que sean fácilmente reproducibles, identificando la posición de las distintas láminas necesarias. Paralelamente a la medida del  $TPR_{20,10}$  en agua, se realizarán medidas de referencia del parámetro  $Q$  para cada una de las energías disponibles.

### **5.1.3-P2(A) Material**

- Maniquí sólido de material equivalente a agua. Dimensiones mínimas recomendadas 20 cm x 20 cm de sección horizontal.

Dispondrá de láminas con alojamiento para distintas cámaras de ionización (cilíndricas y plano-paralelas), junto con una amplia gama de láminas de diferentes espesores.

- Cámara de ionización cilíndrica o plano-paralela
- Electrómetro.
- Programa de registro, análisis y verificación de resultados.

### 5.1.3-P2(B) Método

1. Asegurar que la rotación de brazo, cabezal y mesa se encuentran en la posición de referencia 0°.
2. Posicionar sobre la mesa, según la identificación, al menos 10 cm de material sólido equivalente a agua, con el fin de garantizar la contribución del haz retrodispersado.
3. Añadir la lámina que aloja la cámara de medida y situarla a una DFS = 100 cm.

(Aunque el punto de referencia no esté situado a DFC=100, así resulta más fácil el posicionamiento).

4. Centrar y alinear la cámara de ionización.
5. Tamaño de campo 10 cm x 10 cm
6. Añadir el espesor de material sólido necesario según la profundidad de medida.
7. Realizar dos series de medidas a las profundidades equivalentes en agua de 10 y 20 cm, véase el esquema de la Fig. 5.

(Dado que se trata de un procedimiento de verificación de constancia, las profundidades de medida pueden ser otras, por ejemplo la del máximo y 10 cm).

8. Calcular el parámetro  $Q = D2/D1$ .
9. Control estadístico del parámetro Q y desviación respecto al valor de referencia.

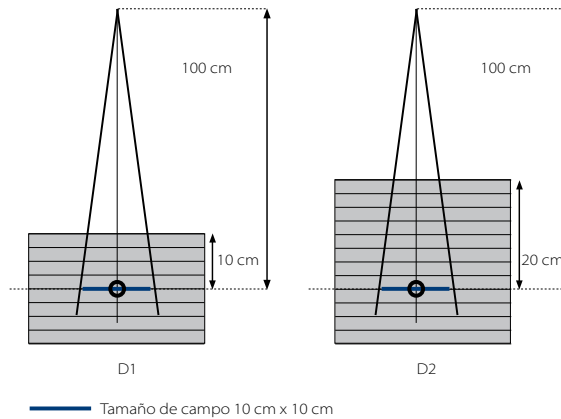


Fig. 5. Esquema de medida con maniquí sólido.

### 5.1.3-P2(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Posibles variaciones en la profundidad de medida. Se reduce sustancialmente mediante la identificación de las láminas.
- Errores de centrado y posicionamiento de la cámara.
- Incertidumbre asociada al conjunto cámara-electrómetro

### 5.1.3-P2(D) Periodicidad

- Se recomienda una periodicidad mensual.

### 5.1.3-P3 Constancia de la calidad del haz mediante un sistema de verificación rápida

Habitualmente, en las medidas de control de calidad diario se utilizan sistemas de verificación rápida; estos equipos muestran una aceptable fiabilidad en su respuesta, ya que los resultados son reproducibles y la incertidumbre asociada a sus medidas es bastante aceptable.

Estos equipos permiten detectar diariamente alteraciones significativas en las características energéticas del haz, analizando posibles desviaciones del parámetro medido ( $Q'$ ) respecto a su valor de referencia. A la vez, permiten evaluar el grado de constancia en la calidad del haz en fotones, mediante el control estadístico de dicho parámetro, realizado a través del cálculo de la varianza del parámetro  $Q'$ .

Los sistemas de verificación rápida disponen de un detector específico (E) para las medidas de verificación de la calidad del haz; sobre dicho detector se coloca un filtro de aluminio o plomo, con espesor suficiente para obtener una lectura cercana al 50% de la lectura obtenida en el detector central.

### 5.1.3-P3(A) Material

- Equipo de verificación rápida.
- Láminas de material equivalente a agua de diferentes espesores
- Filtros de varios espesores de plomo o aluminio.

### 5.1.3-P3(B) Método

1. Asegurar que la rotación de brazo, cabezal y mesa se encuentran en la posición de referencia 0°.
2. Centrar el equipo con el retículo. Verificar que queda horizontal.
3. Tamaño de campo: 20 cm x 20 cm (estará determinado por el equipo de verificación).
4. Distancia fuente-superficie: 100 cm.
5. Añadir distintas láminas de material equivalente a agua, con un espesor igual o mayor a la profundidad del máximo (dmáx.).
6. Colocar sobre el detector utilizado para la energía (E), el correspondiente filtro. Si es posible, se elegirá éste para que la lectura de este detector (DE) sea cercana al 50% de la del detector central (DC)
7. Calcular el parámetro  $Q' = DE / DC$  que está relacionado con la calidad del haz.
8. Control estadístico del parámetro  $Q'$  y variación respecto al valor de referencia.

### **5.1.3-P3(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Posibles variaciones en la profundidad de medida. Se reduce sustancialmente mediante la identificación de las láminas.
- Incertidumbre asociada al sistema de medida.
- Si el detector E no se localiza en el eje central, su lectura puede verse afectada por variaciones en la homogeneidad y simetría del haz.

### **5.1.3-P3(D) Periodicidad**

- Se recomienda una periodicidad diaria [8]

## 5.2. Estabilidad de la calidad del haz con la orientación del brazo

### 5.2.1. Definición y objetivos

La finalidad será evaluar el nivel de variabilidad en la calidad del haz de radiación con la rotación del brazo del acelerador, respecto al resultado establecido en la posición de referencia (0°).

Esta variabilidad tiene su origen en diversas causas, pero principalmente se debe a la existencia de holguras en los componentes mecánicos directamente implicados en las características energéticas del haz (posicionamiento del blanco, filtro aplanador, cámara monitora, etc), o problemas de interacción entre el campo magnético terrestre y campos magnéticos locales de la unidad.

En la fase de instalación y ajuste del acelerador se comprobará el grado de estabilidad de la calidad del haz con la rotación del brazo. En esta fase, normalmente es posible hacer estas medidas con un maniquí de agua fijo al brazo de la unidad.

Posteriormente, se determinará la calidad del haz en distintas posiciones del brazo de forma indirecta, a partir de un parámetro (Q) calculado como la razón de dosis absorbida a dos profundidades preestablecidas en un maniquí sólido.

### 5.2.2. Tolerancia

La variación del parámetro Q con el giro del brazo no será superior a la variación permitida en las condiciones de referencia. La tolerancia será un 2% de diferencia respecto a la medida con el brazo a 0°.

### 5.2.3. Procedimientos de medida

#### 5.2.3-P0 Medidas con maniquí sólido

Una vez que resultan impracticables las medidas en agua, se recomienda utilizar un procedimiento de medida con maniquí sólido, de tal forma que nos permita calcular de forma precisa el parámetro buscado y además el método de medida resulte fácilmente reproducible.

### 5.2.3-P0(A) Material

- Maniquí sólido de material equivalente a agua, que permita medir a dos profundidades diferentes (tal vez de forma simultánea sobre distintos puntos del campo de radiación).
- Soporte para fijar el maniquí al brazo (generalmente en la bandeja porta bloques).
- Cámara de ionización cilíndrica o plano-paralela
- Electrómetro.
- Programa de registro, análisis y verificación de resultados.

### 5.2.3-P0(B) Método

1. Asegurar que la rotación de brazo y cabezal se encuentran en la posición de referencia 0°.
2. Tamaño de campo: 20 cm x 20 cm.
3. Fijar el maniquí en el cabezal del acelerador.
4. Centrar y alinear correctamente la cámara de medida (o ambas cámaras si las medidas son simultáneas).
5. Realizar dos series de medidas, D1 y D2 a las profundidades pre-establecidas que permita el maniquí (p.ej. dmáx. y 5 cm).
6. Calcular el cociente  $Q_0 = D_2/D_1$ .
7. Realizar medidas en distintas posiciones del brazo (al menos en 90°, 180° y 270°). Calcular los cocientes  $Q_i$  en dichas posiciones.
8. Se evaluará la variación expresada en % de los cocientes  $Q_i$  respecto a  $Q_0$ .

### 5.2.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Holguras en el soporte fijado al cabezal.
- Incertidumbre asociada al conjunto cámara-electrómetro.



- Si las medidas se realizan de forma simultánea con dos detectores no alineados, variaciones de uniformidad durante el giro pueden afectar al resultado de la medida.

### 5.2.3-P0(D) Periodicidad

- Se recomienda una periodicidad mensual [8]

### 5.2.3-P1 Medidas con sistema de verificación rápida

Algunos fabricantes ofertan los sistemas de verificación rápida con un dispositivo que permite su fijación en el cabezal del acelerador (véase la Fig. 6). Esto permite verificar de forma sencilla y con mayor frecuencia, la constancia con el giro del brazo del parámetro  $Q'$ , ya descrito en el apartado 5.1.3-P3(B).

#### 5.2.3-P1(A) Material

- Equipo de verificación rápida.
- Soporte para fijar el sistema de verificación al cabezal.

#### 5.2.3-P1(B) Método

1. Asegurar que la rotación de brazo y cabezal se encuentran en la posición de referencia  $0^\circ$ .
2. Tamaño de campo: Determinado por el equipo de verificación, deberá ser suficiente para cubrir los detectores central y de la energía según la posición del equipo.
3. Posicionar el equipo sobre el anclaje fijado al cabezal, véase la Fig. 6. Añadir distintas láminas de material equivalente a agua, con un espesor igual o mayor a la profundidad del máximo ( $dm_{\max}$ ).
4. Colocar sobre el detector utilizado para la energía (E), el correspondiente filtro de atenuación.
5. Asegurar que tanto las láminas como el filtro queden fijos.
6. Calcular el cociente  $Q'0 = DE / DC$ . (descrito en el apartado 5.1.3-P3(B))

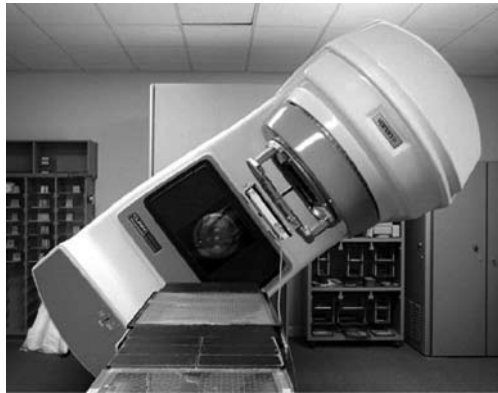
7. Realizar medidas en distintas posiciones del brazo (al menos en  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$ ). Calcular los cocientes  $Q_i$  en dichas posiciones.
8. Se evaluará la variación expresada en % de los cocientes  $Q_i$  respecto a  $Q_0$ .

#### 5.2.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Holguras en el soporte fijado al cabezal.
- Posibles variaciones en la profundidad de medida. Se reduce sustancialmente mediante la identificación de las láminas.
- Incertidumbre asociada al sistema de medida.
- Si el detector E no se localiza en el eje central, su lectura puede verse afectada por variaciones en la homogeneidad y simetría del haz con el giro del brazo.

#### 5.2.3-P1(D) Periodicidad

- Se recomienda una periodicidad mensual.



**Fig. 6.** Equipo de verificación rápida fijado al cabezal del acelerador.

**Energía del haz de radiación en fotones (EF): Características espectrales.**

<b>Verificaciones propuestas</b>		<b>Periodicidad</b>	<b>Tolerancia</b>
Calidad del haz en haces de fotones (Determinación de la TPR(20,10))	EF 5.1.3-P0	Anual	
Determinación de la TPR(20,10) a partir del PDD(20,10)	P1	Semestral	2%
Determinación de la TPR(20,10) con un maniquí sólido	P2	Mensual	
Constancia de la calidad del haz con un equipo de verificación rápida	P3	Diaria	
Estabilidad de la calidad del haz con la orientación del brazo (medidas con un maniquí sólido)	EF 5.2.3-P0	Mensual	2%
Medidas con un equipo de verificación rápida	P1	Mensual	

## Referencias

- [1] Podgorsak E, Rawlinson J, Johns H. "X-ray depth doses from linear accelerators in the energy range from 10 to 32 MeV". Am. J. Roentgenol. 123: 182-191, 1975.
- [2] Green D, Williams P. "Linear accelerators for radiation therapy". 2ª Edición. Institute of Physics Publishing, 1997.
- [3] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE (IPEM), "Physics aspects of quality control in radiotherapy", IPEM Report 81, edited by Mayles P, Lake R, McKenzie A, Macaulay M, Morgan H, Jordan T, Powley S, IPEM, York, United Kingdom, 1999.
- [4] "Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos". SEFM. Comité de dosimetría en Radioterapia. 1985.
- [5] Andreo P, Burns D.T., Hohlfield K, Huq MS, Kanai T., Laitano F., Smyth V., Vynckier S., "Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water", IAEA Technical Reports Series no 398 (Vienna: International Atomic Energy Agency) 2001.
- [6] Almond P, Biggs P, Coursey B, Hanson W, Huq M, Nath R, Rogers D, "Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams". Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 51, Med Phys 26: 18747-70, 1999.
- [7] Kutcher G, Coia L, Gillin M, Hanson W, Leibel S, Morton R, Palta R, Purdy J, Reinstein L, Svensson G, Weller M, Wingfield L, AAPM Report No. 46, "Comprehensive QA for Radiation Oncology", Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 40, Med Phys 21: 581-618, 1994.
- [8] REAL DECRETO 1566/1998 de 17 de Julio por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia.
- [9] Griessbach I, Lapp M, Bohsung J, Gademann G, Harder D. "Dosimetric characteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams". Med Phys 32: 3750-4, 2005.

- [10] Ying Z, Hugtenburg R, Beddoe A. "Response corrections for solid-state detectors in megavoltage photon dosimetry". *Phys Med Biol* 49: 3691-3702, 2004.

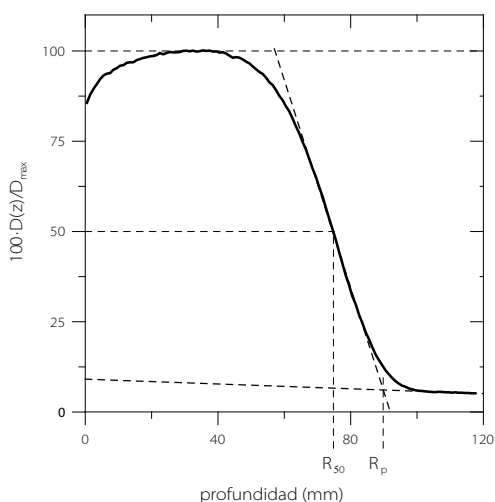


## 6. Haces de electrones: características espectrales (GHR)

Manuel Vilches Pacheco

### Introducción

Las características espectrales de un haz de electrones están directamente relacionadas con dos aspectos fundamentales que condicionan su aplicación clínica. Por un lado determinan la forma en que la dosis absorbida varía con la profundidad (véase la Fig. 1) y por otro, son un conocimiento necesario para la conversión de las medidas realizadas con cámara de ionización en valores de dosis, pues las *razones de poderes de frenado* ( $s_{w,air}$ ) a cualquier profundidad dependen del espectro energético.



**Fig. 1.** Definición gráfica de las variables características de la curva de dosis-profundidad para haces de electrones.

Simulaciones Monte Carlo realistas, que incluyen la geometría detallada de algunos aceleradores lineales comerciales, han mostrado que, si bien los espectros pueden diferir sustancialmente en dos haces con iguales parámetros de alcance generados en aceleradores de distinta construcción, sigue siendo posible caracterizar espectralmente el haz, es decir, determinar  $s_{w,air}$  a la profundidad de referencia, a partir únicamente de los valores de la profundidad de hemiabsorción  $R_{50}$ , medidos sobre curvas de dosis-profundidad, si seleccionamos la profundidad de referencia en función de este valor de alcance [1]. Respecto a los valores de  $s_{w,air}$  a otras profundidades, éstos pueden también expresarse, con una exactitud mejor del 1%, como una función de la profundidad, en la que todos los coeficientes dependen únicamente de  $R_{50}$ :

$$s_{w,air}(z, R_{50}) = \frac{a + bx + cx^2 + dy}{1 + ex + fx^2 + gx^3 + hy} \quad (1)$$

$$x = 1n(R_{50}) \quad y = z/R_{50}$$

$$a = 1,075 \quad b = -0,5087 \quad c = 0,0887 \quad d = -0,084$$

$$e = -0,4281 \quad f = 0,0646 \quad g = 0,00309 \quad h = 0,125$$

Para un acelerador dado, y una energía nominal dada, es decir, una configuración del cabezal determinada, puede asegurarse que la forma completa de la curva de dosis-profundidad en toda su extensión, mantiene una relación unívoca con el valor de  $R_{50}$ . Es cierto que las variaciones en la zona del espectro correspondiente a las bajas energías pueden alterar la dosis superficial sin modificar significativamente el valor de  $R_{50}$ , pero estas componentes de baja energía serán, principalmente, resultado de la interacción de los electrones emergentes con los elementos modificadores del haz, y por tanto, estarán correlacionadas con la energía media a la salida de la guía de aceleración, la cual a su vez está bien correlacionada con el valor de  $R_{50}$ . El valor de  $R_{50}$  será, por tanto, la magnitud de interés en el control de calidad de la caracterización espectral del haz.

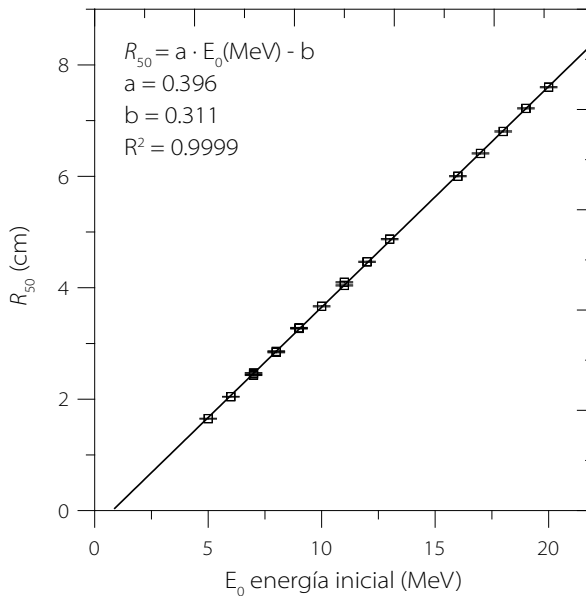


La Fig. 2 muestra, para un acelerador de uso clínico, la relación entre  $R_{50}$  y la energía incidente en la ventana de salida de la guía de aceleración y la regresión lineal sobre los valores (simulaciones Monte Carlo realistas realizadas con haz incidente de espectro monoenergético).

Es posible entonces establecer una relación entre las tolerancias en alcance y las tolerancias en energía inicial. De forma aproximada, cada MeV de variación en la energía media supone una variación de 4 mm en el valor de  $R_{50}$ .

En general, para la medida de las curvas ionización relativa-profundidad se recomienda el uso de cámaras de ionización. El maniquí recomendado para la verificación de la calidad espectral del haz será agua. Algunas cámaras plano paralelas no pueden ser directamente sumergidas en agua, por lo que precisan de un accesorio estanco específico.

Tal como se indica en la referencia [2], cuando se utiliza en las medidas una cámara de ionización, la medida de la distribución de ionización en profundidad en agua permite obtener la profundidad de hemiabsorción en ionización,  $R_{50,ion}$ . Esta es la profundidad en agua ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) donde la corriente de ionización es el 50% de su valor máximo. La conversión de ionización medida a dosis absorbida, requiere el conocimiento preciso de  $s_{w,air}$  en función de la profundidad, a partir del previo conocimiento del espectro, lo que conlleva un proceso iterativo.



**Fig. 2.** Relación entre  $R_{50}$  y energía en la guía de aceleración, obtenida a partir de simulaciones Monte Carlo realistas de haces de espectro inicial monoenergético para la unidad Siemens Mevatrón KDS®. La incertidumbre, ( $k=1$ ) asociada a la determinación de  $R_{50}$  para cada simulación, es inferior a 0,01 cm. La relación es lineal en todo el rango de interés.

Como alternativa a lo anterior, se pueden utilizar expresiones analíticas que relacionan el alcance medido sobre curvas de ionización relativa,  $R_{50,ion}$ , con la profundidad  $R_{50}$ . De estas, se recomienda emplear las siguientes expresiones [3]:

$$R_{50} = 1,209 * R_{50,ion} - 0,06 \text{ g cm}^{-2} \quad (R_{50,ion} \leq 10 \text{ g cm}^{-2}) \quad (2)$$

$$R_{50} = 1,059 * R_{50,ion} - 0,37 \text{ g cm}^{-2} \quad (R_{50,ion} > 10 \text{ g cm}^{-2})$$

Una alternativa a la aplicación de estas expresiones consiste en realizar las medidas utilizando dispositivos en los que se minimice la dependencia de  $S_{w,air}$  con la profundidad, de los cuales, el más adecuado es el diodo de silicio, ya que las curvas medidas serán consideradas directamente curvas de dosis-profundidad. Debe tenerse en cuenta que existen diodos específicamente diseñados para minimizar la variación con la profundidad de los factores de influencia en haces de electrones.

Aunque el diodo posee peor relación señal-ruido y es menos robusto y estable en el tiempo que la cámara de ionización, es, generalmente, el dispositivo elegido para la medida del conjunto completo de curvas necesarias para la implementación clínica del acelerador, por su mayor resolución espacial y su sencillez de uso. A pesar de ello, y atendiendo a la mayor robustez y estabilidad de la cámara de ionización y que esta debe ser considerada equipamiento básico en todos los servicios de radiofísica responsables de aceleradores lineales con haces de electrones, el dispositivo recomendado para la realización de este procedimiento y en las verificaciones periódicas de la calidad espectral será la cámara planoparalela, tomando como punto efectivo de medida la cara interna del electrodo de entrada y realizando la conversión a dosis mediante curvas  $s_{w,air}(z)$  estándar (ec.1). La medida se realizará en un maniquí rellenable de agua, con sistema de posicionado electromecánico (*analizador de haces*).

La curva de ionización obtenida con la cámara planoparalela debería ser corregida por polaridad y saturación, pero ambos efectos no deben tener una influencia conjunta relevante en la determinación de  $R_{50}$  si se emplean las cámaras planas recomendadas en la referencia [2], por lo que podemos no aplicar la corrección e introducir esta simplificación como una fuente adicional de incertidumbre. En este caso, la tensión de colección debe ser alta para minimizar el efecto de saturación, dado que, aunque el uso de altas tensiones impide la determinación precisa de la magnitud  $k_s$  [5], no se pretende cuantificar el valor de este factor corrector, sino minimizar su influencia.

El análisis de la curva de ionización en profundidad puede realizarse con los programas comerciales suministrados junto con los equipos de medida. Pero dada la importancia que para la dosimetría del haz tiene la determinación de la calidad de referencia y que la misma implica un número pequeño de medidas, resulta conveniente realizar un análisis redundante empleando otros paquetes matemáticos o programas propios. Aunque sería deseable, es difícil hoy establecer una recomendación explícita sobre el método de análisis más adecuado, dado que el número de métodos disponibles es muy elevado. Por lo tanto, el empleo de los diferentes tipos de análisis implementados en los sistemas

comerciales, deberá ser tenido en cuenta como una fuente adicional de incertidumbre, en general pequeña, que el usuario deberá valorar.

La medida de varias curvas en idénticas condiciones permitirá así mismo realizar una evaluación de la incertidumbre asociada al equipamiento, que en condiciones normales será despreciable frente a otras fuentes de incertidumbre, experimentales y metodológicas.

## 6.1. Calidad espectral del haz

### 6.1.1. Definición y Objetivos

Para las distintas energías nominales de electrones, el valor de referencia de la calidad del haz se establecerá a partir de la profundidad de hemiabsorción en agua,  $R_{50}$ , que se obtendrá mediante la determinación de la curva completa dosis-profundidad y se define como la profundidad a la cual la dosis absorbida es el 50% del valor de la dosis absorbida máxima.

Es conveniente emplear las mismas condiciones de irradiación que las recomendadas en la referencia [2] para determinar el valor de referencia de  $R_{50}$  a partir del cual se obtendrá la profundidad de referencia, el factor de corrección por calidad ( $k_Q$  o  $k_{Q,int}$ ) y los valores  $s_{w,air}(z)$  necesarios para convertir las lecturas de ionización en dosis. Las condiciones de referencia elegidas deberán garantizar la aplicabilidad de los valores tabulados para  $k_Q$  y de la ecuación (1).

En general, la forma de la curva de dosis-profundidad, y por tanto el valor de  $R_{50}$ , depende de la distancia fuente-superficie ( $DFS$ ), del aplicador utilizado, y, para cada aplicador, del tamaño de campo seleccionado<sup>1</sup> [7]. La influencia de estas variables geométricas nos obliga a establecer unas condiciones de referencia en las medidas ( $DFS$ , aplicador y tamaño de campo). Para la elección de la  $DFS$  debe tenerse en cuenta que las relaciones entre las magnitudes de alcance y las características espectrales han sido establecidas sobre curvas obtenidas en condiciones de  $DFS = 100 \text{ cm}$  [3]. Esta suele ser la  $DFS$  usual en la práctica clínica para la mayoría de aceleradores y aplicadores y es por ello la distancia de medida recomendada.

Respecto al aplicador y el tamaño de campo se recomienda emplear el más usual, pero de dimensiones adecuadas, ya que el campo elegido debe ser suficientemente grande para garantizar que no se mide en condiciones de dispersión lateral insuficiente, aspecto especialmente crítico en haces de alta energía. Lo contrario nos llevaría a infravalorar  $R_{50}$  y derivar valores erróneos de  $s_{w,air}(z)$ . Un campo de  $15 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$  se

<sup>1</sup> Bien mediante bloques de conformación o variando la apertura en aplicadores variables

considera suficiente para las energías más comunes y es, además, un tamaño clínicamente significativo<sup>2</sup>.

Aunque el programa de control de calidad comprende la medida semanal de una magnitud cuya variación estará bien correlacionada con la variación de la magnitud  $R_{50}$  (véase el apartado 6.1.3-P1), una medida periódica en agua está justificada por la mayor reproducibilidad de este procedimiento y por ser una medida absoluta de la magnitud de interés.

Una medida frecuente, al menos semanal, de alguna magnitud correlacionada con la variabilidad de la calidad espectral permitirá realizar sobre la misma un control estadístico capaz de evidenciar alteraciones en la calidad del haz, y detectar cambios que, sin ser clínicamente significativos, apunten la presencia de alguna anomalía en un aspecto tan crítico para la correcta sintonía del equipo. La referencia [8] incluye el control de calidad de la energía del haz entre las pruebas diarias. Esto exige definir un método de ensayo distinto al empleado en el procedimiento anterior, y compatible con la frecuencia de medida requerida.

Resulta evidente que la utilización del analizador automático de haces, o cualquier otro método de medida de las curvas completas de ionización relativa-profundidad, incluido el uso de láminas de material sólido, resulta poco operativo. Sistemas de medida basados en maniquís de gel o película radiocrómica, se encuentran en desarrollo, pero su utilización no está aún generalizada. Otros métodos basados en sistemas multidetector pueden encontrarse en la bibliografía.

El método de medida más extendido se basa en el cociente de dos medidas obtenidas en condiciones de  $DFD$  o  $DFS$  constante a profundidades próximas a la del máximo de dosis y el  $R_{50}$ . Estas medidas se pueden realizar empleando maniquís de láminas o dispositivos específicos para el control periódico, que en general sustituyen las láminas por el uso de filtros localizados sobre el detector. Todos estos métodos son equivalentes en cuanto a la capacidad de detectar variaciones en

---

<sup>2</sup> La referencia [2] recomienda campos mayores (20 cm x 20 cm) para haces de alta energía ( $R_{50} > 7$  g/cm<sup>2</sup>). No obstante son aceptables campos menores siempre y cuando se garantice que la variación de  $R_{50}$  respecto al medido con un campo 20 cm x 20 cm no supere 0,1 g/cm<sup>2</sup>.

la calidad del haz, y este documento acepta cualquiera de ellos siempre y cuando se cumplan las condiciones siguientes:

1. Utilizar un único método y sistema detector a lo largo del programa de control de calidad. Un cambio en el método empleado o en el instrumental requerirá la determinación de un nuevo valor de referencia.
2. Las medidas se realizan a dos profundidades bien definidas, asegurando la reproducibilidad mediante el empleo en todas las medidas de unos mismos bloques de material o empleando láminas calibradas con una precisión ( $k=2$ ) de al menos  $0,01\text{ g/cm}^2$  o numeradas, de forma que se emplee siempre la misma combinación de láminas.
3. Una de estas profundidades,  $R_{1'}$ , será tan próxima como sea posible a la profundidad del máximo de dosis, y en ningún caso superior al  $R_{95}$ . La otra,  $R_{2'}$ , estará próxima al  $R_{50'}$  y no será ni superior al  $R_{30}$  ni inferior al  $R_{70}$ .
4. Los rendimientos utilizados en el análisis numérico (ecuaciones 3 y 4) son extraídos de curvas de ionización-profundidad, si en las medidas se emplean cámaras de ionización, o los extraídos de la curva de dosis-profundidad si se emplean diodos, y habrán sido obtenidos en el material del maniquí o bien a partir de curvas en agua aplicando el método de escalado recomendado en la referencia [2].
5. Si no se emplea un dispositivo de medida rápido y por tanto ambas medidas no se realizan de forma simultánea, las dos lecturas empleadas para la obtención del cociente deberá ser normalizadas respecto a una cámara de referencia externa, situada en una posición idéntica para ambas medidas, que elimine la posible fluctuación en el coeficiente de calibración del sistema monitor de dosis.

En estas condiciones es posible establecer una relación aproximada entre la variabilidad en el cociente de las lecturas obtenidas y la variabilidad en el  $R_{50}$  si suponemos que se satisfacen las dos hipótesis siguientes:

1. *Las pequeñas variaciones en la calidad del haz que podemos esperar que ocurran no modifican la profundidad a la que se alcanza el máximo de dosis ni la forma de la curva en su entorno, por lo que podemos suponer que la medida a esta profundidad se corresponde con el rendimiento determinado sobre la curva de dosis considerada referencia para el cálculo.*
2. *Las variaciones en el índice de calidad no modifican sustancialmente la pendiente de la zona con mayor gradiente, la cual puede en buena aproximación suponerse lineal y con pendiente igual a la extraída de la curva empleada como referencia para el cálculo. Esta hipótesis no es exacta, pero la dependencia inversa entre  $R_{50}$  y la pendiente  $G$  no tendrá un efecto importante en nuestros cálculos y será introducida como una fuente de incertidumbre.*

Si la curva de dosis-profundidad actual es idéntica a la obtenida en las medidas de referencia (es decir, no hay variación de energía), el cociente de lecturas obtenidas a las profundidades de medida,  $R_2$  y  $R_1$ ,  $M_2/M_1$ , que identificaremos como el valor de referencia,  $(M_2/M_1)_{ref}$ , se corresponde con un determinado cociente de rendimientos  $D_2^{ref}/D_1^{ref}$ , obtenidos sobre la curva de referencia. Aplicando la hipótesis H1, el valor de  $D_1^{ref}$  no se modifica con pequeñas variaciones en la calidad del haz, por lo que otro cociente de lecturas  $M'_2/M'_1$  corresponderá con un cociente de rendimientos  $D'_2/D_1^{ref}$ . De esta forma:

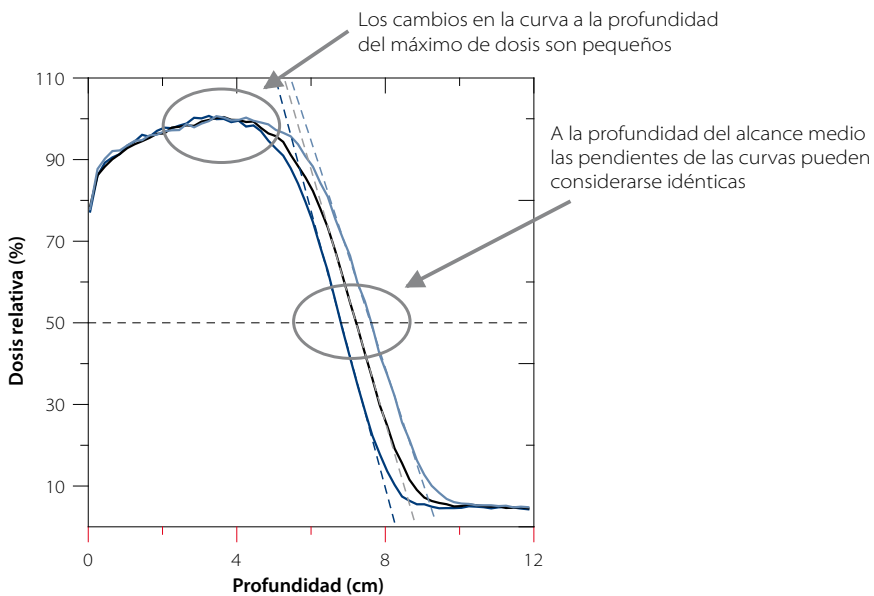
$$D'_2 = \frac{M'_2}{M'_1} \times D_1^{ref} \quad (3)$$

Dado que, de acuerdo a la hipótesis H2, la pendiente  $G$ (%/mm) no cambia con pequeñas alteraciones en la calidad, la variación de  $R_{50}$  en milímetros vendrá dada por:



$$\Delta R = \frac{D'_2 - D_2^{ref}}{G} = D_1^{ref} \times \frac{M'_2/M'_1 - (M_2/M_1)_{ref}}{G} \quad (4)$$

Esta diferencia de alcances será la variable de control estadístico, y sobre ella aplicaremos los criterios de aceptación que definamos. Resulta especialmente interesante el análisis de la varianza de la magnitud, indicador del grado de variabilidad energética de nuestra unidad.



**Fig. 3.** Representación esquemática del método de análisis para el control estadístico de la calidad del haz (ver texto).

Nótese que, dependiendo de las profundidades empleadas, el valor de alcance sobre el que se realiza el seguimiento no es necesariamente  $R_{50}$ . Es necesario aceptar la hipótesis H2 para concluir que la variabilidad medida en otro punto de la región lineal es idéntica a la variabilidad en  $R_{50}$ .

La Fig. 3 representa tres distribuciones dosis-profundidad obtenidas por simulación Monte-Carlo. Corresponden a simulaciones realistas de la unidad Siemens Mevatrón KDS (sin aplicador) realizadas en configuración de 18 MeV, empleando haces iniciales monoenergéticos de 18,

19 y 20 MeV (energía en el interior de la guía de aceleración). Como puede verse, las hipótesis H1 y H2 son claramente satisfechas incluso para estas variaciones, muy superiores a las tolerancias establecidas y a las variaciones observables en la práctica. Las simulaciones se han realizado suponiendo que el espectro del haz en la guía es monocromático. La asunción de un espectro no monocromático reduce la influencia de un cambio en la energía media en el rendimiento a la profundidad  $R_1$ .

Para haces de baja energía, la hipótesis H1 sobre la constancia de  $D_1^{ref}$  no se satisface plenamente, pero la aproximación introduce una incertidumbre menor del 5% para una variación de  $R_{50}$  de hasta  $\pm 3$  mm.

### 6.1.2. Tolerancia

Desde el punto de vista clínico son aceptables variaciones de hasta 2 mm en el alcance terapéutico, lo que implica 2,5 mm en  $R_{50}$ . La referencia [7] establece 2 mm como tolerancia en  $R_{50}$ . La experiencia demuestra que los equipos actuales satisfacen este criterio más exigente, por lo que este será el valor recomendado.

El seguimiento estadístico de esta variable, realizado sobre las seis calidades generadas por un acelerador convencional durante un periodo anual, correspondiente al periodo entre mantenimientos sucesivos (tabla 1), nos muestra que variaciones menores de 1 mm ( $k=2$ ) son compatibles con el estado de control para la tecnología actualmente disponible [14].

A pesar de ello, no parece razonable establecer valores más exigentes que los que puedan tener consecuencias clínicas significativas. Establecemos entonces para este procedimiento una tolerancia de 2 mm para todas las energías nominales.

En.nominal	6	8	10	12	15	18
$2\sigma$ (mm)	0,4	0,7	0,6	0,9	0,5	0,5

**Tabla 1.** Valores de variación en el índice de calidad para las seis calidades generadas en un acelerador en uso clínico, expresadas en mm, y determinadas sobre las 53 medidas semanales correspondientes al periodo anual entre mantenimientos programados.

### 6.1.3. Procedimientos de medida

#### 6.1.3-P0 Verificación periódica de la calidad espectral

##### 6.1.3-P0(A) Material

- Analizador automático de haces.
- Cámaras de ionización plano paralelas o diodos semiconductores (de medida y referencia).
- Electrómetro.
- Programa de registro y análisis de resultados.

##### 6.1.3-P0(B) Método

- Asegurar que la rotación de brazo, cabezal y mesa (si se emplea como soporte) se encuentran en la posición de referencia 0°.
- Centrar y alinear, con la ayuda de los láseres, el contenedor respecto a los ejes indicados en la retícula.
- Llenar el contenedor con agua suficiente, preferiblemente destilada o desionizada. Mediante un nivel y con la ayuda de los láseres, verificar la horizontalidad del sistema de desplazamiento electromecánico de la cuba.
- Posicionar y centrar adecuadamente el sistema de detección (detector de medida y de referencia).
- Geometría de referencia:
  - accesorio más utilizado en la práctica clínica,
  - campo 15 cm x 15 cm
  - $DFS = DFI$
- Medida de la curva de ionización  $I(z)$  y determinación de  $R_{50,ion}$
- Estimación provisional de  $R_{50}$  (denotamos  $R'_{50}$ ) empleando la relación analítica con  $R_{50,ion}$  (ecuación 2).
- Cálculo de la curva  $s_{w,air}$  mediante la ecuación (1)
- Conversión de ionización a dosis  $\rightarrow D(z) = I(z) \cdot s_{w,air}(R'_{50}, z)$

- Determinación de  $R_{50}$  sobre la curva de dosis-profundidad resultante

### 6.1.3-P0(C) Principales Fuentes de Incertidumbre

De acuerdo a los criterios de la referencia [8] la incertidumbre asociada al método de medida del índice de calidad no deberá ser superior a 1,3 mm (1/3 de la amplitud de tolerancia).

La incertidumbre total, asociada a la determinación del valor de referencia de  $R_{50}$ , será el resultado de la composición de tres fuentes de incertidumbre:

- Incertidumbre asociada a la determinación de la profundidad: Esta es resultado de dos componentes independientes, el enrasado y el posicionado electromecánico del detector.
- Incertidumbre asociada al valor de dosis relativa: Esta es resultado de tres componentes independientes: la variación en las condiciones de irradiación cuya contribución es despreciable; la variación estadística de la lectura ionométrica, que podremos reducir hasta valores despreciables aumentando el número de medidas realizadas; y la incertidumbre asociada a los factores de corrección ionométrica (curvas relativas de variación en profundidad de los factores de polaridad y saturación).
- Incertidumbre del método de análisis para la determinación del valor de  $R_{50}$

El especialista deberá realizar una valoración *in situ* de las incertidumbres para su equipamiento y metodología.

### 6.1.3-P0(D) Periodicidad

Para este procedimiento se recomienda una periodicidad mínima semestral.

### 6.1.3-P1 Control estadístico de la calidad espectral

#### 6.1.3-P1(A) Material

- Maniquí de láminas de plástico conductor, preferiblemente equivalente a agua, o al menos con equivalencia en agua conocida.
- Equipo ionométrico basado en cámara de ionización o diodo
- Pueden emplearse dispositivos de chequeo rápido.

#### 6.1.3-P1(B) Método

- Medida a profundidad  $R_1$  próxima al máximo de dosis
- Medida a profundidad  $R_2$  próxima a  $R_{50}$
- Determinación del valor de  $\Delta R$  (ec.4)
- Registro y control estadístico

#### 6.1.3-P1(C) Principales Fuentes de Incertidumbre

La incertidumbre del procedimiento descrito se obtendrá a partir de la composición de las incertidumbres asociadas a todos los términos de la ecuación (4).

Podemos emplear las estimaciones del apartado 6.1.3-P0(C) teniendo en cuenta los siguientes aspectos particulares:

- El empleo de láminas no numeradas, de igual espesor nominal, podría introducir una incertidumbre inadmisibles (por ejemplo, el empleo de láminas de 1 cm de espesor nominal, construidas con una variabilidad del 4%, lo que equivale a 0,4 mm y 0,04 gcm<sup>-2</sup> en agua, significará una incertidumbre de 0,14 y 0,23 mm en la localización de  $R_{50}$  para los haces de 18 y 6 MeV, respectivamente). Esto hace recomendable emplear láminas numeradas y siempre en la misma configuración. Si se sigue esta recomendación, la variabilidad del posicionado de la cámara entre medidas puede despreciarse.
- Para evitar incrementos indeseados en la  $DFC$ , el incremento entre láminas deber ser constante, garantizando que el apoyo entre

láminas es correcto. En condiciones normales, este efecto no implicará variaciones mayores de 5 mm en la *DFC* y su efecto en el cociente de lecturas será despreciable.

- La variabilidad asociada a fluctuaciones en el factor de calibración de la unidad durante el procedimiento puede considerarse despreciable, y su influencia puede minimizarse empleando una cámara monitora externa situada en posición fija durante la realización de las medidas.
- Al tratarse de un cociente de lecturas realizadas en un corto periodo de tiempo, no es necesario realizar correcciones ionométricas por factores ambientales.
- Tampoco es necesario aplicar correcciones de saturación o polaridad, cuyas variaciones serán, en general, despreciables si empleamos un mismo equipo en todo el periodo de seguimiento.

Por tanto, en la determinación del cociente, es de esperar una incertidumbre mucho menor que en la determinación del valor  $R_{50}$  de referencia. Esto, que puede resultar sorprendente, resulta clarificado cuando tenemos en cuenta que el interés del control estadístico no es realizar, con la periodicidad que se establece en el siguiente apartado, una determinación absoluta y significativa del índice de calidad  $R_{50}$ , sino determinar variaciones sobre un valor de referencia establecido.

### **6.1.3-P1(D) Periodicidad**

La referencia [7] considera que esta prueba debe realizarse con periodicidad semanal, alternando las calidades disponibles de forma que diariamente se verifique al menos una calidad en haces de electrones. Dado que una frecuencia menor que semanal es difícilmente compatible con el mantenimiento de un programa de control estadístico ésta será la mínima frecuencia de realización recomendada en este documento.

Frecuencias mayores (diarias o bisemanales) pueden ser necesarias ante la presencia de desviaciones sistemáticas o variaciones consolidadas en el estado de la unidad que obliguen a una redefinición de los valores de referencia.

## 6.2. Constancia de la calidad espectral con el giro de brazo

### 6.2.1. Definición y Objetivos

Las características energéticas del haz en electrones, pueden ser modificadas con el giro del brazo debido a varios efectos: holgura mecánica de los elementos implicados en la dinámica del haz, interacción entre el campo magnético terrestre y el campo magnético local, etc.), si bien no existen estudios relevantes que soporten la necesidad de realizar verificaciones periódicas, ya que estas causas no actúan más allá de unas tolerancias establecidas. A pesar de ello todas las recomendaciones, así como la legislación nacional, incluyen esta prueba entre los controles periódicos.

La finalidad de las medidas será determinar el grado de variabilidad de la razón  $M_2/M_1$  con el giro del brazo, respecto a su resultado en la posición de referencia (brazo en  $0^\circ$ ).

### 6.2.2. Tolerancia

De acuerdo con la referencia [8] la tolerancia que se aplica a la variabilidad del índice de calidad con el giro de brazo es la misma que para su variabilidad a lo largo del tiempo. Debe entenderse en este caso que el valor medido para  $0^\circ$  debe ser considerado línea base y que ninguno de los valores obtenidos a otros ángulos superará esa tolerancia respecto al mismo.

La tolerancia de 2 mm en  $R_{50}$  debe ser convertida a tolerancia en el cociente de las señales medidas, a través de la pendiente de la región lineal. Pero el valor de dicha pendiente puede ser muy distinto al medido en condiciones de referencia, por lo que resulta difícil realizar esa conversión. El especialista deberá realizar, mediante la colocación de espesores variables, una estimación de las profundidades de medida más adecuadas, así como de las pendientes en el entorno de la región lineal, en las condiciones de irradiación empleadas en la prueba.

### 6.2.3. Procedimientos de medida

#### 6.2.3-P0 Verificación periódica de la estabilidad con el giro de brazo

El procedimiento habitual para la medida de la variabilidad de la calidad con el giro del brazo, consiste en posicionar en los ángulos seleccionados (generalmente  $90^\circ/270^\circ/180^\circ$ ) el dispositivo empleado en el control estadístico de la calidad (6.1.3-P1). Los dispositivos basados en el uso de láminas pueden resultar poco prácticos, por lo que parece recomendable emplear otro método y equipamiento para realizar esta prueba. Además, cuatro ángulos parecen insuficientes, tanto para establecer el comportamiento funcional con la variable angular, como para realizar el análisis estadístico en todo el intervalo angular.

Un método más exhaustivo, pasa por la fijación al cabezal de la unidad de un elemento específicamente diseñado para soportar un dispositivo de control diario o un maniquí con un par de detectores. Estos estarían situados a profundidades preestablecidas o dotados de espesores adicionales apropiados, correspondientes aproximadamente a  $R_{\max}$  y a  $R_{50'}$ , de forma que pueda determinarse el cociente en un número mayor de posiciones angulares.

#### 6.2.3-P0(A) Material

- Dispositivo formado por un maniquí de material plástico con alojamientos para dos cámaras de ionización o diodos, fijado a una bandeja porta-bloques que se insertará en la ranura porta-aplicadores de la unidad.
- Dos cámaras de ionización o diodos semiconductores.
- Electrómetro con doble canal.
- Programa de registro, análisis y verificación de resultados.

#### 6.2.3-P0(B) Método

- Por el tamaño del maniquí y la escasa distancia a la fuente, se recomienda elegir la máxima apertura posible en los colimadores.
- Sobre los bloques de maniquí que alojan a las cámaras de ionización, posicionar láminas de espesor adicional hasta alcanzar



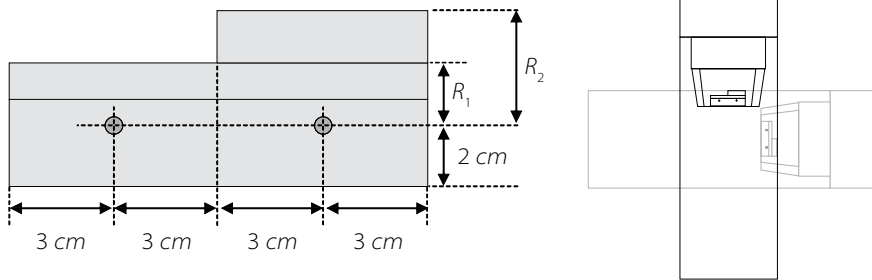
una profundidad tan próxima como sea posible al valor de  $R_{50}$  de la calidad de haz analizada. Sobre éstas añadir semiláminas con espesor adicional hasta conseguir una profundidad tan próxima como sea posible al valor de  $R_{50}$ . En la Fig. 4 se muestra el esquema propuesto para este dispositivo

- La señal de ambas cámaras, en cada posición del brazo, será recogida simultáneamente mediante un electrómetro de doble canal.
- Realizar medidas para el conjunto de calidades de haz y en intervalos de giro del brazo de  $40^\circ$  como máximo, con lo que se dispondrá de al menos 9 medidas por energía.
- La magnitud a analizar será la varianza del conjunto de medidas por energía, en todo el rango angular.

En el dispositivo mostrado las distancias laterales vienen condicionadas por la necesidad de alejar los dispositivos detectores de regiones de fuerte gradiente de dosis.

El empleo de un dispositivo comercial de verificación diaria es una alternativa válida, siempre que se garantice la estabilidad del montaje mediante fijaciones rígidas al cabezal de la unidad.

Al ser la varianza del conjunto de medidas la magnitud de interés será irrelevante el valor medio de los resultados. Esto significa, de hecho, renunciar a establecer un valor promedio del valor de referencia  $R_{50}$  que sea significativo de todo el rango angular, esto es debido a que en general esta medida no podrá realizarse con incidencias no verticales del haz, y resulta muy complicado correlacionar el cociente medido con los resultados obtenidos en el procedimiento 6.1.3, empleando los dispositivos y procedimientos aquí descritos.



**Fig. 4.** Representación esquemática del maniquí empleado para la medida de la variación espectral con la rotación del brazo de la unidad y su colocación en la ranura portaplicadores de la unidad.

### 6.2.3-P0(C) Principales Fuentes de Incertidumbre

En este procedimiento puede seguirse, por paralelismo, el análisis de incertidumbres realizado en 6.1.3-P1, y serán de aplicación los criterios ya descritos.

Pero debe tenerse en cuenta que variaciones en la uniformidad del haz durante el giro pueden afectar al resultado de la medida al no estar los dos detectores alineados. Este incremento en la incertidumbre deberá cuantificarse atendiendo a los resultados obtenidos en la determinación de la variabilidad en la simetría con el giro de brazo.

### 6.2.3-P0(D) Periodicidad

Se recomienda una periodicidad semestral. La periodicidad mensual recomendada en la referencia [7] puede ser necesaria en algunas situaciones. El especialista deberá evaluar la situación particular de su unidad.

<b>Energía del haz de radiación en electrones (EE): Características espectrales</b>			
<b>Verificaciones propuestas</b>		<b>Periodicidad</b>	<b>Tolerancia</b>
Verificación de la calidad espectral del haz	EE 6.1.3-P0	Semestral	2 mm
Control estadístico calidad espectral	P1	Semanal	
Constancia de la calidad del haz con el giro del brazo	EE 6.2.3-P0	Semestral	2 mm

## Referencias

- [1] Burns T, Ding X, Rogers W.  $R_{50}$  as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry. *Med Phys* 23: 383-388, 1996.
- [2] Andreo P, Burns D, Hohlfeld K, Huq S, Kanai T, Laitano F, Smyth V, Vynckier S. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, IAEA Technical Reports Series no 398 (Vienna: International Atomic Energy Agency) 2001.
- [3] Ding X, Rogers W, Mackie R. Calculations of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams, *Med Phys* 22: 489-501, 1995.
- [4] Almond R, Biggs J, Coursey M, Hanson F, Huq S, Nath R, Rogers W. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 26: 1847-1870, 1999.
- [5] Piermattei A et al. The saturation loss for plane parallel ionization chambers at high dose per pulse values. *Phys Med Biol* 45: 1869-1883, 2000.
- [6] Ding X, Yu W. Determination of percentage depth-dose curves for electron beams using different types of detectors. *Med Phys* 28: 298-302, 2001.
- [7] International Commission of Radiation Units, Radiation dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV, ICRU Report 35 (Bethesda, MD: ICRU) 1984.
- [8] REAL DECRETO 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia
- [9] Zhang G, Rogers W, Cygler E, and Mackie R. Effects of changes in stopping-power ratios with field size on electron beam ROFs. *Med Phys* 25: 1711-1724, 1998.
- [10] Rogers W. Accuracy of the Burns equation for stopping-power ratio as a function of depth and  $R_{50}$ . *Med Phys*. 31: 2961-2963, 2004.

- [11] Das I, McNeeleyy S, Chengx Ch. Ionization chamber shift correction and surface dose measurements in electron beams, *Phys Med Biol* 43: 3419–3424, 1998.
- [12] Ramsey R, Spencer M, Oliver L. Ionization chamber, electrometer, linear accelerator, field size, and energy dependence of the polarity effect in electron dosimetry, *Med Phys* 26: 214-9, 1999.
- [13] Aget H, Rosenwald C. Polarity effect for various ionization chambers with multiple irradiation conditions in electron beams. *Med Phys* 18: 67-72, 1991.
- [14] Biggs J. Review of the energy check of an electron-only linear accelerator over a 6 year period: Sensitivity of the technique to energy shift. *Med Phys* 30: 635-639, 2003.



## 7. Caracterización dosimétrica del campo de radiación (DCR)

*Myriam Gálvez Ochoa, Carmen Pinza Molina, Eugenio Ruiz Egea*

### Introducción

La caracterización de un haz de radiación para uso clínico, implica conocer la distribución de dosis tridimensional sobre el volumen irradiado. Así, la variación volumétrica de la dosis absorbida, se obtendrá a partir de las curvas de dosis absorbida en profundidad, medidas a lo largo del eje central, y de los perfiles de dosis medidos para los distintos tamaños de campo y profundidades.

La caracterización dosimétrica del campo de radiación delimitado por el sistema de colimación, se realiza mediante el estudio dosimétrico de los perfiles de dosis absorbida obtenidos en distintas profundidades recomendadas. El análisis de dichos perfiles, permite la determinación de una serie de parámetros geométricos y dosimétricos específicos, según el diseño del cabezal, tamaño de campo, calidad del haz de radiación, y profundidad de medida.

Los perfiles de dosis, medidos a una profundidad determinada a lo largo de ambos ejes principales (X e Y) y ejes diagonales del campo de radiación, muestran la distribución de dosis absorbida sobre un plano perpendicular al eje del haz (plano de referencia). Es decir, los perfiles de dosis absorbida representan la variación relativa de dosis absorbida en función de la distancia al eje, normalizados al valor de dosis absorbida en dicho eje.

Los aceleradores multienergéticos, en general, disponen de un par de energías de fotones o rayos X y de un amplio rango de energías de electrones. En este caso, el cabezal de la unidad contará con un filtro

aplanador para cada energía de fotones, junto con varios filtros dispersores para las distintas energías de electrones.

El haz de rayos X es la radiación de frenado que se produce al interactuar un haz de electrones sobre un blanco de elevado número atómico (p. ej. tungsteno). El haz generado presenta una distribución espectral con energía  $E_{\text{máx.}}$  igual a la energía del haz de electrones incidente.

Inicialmente, el haz de rayos X presenta una distribución de fluencia en forma de pico, centrado y simétrico respecto al eje del haz. Posteriormente, el haz interactúa con el filtro aplanador, un dispositivo en forma de cono de material y espesor adecuado, que atenúa gradualmente la fluencia en la zona central del haz. La finalidad es homogeneizar o aplanar la distribución de dosis impartida sobre los planos perpendiculares al eje central del haz [1].

La forma y propiedades dosimétricas de los perfiles de rayos X, pueden variar sustancialmente entre diferentes aceleradores, ya que depende fundamentalmente de la energía de los electrones que interactúan con el blanco, del número atómico del blanco ( $Z_{\text{blanco}}$ ), del tamaño del punto focal, de la forma y material del filtro aplanador y del sistema de colimación [2, 3].

Siguiendo recomendaciones internacionales, en cada acelerador y para cada energía de rayos X, el diseño y material del filtro aplanador, se establecerá sobre el cumplimiento de unas características dosimétricas específicas, que afectan a las distribuciones de dosis absorbida, medidas en distintas profundidades [1].

Respecto a los haces de electrones, la obtención de distribuciones adecuadas de dosis absorbida en el amplio rango de energías disponibles para terapia, depende fundamentalmente del material y espesor de los filtros dispersores utilizados para cada energía, del sistema de colimación (aplicadores), y de la columna de aire que atraviesen los electrones hasta alcanzar al paciente; este último aspecto produce la dispersión angular del haz y el ensanchamiento del espectro.

La elección de los filtros dispersores para las distintas energías de electrones, es un compromiso entre los efectos de dispersión del haz, la pérdida de energía y la producción de rayos X por radiación de frenado.



El haz de electrones a la salida del filtro dispersor, presenta un perfil en forma de curva Gaussiana, no apto para uso clínico. La obtención de perfiles de dosis absorbida con propiedades geométricas y dosimétricas óptimas para uso clínico, se alcanza con la utilización de aplicadores adecuados, que definen el tamaño de campo al final del aplicador y en las cercanías del isocentro. Estos permiten obtener perfiles de dosis absorbida, suficientemente homogéneos, debido a la contribución en la periferia del haz, de los electrones dispersados desde las paredes del aplicador [4].

Los haces de electrones, debido a los procesos de dispersión múltiple generados al penetrar en el medio, se expanden rápidamente. Esto hace que los perfiles de dosis absorbida varíen sustancialmente según la energía del haz, la profundidad de medida, el tamaño de campo y el sistema de colimación utilizado [5].

En la aceptación y establecimiento del Estado de Referencia Inicial (ERI), se realizará la caracterización dosimétrica del campo de radiación para haces de fotones y electrones en el conjunto de energías disponibles, mediante la medida y evaluación de un conjunto de perfiles de dosis absorbida medidos sobre planos perpendiculares al eje del haz, en distintas orientaciones del brazo. El análisis de dichos perfiles, permitirá obtener el conjunto de parámetros dosimétricos que definirán la "bondad dosimétrica" del campo de radiación, a la vez que se establece el cumplimiento de las especificaciones de compra del acelerador y se obtienen las referencias a aplicar en el Protocolo de Control de Calidad de la unidad (PCC).

## 7.1. Caracterización dosimétrica del campo de radiación (DCR) en haces de fotones (DCRF) y electrones (DCRE)

En general, la caracterización dosimétrica de los haces de fotones y electrones, implica la medida correcta de perfiles de dosis absorbida en el plano de referencia, definido como un plano paralelo a la superficie del maniquí y perpendicular al eje central.

Los perfiles se medirán en un maniquí de material y espesor adecuado, a distancia fuente-superficie estándar (DFS = 100 cm) o mediante técnica isocéntrica (DFD = 100 cm). Se realizarán medidas para el conjunto de energías disponibles, sobre ambos ejes principales X e Y, así como en los ejes diagonales, para una serie de tamaños de campo y profundidades recomendadas.

Posteriormente, el análisis de dichos perfiles, permitirá la determinación precisa del conjunto de parámetros que caracterizan el campo de radiación (CR): tamaño de campo, índice de uniformidad, penumbras, homogeneidad (planitud) y simetría [4, 6-10].

### **Durante el establecimiento del ERI:**

En haces de **fotones**, se determinarán los anteriores parámetros geométricos y dosimétricos en al menos los siguientes tamaños de campo: 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 20 cm x 20 cm, 30 cm x 30 cm y 35 cm x 35 cm y el tamaño de campo máximo.

En haces de **electrones**, se determinarán para el conjunto de energías y aplicadores disponibles, y especialmente en el aplicador de tamaño de campo máximo ( $\geq 20$  cm x 20 cm).

Además, durante las medidas del ERI en el conjunto de energías disponibles en la unidad, y para un tamaño de campo elevado ( $\geq 20$  cm x 20 cm), se medirán perfiles de dosis absorbida en ambos ejes principales y en distintas orientaciones del brazo ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  y  $270^\circ$ ), con el fin de verificar la constancia de los parámetros descritos con la rotación del brazo. Alteraciones significativas de dichos resultados con el giro del brazo, nos indicarán posibles problemas de holgura o desacoplamiento del sistema generador – focalizador de radiación.

En el desarrollo del PCC, en haces de **fotones** se realizarán verificaciones periódicas de los parámetros que caracterizan los perfiles de dosis, para una serie de tamaños de campo predeterminados (p. ej. 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 30 cm x 30 cm).

Respecto a los haces de **electrones**, se comprobará periódicamente la constancia de resultados en el aplicador de referencia (de tamaño  $\geq 10$  cm x 10 cm) y en el aplicador de tamaño de campo máximo ( $\geq 20$  cm x 20 cm). Durante las revisiones programadas a lo largo del año, se verificará la estabilidad de dichos parámetros en el conjunto de aplicadores disponibles.

Además, periódicamente, tanto en haces de fotones como de electrones, se verificará la constancia de los parámetros derivados de los perfiles de dosis con el giro del brazo, teniendo en cuenta los resultados obtenidos en las medidas del ERI, o en los ajustes posteriores del acelerador.

## 7.1.1. Tamaño del campo de radiación

### 7.1.1.1. Definición y objetivos

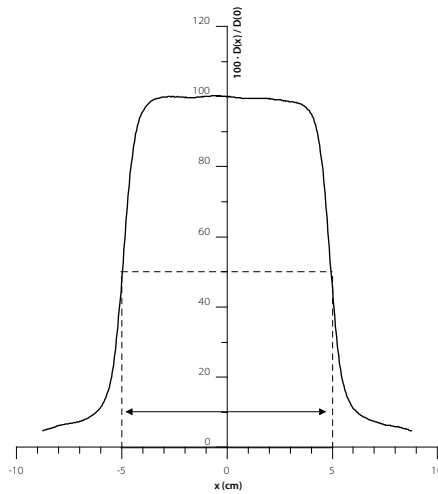
En haces de **fotones** el tamaño de campo de radiación viene delimitado por el sistema de colimación ubicado en el interior del cabezal (mandíbulas independientes o multilámina).

Sin embargo, en haces de **electrones**, es delimitado por una serie de aplicadores fijados al cabezal, las formas de campos irregulares se delimitan mediante insertos colocados en la parte final de los aplicadores. Se debe analizar el grado de concordancia existente entre el tamaño de campo nominal y el campo de radiación.

El tamaño del campo de radiación es uno de los parámetros geométricos más importantes en la planificación de tratamientos con radioterapia externa. La adecuada cobertura dosimétrica del tumor, requiere la correcta determinación y posterior selección en dosimetría clínica del tamaño de campo de radiación.

Sobre perfiles medidos en el plano perpendicular al eje del haz, a lo largo de los ejes principales del campo y normalizados a la dosis ab-

sorbida recibida en el eje, se determina la anchura del campo de radiación en la profundidad de medida, como la distancia lateral entre dos puntos situados a ambos lados del eje, que reciben el 50% de la dosis recibida en el eje (véase la Fig. 1) [11].



**Fig. 1.** Perfil de dosis absorbida normalizado al eje del haz. Tamaño del campo de radiación

Aunque la posición del sistema de colimación, seleccionada por el tamaño de campo nominal, se relaciona linealmente con el tamaño de campo luminoso, en haces de **fotones**, sin embargo, el tamaño de campo de radiación no mantiene una relación completamente lineal. Este hecho es debido a procesos de transporte de energía fuera de los límites del haz, que provocan un aumento de la distancia entre los puntos del 50% de dosis absorbida, y el correspondiente ensanchamiento del campo de radiación más allá de las consideraciones geométricas [1].

La coincidencia entre el campo nominal seleccionado y el tamaño del campo de radiación, se determinará mediante un perfil medido con técnica isocéntrica ( $DFD=100$  cm) a la profundidad de dosis absorbida máxima ( $d_{m\acute{a}x}$ ), y en la  $d_{ref} = 10$  cm [6]. El tamaño del campo de radiación, se define como la distancia existente entre dos puntos situados a ambos lados del eje que reciben el 50% de la dosis absorbida recibida en éste.

Por otro lado, en el caso de **electrones**, el tamaño del campo de radiación, delimitado por el aplicador, varía significativamente con la profundidad, por lo que se recomienda su determinación a DFS = 100 cm y en la profundidad de  $d_{m\acute{a}x}$ , ya que a mayor profundidad la dispersión de electrones se añade a la divergencia geométrica del haz. Sobre el perfil medido, también se define como la distancia entre puntos que reciben el 50% de la dosis absorbida recibida en el eje del haz [4].

### 7.1.1.2. Tolerancia

- Tamaño del campo de radiación en **fotones**; 2 mm respecto al tamaño nominal [7,10].
- Tamaño del campo de radiación en **electrones**; 2 mm respecto al tamaño establecido en el ERI.

## 7.1.2 Índice de uniformidad

### 7.1.2.1. Definición y objetivos

El índice de uniformidad, es un parámetro fundamental que permite cuantificar el grado de uniformidad de la dosis absorbida dentro del campo de radiación.

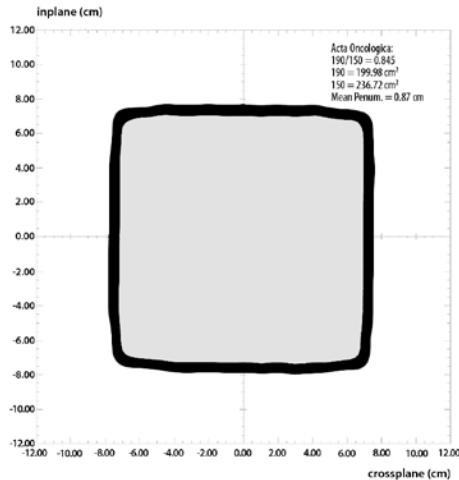
Se define como la razón de áreas limitadas por la región que engloba la isodosis del 90% y la isodosis del 50% de dosis relativa (véase la Fig. 2), en un plano de referencia perpendicular al eje del haz, en la profundidad de  $d_{m\acute{a}x}$  y a distancia fuente-detector (DFD) de 100 cm.

$$U(\%) = \frac{S_{90\% \text{ Dosis en el eje}}}{S_{50\% \text{ Dosis en el eje}}} \times 100(\%)$$

Los resultados del índice de uniformidad recomendados para la correcta aplicación clínica de los haces de radiación son los siguientes [5,10]:

En haces de **fotones**, valores  $\geq 80\%$ , para tamaños de campos  $\geq 10$  cm x 10 cm [6,10].

En haces de **electrones**, valores  $\geq 70\%$ , tamaños de campos  $\geq 10$  cm x 10 cm [11].



**Fig. 2.** Región donde se determina el índice de uniformidad entre las isodosis del 90% y el 50% de dosis relativa.

### 7.1.2.2. Tolerancia

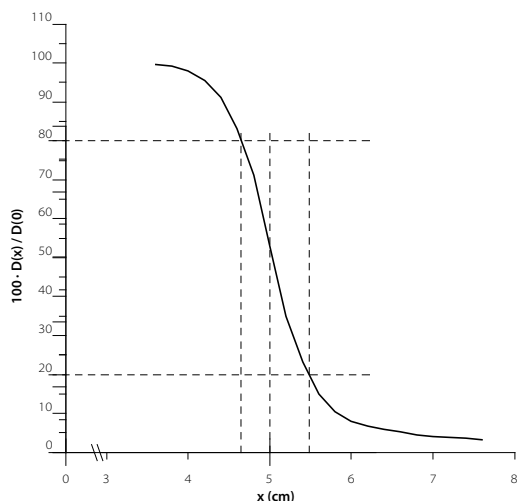
- Índice de uniformidad; desviación  $\leq 2\%$  respecto a los resultados del ERI [9].

### 7.1.3. Penumbra

#### 7.1.3.1. Definición y objetivos

Sobre un perfil de dosis absorbida, el término penumbra, contempla la región localizada alrededor del límite del campo de radiación, sobre la cual la dosis absorbida varía rápidamente en función a la distancia al eje del haz. Por este hecho, es un parámetro fundamental a tener en cuenta durante la planificación de tratamientos, ya que determina los márgenes aplicados en la correcta conformación de los campos, dando como resultado una adecuada cobertura del volumen de tratamiento.

La penumbra física se determina a ambos lados del perfil en la zona de mayor gradiente de dosis absorbida, sobre un perfil normalizado en el eje del haz radiación. Se define dosimétricamente como la distancia lateral existente entre los puntos que reciben el 80% y 20% de la dosis absorbida respecto al eje del haz (véase la Fig. 3) [3].



**Fig. 3.** Determinación dosimétrica de la penumbra física.

En haces de **fotones**, la penumbra depende fundamentalmente de la energía, el tamaño de la fuente ( $s$ ), la distancia fuente-sistema de colimación (DFSC), la distancia fuente-superficie (DFS), el tamaño de campo y la profundidad ( $d$ ). El resultado viene determinado por la suma de tres componentes: la penumbra de transmisión, debida a los fotones que interactúan con los bordes del sistema de colimación, la penumbra geométrica, independiente del tamaño de campo se calcula a partir de parámetros geométricos ( $s$ , DFSC, DFS y  $d$ ), y por último, la contribución de radiación dispersa generada en el interior del maniquí [3]. Se determina sobre perfiles medidos en la profundidad de  $d_{\text{máx.}}$  y  $d_{\text{ref.}} = 10$  cm [6].

En haces de **electrones** de baja energía, debido a la dispersión de electrones en aire, la penumbra aumenta con la distancia existente entre el final del aplicador y la superficie del maniquí. Sin embargo, en alta energía este efecto es menor, y la penumbra en la profundidad terapéutica ( $d_{85\%}$  o  $d_{90\%}$ ) aumenta debido al mayor alcance de los electrones y los procesos de dispersión múltiple producidos en el maniquí [4].

Para las distintas energías de electrones, con el fin de evaluar el gradiente de dosis a profundidades de interés terapéutico, se recomienda determinar la penumbra física a una profundidad mayor que  $d_{\text{máx.}}$  en la profundidad  $d_{85\%}/2$ , equivalente al centro del volumen blanco, y/o eva-

luar la penumbra sobre un perfil medido en  $d_{90\%}$ , lo que corresponde a la profundidad de la isodosis de cobertura del volumen blanco [4].

### 7.1.3.2. Tolerancia

- Tamaño de las penumbras; desviación  $\leq 1$  mm respecto a los resultados del ERI.

### 7.1.4. Homogeneidad

#### 7.1.4.1. Definición y objetivos

La homogeneidad o uniformidad de la tasa de fluencia energética del haz a lo largo del campo de radiación, es un parámetro dosimétrico que permite evaluar el grado de planitud de los perfiles de dosis absorbida dentro de la región de interés, que se encuentra delimitada por el área de homogeneidad (a definir más adelante). Por lo tanto, resulta un parámetro fundamental a la hora de valorar la aplicación terapéutica del haz de radiación.

La distribución de la tasa de fluencia energética del haz de **fotones (rayos X)** generado en el blanco no es uniforme, ya que es más elevada en el eje central que en los extremos. Con el fin de uniformizar la distribución de dosis absorbida a lo largo del campo de radiación, en el haz se interpone un filtro aplanador en forma de cono, de espesor y material adecuado según la energía del haz [3].

El cuidadoso diseño y ajuste del filtro aplanador, junto con la precisa alineación del haz, permitirá obtener una de la tasa de fluencia energética del haz relativamente uniforme a lo largo del campo de radiación. Así, el filtro es diseñado con mayor espesor en el centro, reduciéndose hacia los extremos, lo cual provoca alteraciones en el espectro de rayos X a la salida, y en consecuencia en la calidad del haz a lo largo del campo de radiación, dando como resultado, que la energía media del haz es más baja en la periferia del campo que en la zona central. Además, con la profundidad aumenta la contribución de radiación dispersada en el medio. Dichas alteraciones en la calidad del haz, conllevan cambios sustanciales en la homogeneidad de los perfiles con la profundidad [1]. Así, la distribución de dosis absorbida en los perfiles medidos en las proxi-



midades de  $d_{\text{máx}}$  presenta una componente importante de radiación dispersa generada en el filtro aplanador, por ello, en algunos aceleradores, dichos perfiles muestran regiones de dosis absorbida elevada o "cuernos" ("horns") en la periferia del campo, aspecto que estropea los resultados de homogeneidad. A elevadas profundidades los perfiles son más planos, la dosis absorbida en el eje central es mayor y decrece gradualmente hacia los bordes del campo [3].

Las propiedades óptimas de uniformidad en los perfiles de rayos X, son generalmente especificadas en la profundidad  $d_{\text{ref.}} = 10$  cm, teniendo en cuenta el resultado más desfavorable y límite máximo obtenido en la profundidad  $d_{\text{máx.}}$

Por otro lado, los perfiles de dosis absorbida en haces de **electrones** están caracterizados por los múltiples procesos de dispersión que experimenta el haz al atravesar los filtros dispersores, las cámaras monitoras, el sistema de colimación utilizado (tipo de aplicadores) y el aire hasta la superficie del paciente. A menudo, la componente dispersa del haz generada en el sistema de colimación de rayos X y desde los aplicadores, es ajustada intencionadamente para mejorar la homogeneidad. Por lo tanto, la homogeneidad en los perfiles de electrones varía sustancialmente con la profundidad, ya que dichos electrones dispersados son de menor energía [4].

Tanto en haces de fotones como de electrones, pequeñas alteraciones en la calidad del haz de radiación, se traducirán en variaciones de la homogeneidad respecto a los valores de referencia. Por lo tanto, la homogeneidad permitirá también evaluar la estabilidad energética del haz [1, 2].

### Homogeneidad en haces de fotones

Según las normas UNE 60976-99 [12], se define la región de homogeneidad como el área plana delimitada por rectas que unen los puntos de los ejes mayores y las diagonales del campo cuadrado, tal como se muestra en la Fig. 4 y de acuerdo con la Tabla 1.

Campo de radiación F (cm)	$d_m$	$d_d$
$5 < F \leq 10$	1 cm	1 cm
$10 < F \leq 30$	0,1 F	0,2 F
$30 < F$	3 cm	6 cm

Tabla 1. (Normas UNE 60976-99)

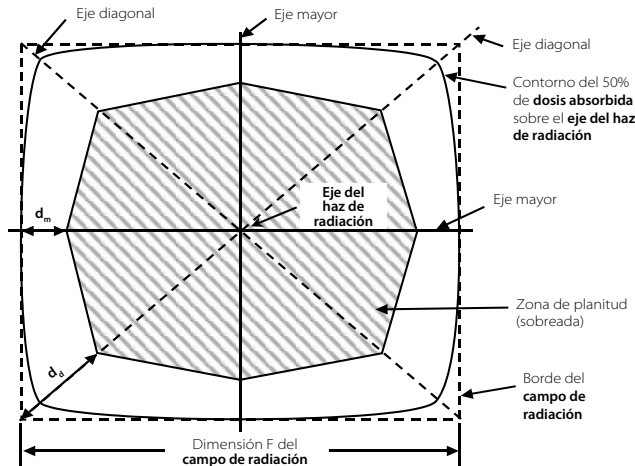
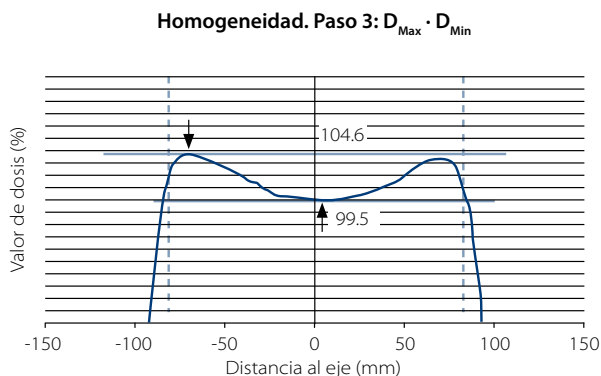


Fig. 4. Área de homogeneidad. (Normas UNE 60976-99)

Otras recomendaciones internacionales [6], definen la homogeneidad como la máxima variación porcentual respecto a la dosis absorbida promedio, dentro de la región de homogeneidad delimitada por el 80% del tamaño de campo de radiación (véase la Fig. 5), sobre un perfil de dosis absorbida normalizado en el eje central del haz y medido en el plano de referencia y en las siguientes profundidades:  $d_{m\acute{a}x}$  y  $d_{ref}=10$  cm.

$$H (\%) = (D_{m\acute{a}x} - D_{m\acute{i}n} / D_{m\acute{a}x} + D_{m\acute{i}n}) * 100(\%)$$



**Fig. 5.** Determinación de la homogeneidad sobre un perfil en haces de fotones, en la región interior delimitada por el del 80% del tamaño del campo de radiación.

### Homogeneidad en haces de electrones

Se define como la variación porcentual de la dosis absorbida normalizada en el eje central del haz, sobre la región del perfil situada 2 cm dentro del límite del campo geométrico, para tamaños de campo  $> 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ . En perfiles medidos en el plano de referencia y en las siguientes profundidades:  $d_{m\acute{a}x}$  y profundidad del rango terapéutico, correspondiente a la isodosis del 90% ( $d_{90\%}$ ) [4].

$$H (\%) = (D_{m\acute{a}x} - D_{m\acute{i}n} / D_{m\acute{a}x} + D_{m\acute{i}n}) * 100(\%)$$

#### 7.1.4.2. Tolerancia

- Homogeneidad haces fotones; se recomienda 2% [7,9] y un 3% [8].
- Variación respecto a los resultados del ERI;  $< 2\%$  [7,8,9]
- Homogeneidad haces electrones; 3% [7,9]
- Variación respecto a los resultados del ERI; 3% [7,8,9]

## 7.1.5. Simetría

### 7.1.5.1. Definición y objetivos

La simetría de los perfiles de dosis medidos a lo largo del campo de radiación, es un parámetro dosimétrico que permite evaluar la equivalencia en la distribución de dosis absorbida en puntos simétricos a ambos lados de perfil respecto al eje del haz.

El estudio del grado de simetría en la distribución de dosis absorbida obtenida en los perfiles, permitirá evaluar la correcta alineación y posicionamiento de distintos componentes del cabezal respecto al eje del haz de radiación. Así, en rayos X el centro del foco deberá estar perfectamente alineado con el filtro aplanador, y el sistema de colimación describirá un arco centrado respecto al foco [1].

En electrones, el centro del haz de radiación estará correctamente alineado con el filtro dispersor, y la posición de los aplicadores será simétrica respecto al eje del haz y paralela a la superficie del maniquí.

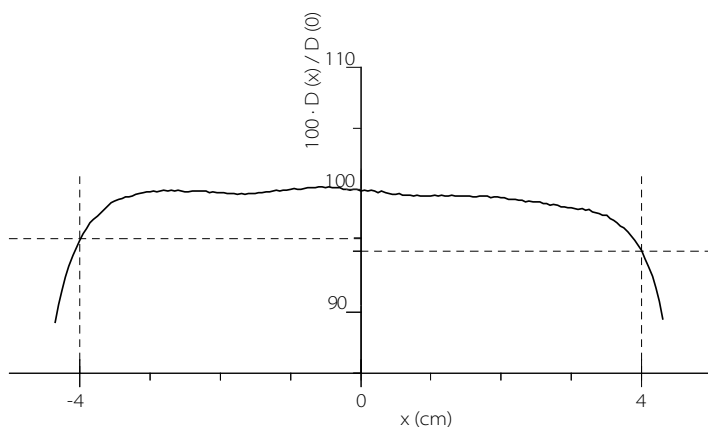
En general, la simetría del haz (fotones o electrones) no es muy dependiente con la profundidad de medida, y es prácticamente independiente del tamaño de campo [8].

### Simetría en haces de fotones

Se define como la variación porcentual máxima de la dosis absorbida en puntos localizados simétricamente respecto al eje central ( $D_x, D_{-x}$ ), dentro de la región de homogeneidad (descrita anteriormente), sobre un perfil medido en el plano de referencia y en las siguientes profundidades:  $d_{m\acute{a}x}$  y  $d_{ref} = 10$  cm [6].

$$S (\%) = \text{Máx} (D_x / D_{-x}) * 100(\%)$$

Donde  $x$  y  $-x$  son puntos simétricos respecto al eje, localizados en la región de homogeneidad, es decir, la simetría se determinará en aquellos puntos donde la razón ( $D_x / D_{-x}$ ) se encuentre más alejada de la unidad.



**Fig. 6.** Variación porcentual máximo sobre puntos simétricos del perfil dentro de la región de homogeneidad.

### Simetría en haces de electrones

Se define como la variación porcentual máxima de la dosis absorbida en puntos localizados simétricamente respecto al eje central ( $D_x$ ,  $D_{-x}$ ), sobre la región del perfil situada 2 cm dentro del límite del campo geométrico, para tamaños de campo  $\geq 10$  cm x 10 cm. En perfiles medidos en el plano de referencia y en las siguientes profundidades:  $d_{m\acute{a}x}$  y profundidad del rango terapéutico, correspondiente a la isodosis del 90% ( $d_{90\%}$ ) [4].

$$S (\%) = \text{Máx} (D_x / D_{-x}) * 100(\%)$$

Donde  $x$  y  $-x$  son puntos simétricos respecto al eje, localizados en la región de interés.

#### 7.1.5.2. Tolerancia

- Simetría haces fotones; se recomienda 2% (a partir de la fórmula el resultado viene dado como:  $100 \pm 2\%$ ) [9] y un 3% [7, 8].
- Variación respecto a los resultados del ERI; 3% [7, 8, 9].
- Simetría haces electrones; se recomienda 2% [4] y un 3% [7, 9].
- Variación respecto a los resultados del ERI; 3% [7, 9].

## 7.2. Constancia de los parámetros geométricos y dosimétricos con el giro del brazo

### 7.2.1. Definición y objetivos

El propósito será verificar, tanto en haces de **fotones** como de **electrones**, la constancia con el giro del brazo, del conjunto de parámetros geométricos y dosimétricos que caracterizan los perfiles de dosis absorbida descritos anteriormente. Se medirán una serie de perfiles en distintos ángulos del brazo, y el posterior análisis de dichos perfiles permitirá cuantificar el grado de variabilidad de dichos parámetros con el giro del brazo, ya que la rotación de éste puede afectar a la estabilidad geométrica y dosimétrica del haz de radiación.

La distribución de dosis absorbida a lo largo del campo de radiación debe ser estable con la rotación del brazo, sin embargo la influencia de distintos campos magnéticos presentes puede alterar la aceleración de los electrones. En el interior del brazo existen distintos componentes metálicos magnetizados, al rotar el brazo varía la influencia del campo magnético terrestre sobre dichos componentes. Este hecho puede producir variaciones significativas en el recorrido de los electrones en la guía de ondas, por lo que éstas deben ser compensadas electrónicamente. Este efecto es más importante en los aceleradores con energías elevadas, donde se utilizan guías de onda de mayor longitud [1,2].

Por otro lado, la medida de perfiles en diferentes posiciones del brazo, también permite verificar la correcta posición y alineamiento de los distintos componentes del cabezal respecto al sistema generador del haz. Además, los perfiles de dosis absorbida introducidos en los Sistemas de Planificación Tridimensional (SPT) durante la modelización de los haces, son medidos con el brazo en la posición de referencia (0°) y dichos sistemas no contemplan variaciones en las distribuciones de dosis absorbida con la rotación del brazo. Por ello resulta fundamental, el que dichas variaciones sean evaluadas y cuantificadas, verificando que no superan los niveles de tolerancia establecidos.

En haces de **fotones**, durante las medidas del ERI se determinará la constancia de los parámetros geométricos y dosimétricos con la rotación del brazo, sobre perfiles medidos en ambos ejes principales para

los tamaños de campo 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 30 cm x 30 cm en distintas orientaciones del brazo (0°, 90°, 180° y 270°) [6, 8, 9, 10]. Posteriormente, en las verificaciones periódicas se comprobará la estabilidad de los resultados obtenidos respecto a los valores del ERI.

Para las medidas de perfiles en haces de fotones en distintos ángulos del brazo, entre el equipamiento de dosimetría física, en el mercado existen distintas "matrices" de detectores uni o bidimensionales que se pueden fijar al cabezal de acelerador [13], permiten realizar medidas a la altura del isocentro. También se comercializan equipos de chequeo diario que se pueden fijar al cabezal del acelerador. Como maniquí se utiliza material plástico de espesor adecuado.

También se pueden realizar medidas con película, garantizando que el plano de la película se encuentra perfectamente paralelo a la base del cabezal. Mediante técnica isocéntrica, se expondrá una película para cada ángulo del brazo, como maniquí se utiliza material plástico de espesor suficiente.

En haces de **electrones**, durante el establecimiento del ERI, también se realizarán medidas en las principales orientaciones del brazo (0°, 90°, 180° y 270°) con el aplicador de tamaño de campo  $\geq 20$  cm x 20 cm. En las verificaciones periódicas, se comprobará la estabilidad de los resultados obtenidos respecto a los valores del ERI.

En las medidas de perfiles de haces de electrones con giro del brazo, existe la dificultad de que el aplicador se encuentra fijado a la base del cabezal, según el equipo de medida a utilizar, en algunos casos, p.ej. matriz de detectores es posible fijar éste a la base del aplicador, lo que permite realizar las medidas solicitadas.

Si no es posible, se pueden realizar las medidas con película, posicionándola de tal forma, que se encuentre paralela a la base del aplicador, a la altura del isocentro y con maniquí de material plástico suficiente según la energía de electrones.

### 7.2.2. Tolerancia

- Variación con la rotación del brazo; 2% [9] respecto a los resultados en la posición de referencia (0°) y 3% [8, 10].

### 7.2.3. Procedimientos de medida

#### 7.2.3-P0 Medidas realizadas en cuba de agua

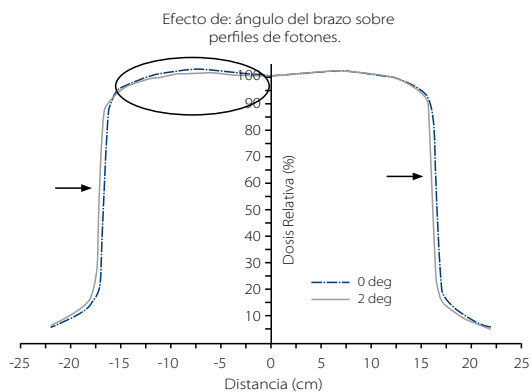
En el establecimiento del estado de referencia inicial, y en las verificaciones periódicas que se considere necesario, para la medida de perfiles de dosis absorbida en varias profundidades, se utiliza un maniquí (cuba) de agua de dimensiones suficientes, que dispone de sistema de medida y análisis automático de perfiles (véase la Fig. 11).

El principal inconveniente de éste sistema, es su compleja preparación, lo que puede demorar el proceso de medida en el caso de verificaciones periódicas, sin embargo, posee la ventaja de poder seleccionar la resolución espacial de las medidas, y así, en regiones del perfil con elevado gradiente de dosis absorbida, se pueden establecer puntos de medida muy próximos.

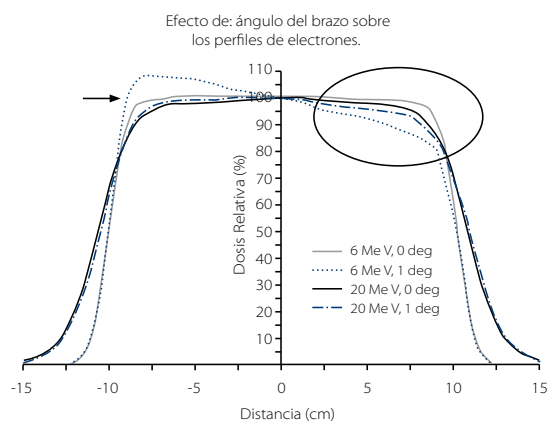
El montaje del equipamiento de medida requiere tanto, el adecuado posicionamiento de la cuba de agua respecto al isocentro de la unidad, como la precisa alineación de los detectores de medida respecto a los ejes del campo de radiación [14]. La calidad de los perfiles de dosis absorbida obtenidos vendrá determinada por dichos factores, debiendo ser especialmente cuidadoso de cara a eliminar posibles errores de medida.

En el correcto posicionamiento de la cuba de agua, se deberá tener en cuenta los tamaños de campo y ejes del haz de radiación sobre los que se van a realizar las medidas, con el fin de evitar posibles limitaciones. Se revisará el correcto nivelado de la misma, asegurando que la superficie del agua es paralela a la base del sistema de colimación correspondiente, siempre que el brazo del acelerador se encuentre en la posición de referencia ( $0^\circ$ ), evitando así posibles distorsiones en los perfiles medidos, tal como se muestra en las Fig. 7 y 8 [14].



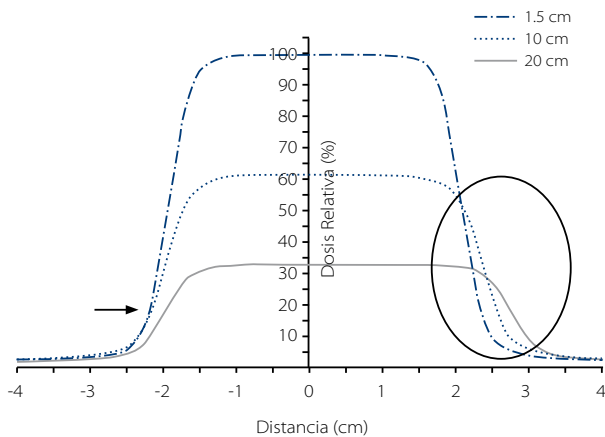


**Fig. 7.** Fotones 6 MV, campo 30cm x 30cm, profundidad 10cm.



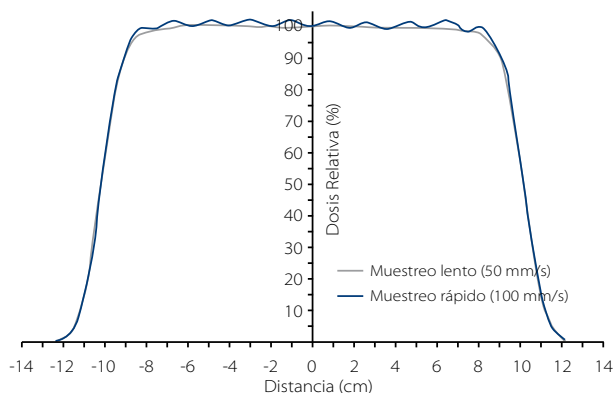
**Fig. 8.** Haz de electrones, campo 20cm x 20cm, profundidad del 80% dosis-prof.

El detector utilizado en las medidas, es fijado sobre un carril móvil ubicado en la cuba de agua, durante su posicionamiento se revisará especialmente: el ajuste y centrado del detector respecto al eje del haz, el punto de origen en profundidad del detector, el nivelado del mismo con la superficie del agua en todo el rango de desplazamiento, que los desplazamientos del detector son paralelos respecto a los ejes X e Y del campo de radiación (Fig. 9) [14], y en la dirección Z el movimiento es paralelo al eje central de la unidad con el brazo en  $0^\circ$ , entre otros.



**Fig. 9.** Perfiles a diferentes profundidades, haz de fotones de 6 MV y campo de 4 cm x 4 cm. Efecto de inclinación del mecanismo de muestreo

La medida de perfiles de dosis absorbida se realiza a través de programas informáticos que permiten, además de controlar de forma automática los desplazamientos del sistema de detección, establecer los parámetros de medida más adecuados que garantizan la calidad de los perfiles medidos (Fig. 10) [14], teniendo en cuenta, las especificaciones técnicas del detector, el tipo de haz de radiación, el tamaño de campo, tasa de dosis, etc.



**Fig. 10.** Efecto de la velocidad de muestreo sobre la calidad de los perfiles de electrones

La medida de perfiles de dosis absorbida en agua, resulta muy útil en la determinación de los siguientes parámetros dosimétricos: homogeneidad, simetría y penumbras, ya que se trata de parámetros que varían sustancialmente con la profundidad [15] y deben ser correctamente establecidos.

Como sistema de detección, se utilizan detectores ionométricos, ya que su respuesta es prácticamente independiente de la energía. En las medidas de campos estándar, se recomienda el uso de cámaras cilíndricas pequeñas, con un tamaño de volumen sensible menor de 15 mm en su eje longitudinal y un diámetro interno inferior a 5 mm [16]. En la determinación de las penumbras, sobre todo y con el fin de mejorar y obtener similar resolución espacial en las medidas sobre ambos ejes principales (X e Y) del campo de radiación, resulta conveniente el posicionar el eje longitudinal de la cámara de ionización paralelo al eje del haz [17,18]. Además, se recomienda la utilización de un detector de referencia, que situado sobre un punto fijo del haz de radiación permitirá monitorizar posibles variaciones en la tasa de fluencia del haz con el tiempo [1].

En la medida correcta de los perfiles de dosis absorbida y especialmente para pequeños tamaños de campo, uno de los problemas fundamentales es conocer la respuesta espacial de los detectores utilizados en las medidas, ya que ello determina la resolución espacial en las regiones con elevado gradiente de dosis absorbida, o con falta de equilibrio electrónico lateral [19].

Las técnicas de tratamiento más avanzadas (radiocirugía estereotáxica, IMRT, etc.) utilizan campos de radiación muy pequeños, que requieren una alta exactitud en la medida de las penumbras (zonas con elevado gradiente de dosis absorbida). Las cámaras de ionización habituales (0,1 - 0,2 cm<sup>3</sup>) utilizadas en las medidas de perfiles pueden producir un aumento de las penumbras de varios milímetros, según el tipo de detector y campo de radiación [20]. Este hecho implica el uso de detectores que presenten una perfecta resolución espacial, es decir, detectores infinitamente pequeños. Como esto no es posible, distintos autores han aproximado el problema, recomendando distintos tipos de detectores, o realizando la modelización matemática de las inexactitu-

des introducidas por el efecto del tamaño finito del detector, calculando la función de respuesta del detector y la posterior deconvolución de los perfiles medidos [21].

Además, en la medida de campos muy pequeños, la resolución espacial de las medidas puede ser mejorada utilizando detectores de muy pequeño volumen sensible, tales como los diodos semiconductores tipo p, que presentan un volumen de detección entre 0,2-0,3 mm<sup>3</sup>, y un diámetro de 2,5 mm, sin embargo, muestran una respuesta no isotrópica frente a la radiación, y su respuesta depende de la composición espectral del haz de radiación. Al tratarse de un material detector no equivalente a agua, el coeficiente de absorción del silicio es mayor que el del agua, por lo que la dosis absorbida debida a fotones de baja energía puede ser sobreestimada [17,22]. En este tipo de medidas resulta más adecuado el uso de un detector tipo diamante. Se trata de una cámara de ionización de estado sólido con un volumen sensible de detección de unos 2 mm<sup>3</sup> y un diámetro colector de unos 3 mm, por lo que estos detectores permiten medidas con una elevada resolución espacial. Además, se trata de un material con respuesta cercana equivalente al agua, por lo que son independientes de la energía y muestran sensibilidad isotrópica frente a la radiación [23], sin embargo debe ser cuantificada la dependencia de su respuesta con la tasa de dosis absorbida [19], aunque esta limitación ha sido mejorada en los diodos de última generación.

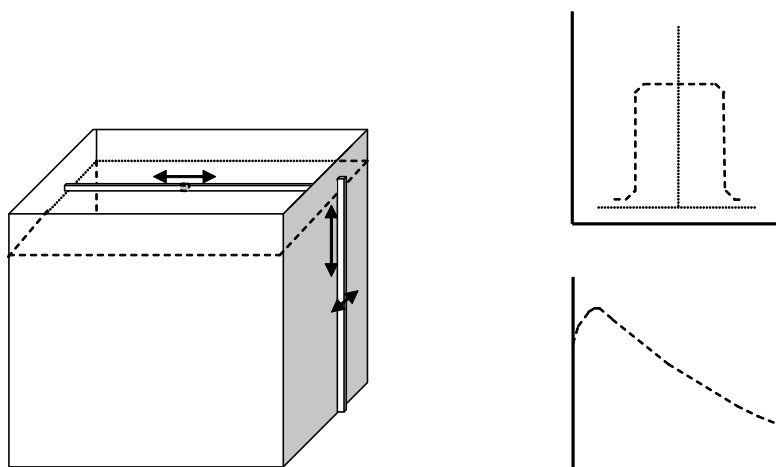


Fig. 11. Maniquí de agua con sistema automático de medida y análisis.

### 7.2.3-P0(A) Material

- Maniquí o cuba de agua con sistema de movimiento automático.
- Detectores ionométricos o semiconductores (de medida y de referencia).
- Electrómetro.
- Programa de registro y análisis de resultados.

### 7.2.3-P0(B) Método

1. Asegurar que la rotación de brazo, cabezal y mesa se encuentran en la posición de referencia de  $0^\circ$ .
2. Centrar el contenedor sin agua respecto a los ejes indicados en la retícula. Alinear con la ayuda de los láseres.
3. Llenar el contenedor con suficiente agua bidestilada o desionizada. Mediante un nivel y con la ayuda de los láseres, revisar que el maniquí de agua es perpendicular al eje del haz y paralelo al sistema de colimación.
4. Posicionar y centrar adecuadamente el sistema de detección (detector de medida y de referencia).

5. Disponer el tamaño de campo y la distancia foco-superficie de medida.
6. Establecer en el programa de medidas, los parámetros de adquisición necesarios, según el tamaño de campo, tipo de radiación, calidad del haz, tipo de detector, profundidades, ejes, etc.
7. Obtener el conjunto de perfiles programados, revisando que la adquisición de datos se realiza correctamente.
8. Analizar los perfiles medidos siguiendo los protocolos recomendados. Evaluar los resultados de los parámetros geométricos y dosimétricos obtenidos.

#### **7.2.3-P0(C) Principales fuentes de Incertidumbre**

- Reproducibilidad del posicionamiento (Alineación ejes X/Y, perpendicularidad maniquí-eje del haz, distancia foco-detector, ángulo del brazo, etc.)
- Equipo de medida (posición de los detectores, fugas del electrómetro, etc.).

#### **7.2.3-P0(D) Periodicidad**

En las medidas del ERI y durante las revisiones menos frecuentes, tales como anuales y semestrales.

En haces de fotones se verificará la constancia de los parámetros geométricos y dosimétricos del campo de radiación en al menos tres tamaños de campo 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 30 cm x 30 cm.

En haces de electrones, a lo largo del año, se verificará la constancia del campo de radiación para el conjunto de aplicadores disponibles.

### 7.2.3-P1 Medidas realizadas con película

En la caracterización y determinación precisa de los siguientes parámetros geométricos: tamaño de campo de radiación, tamaño de las penumbras o el índice de uniformidad, es fundamental analizar el campo de radiación en una profundidad establecida ( $d_{\text{máx}}$  o  $d_{\text{ref}}$ ) en condiciones isocéntricas, garantizando medidas con elevada resolución espacial [24], ya que se realizan medidas en regiones del campo de radiación con elevados gradientes de dosis en distancias del orden del milímetro. En este tipo de determinaciones se recomienda utilizar como detector la película, que será leída con un escáner de al menos 16 bits.

En este tipo de medidas, se recomienda el uso de películas junto con un maniquí sólido de material equivalente a agua (poliestireno, agua plástica, etc.) (ver Tabla 2), de diferente espesor según la profundidad de medida para las distintas calidades del haz (Fig. 12), además, deberá contar con dimensiones adecuadas (al menos 30 cm x 30 cm).

Material	Color	Densidad ( $\text{gr cm}^3$ )	$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{med}}^{\text{water}}$			
			6 MV	18 MV	15 MV	18 MV
Poliestireno, NA, RPD	Opaco	1.050	1.035	1.037	1.049	1.059
Acrílico/PMMA RPD	Claro	1.185	1.031	1.033	1.040	1.044
Agua Sólida, ("solid water") RMI	Granate	1.030	1.032	1.039	1.049	1.052
Agua Plástica, ("plastic water") CIRS	Lavanda	1.012	1.032	1.031	1.030	1.030
Agua Blanca ("White water- RW3"), NA	Blanco	1.045	1.035	1.036	1.049	1.056

**NA:** Nuclear Associates. **RPD:** Radiation Product Design. **RMI:** Radiation Measurements Inc.  
**CIRS:** Computerized Imaging Reference System

**Tabla 2.** Características físicas de materiales sólidos equivalentes a agua, comercialmente disponibles [14].

Las películas, una vez sometidas a un proceso controlado de revelado, se digitalizarán en un escáner con muy bajo tamaño de píxel (inferior a  $100\ \mu\text{m}$ ), lo que permite diferenciar un rango elevado de niveles de gris, y en definitiva obtener resultados de los parámetros analizados con elevada resolución espacial [25]. Además, para cada tipo de película y calidad de haz se habrá obtenido la correspondiente curva sensitométrica de calibración [26].

Posteriormente, mediante el correspondiente programa informático de análisis, se obtendrán los parámetros geométricos y dosimétricos buscados.

Las películas radiográficas utilizadas habitualmente, presentan un inconveniente importante y es que su respuesta depende de la energía, ya que al utilizar como material detector el bromuro de plata (de elevado  $Z_{\text{eff}}$ ), son especialmente sensibles a los procesos de interacción por efecto fotoeléctrico, y éste es el predominante en las componentes del espectro de más baja energía ( $<1\ \text{MeV}$ ). Este hecho provoca que en las medidas de haces de muy pequeño tamaño, utilizados en técnicas de radiocirugía o IMRT, donde existe una gran componente de radiación dispersa, las películas pueden presentar problemas de sobre respuesta en las regiones con elevado gradiente de dosis [25,27].

En general, para un elevado nivel de exactitud en los resultados obtenidos con película radiográfica, resulta fundamental el conocer y controlar cuidadosamente los distintos aspectos implicados, tales como: orientación e identificación de la película, distancia foco-película, calibración densidad óptica-dosis absorbida, proceso de revelado, tiempo exposición-revelado, escáner de alta resolución y programa de análisis dosimétrico.

Además de todos los aspectos ya comentados de la dosimetría con película radiográfica, en la actualidad, se está limitando la disponibilidad de equipos de procesado para película radiográfica. Este hecho hace, que se encuentre muy extendido el uso de un nuevo tipo de película para medidas dosimétricas del haz de radiación. Se trata de películas radiocrómicas, las cuales presentan entre sus principales ventajas el no precisar ningún tipo de revelado químico, insensibles a la luz y permiten cortar sólo el tamaño de película necesario.



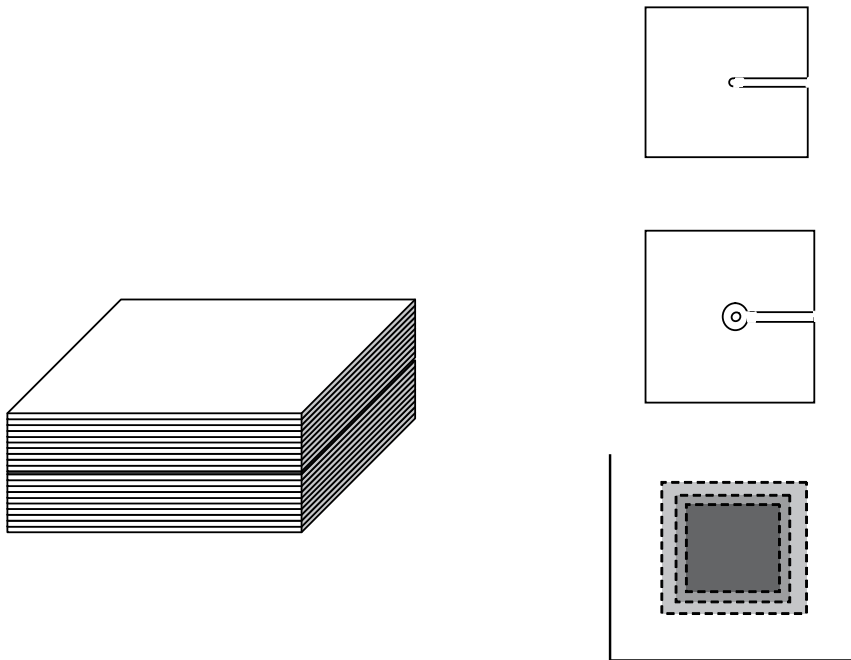
En el mercado se comercializan principalmente las películas radiocrómicas "GafChromic RTQA" destinadas a pruebas de control de calidad, son más económicas, y las "GafChromic EBT" utilizadas en medidas de distribución de dosis absorbida, especialmente en técnicas de IMRT. Para su lectura se recomienda utilizar un escáner plano en modo color RGB con 48 bit por píxel (16 bit por color).

Entre las características técnicas más importantes de este tipo de películas destacamos: rango de dosis 1 cGy - 800 cGy, sensibilidad independiente de la tasa de dosis, no precisa tratamiento post-irradiación, lectura de la película entre 3 – 8 horas después de la exposición [28], sensibilidad independiente de la energía (rango KeV-MeV) y cercana a agua ( $Z_{\text{eff}}$  equivalente a tejido), elevada resolución espacial y además es sumergible en agua.

Previo a su uso, se recomienda obtener la correspondiente curva sensitométrica, y analizar cuidadosamente la respuesta geométrica del conjunto escáner – película radiocrómica, teniendo en cuenta la orientación de la película y la respuesta lateral del escáner, aplicando las correcciones publicadas en la literatura [29,30].

### 7.2.3-P1(A) Material

- Película
- Maniquí de material plástico equivalente a agua
- Escáner de alta resolución para lectura de películas
- Programa de registro, análisis y verificación de resultados



**Fig. 12.** Maniquí de material plástico para medidas con película.

### 7.2.3-P1(B) Método

1. Asegurar que la rotación de brazo, cabezal y mesa se encuentran en la posición de referencia de  $0^\circ$ .
2. Posicionar sobre la mesa varias planchas de maniquí plástico, con el fin de contemplar la radiación retrodispersada en el medio.
3. Centrar y fijar sobre el maniquí la película y con la ayuda del campo luminoso y de un punzón marcar la orientación de la película.
4. Establecer en el sistema de colimación un tamaño de campo mayor que el de medida, con la ayuda del campo luminoso y un punzón, marcar sobre la película los extremos de los ejes de la retícula.

5. Disponer el tamaño de campo y la distancia foco-detector de medida. Tanto en haces de **fotones** como de **electrones**, se analizará la constancia de los parámetros geométricos y dosimétricos descritos para un tamaño de campo de referencia  $\geq 20$  cm x 20 cm.
6. Añadir el espesor de maniquí necesario según la calidad del haz de medida.
7. Realizar la irradiación de la película con las UM adecuadas. Previamente se habrá obtenido la correspondiente curva sensitométrica.
8. Si se usan películas radiográficas revelarlas en una procesadora de respuesta controlada. Tener en cuenta el tiempo de exposición-revelado adecuados según el tipo de película.
9. Digitalizar la película en el correspondiente lector calibrado, utilizando los parámetros de lectura más adecuados.
10. Mediante el programa de análisis dosimétrico se obtendrán los perfiles de dosis solicitados. Calcular y evaluar los resultados de los parámetros obtenidos.

### 7.2.3-P1(C) Principales Fuentes de Incertidumbre

- Reproducibilidad del posicionamiento (Alineación e identificación de los ejes X/Y, distancia foco-detector, ángulo del brazo, etc.)
- Envejecimiento del maniquí.
- Proceso de revelado.
- Equipo de lectura y programa de análisis.

### 7.2.3-P1(D) Periodicidad

- Revisiones mensuales y/o semanales.

### 7.2.3-P2 Medidas con una “matriz” de detectores

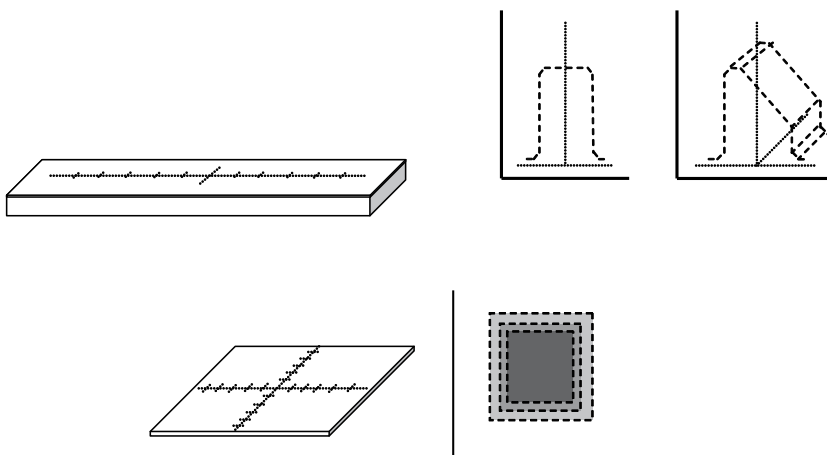
En las medidas del estado e referencia inicial, durante la caracterización de los parámetros geométricos y dosimétricos descritos, dentro del Protocolo de Control de Calidad, se deben medir perfiles de refe-

rencia con sistemas de detección “intermedios”, que presentan un nivel de precisión aceptable. Son útiles cuando se realizan ajustes de perfiles con el servicio técnico, o para analizar, en las verificaciones periódicas, la estabilidad de dichos parámetros.

Son sistemas de medida lineales uni o bidimensionales de detectores, o en general, en forma de una “matriz”, que constan de un conjunto de detectores ionométricos (cámaras de pequeño volumen) o de diodos semiconductores, dispuestos linealmente con un pequeño espaciado entre ellos. Como maniquí se utilizan láminas de material plástico equivalente a agua, de distintos espesores para las distintas calidades de haz (véase la Fig. 13). El sistema, gobernado mediante programas informáticos específicos, facilita la medida de perfiles con resolución espacial suficiente, según la distancia entre los detectores. Posteriormente, mediante el análisis de perfiles se calculan los parámetros de interés.

Actualmente, en el mercado existen “matrices” de detectores uni o bidimensionales que nos permiten obtener resultados de homogeneidad, simetría, penumbras y tamaño de campo en una única irradiación.

Además, estos equipos disponen de dispositivos que permiten fijar el sistema de medida al cabezal del acelerador, lo que permite realizar medidas de perfiles a la altura del isocentro en diferentes orientaciones del brazo [13].



**Fig. 13.** Sistema de medida con una “matriz” de detectores uni o bidimensional.

### 7.2.3-P2(A) Material

- Equipo de medida con una “matriz” de detectores.
- Programas informáticos de medida y análisis de resultados.

### 7.2.3-P2(B) Método

1. Asegurar que la rotación de brazo, cabezal y mesa se encuentran en la posición de referencia de 0°.
2. Posicionar sobre la mesa o fijado al cabezal del acelerador, en el caso de medidas con el giro del brazo, el sistema de detección con matriz de detectores. Revisar que el sistema se encuentra perpendicular al eje del haz.
3. Centrar y alinear adecuadamente el sistema de detección respecto a los ejes de la retícula. Posicionar el detector de referencia.
4. Disponer el tamaño de campo y la distancia foco-superficie de medida. Tanto en haces de **fotones** como de **electrones**, se analizará la constancia de los parámetros geométricos y dosimétricos descritos para un tamaño de campo de referencia  $\geq 20$  cm x 20 cm.
5. Añadir el espesor de maniquí necesario según la calidad del haz de medida.
6. Establecer en el programa de medidas, los parámetros de adquisición necesarios, según el tamaño de campo, tipo de radiación, calidad del haz, profundidades, eje de medida, etc.
7. Obtener el conjunto de perfiles programados, revisando que la adquisición de datos se realiza correctamente.
8. Analizar los perfiles medidos siguiendo los protocolos recomendados. Evaluar los resultados de los parámetros geométricos y dosimétricos obtenidos.

### **7.2.3-P2(C) Principales Fuentes de Incertidumbre**

- Reproducibilidad del posicionamiento (Alineación ejes X/Y, distancia foco-detector, ángulo del brazo, etc.)
- Equipo de medida.
- Envejecimiento del maniquí

### **7.2.3-P2(D) Periodicidad**

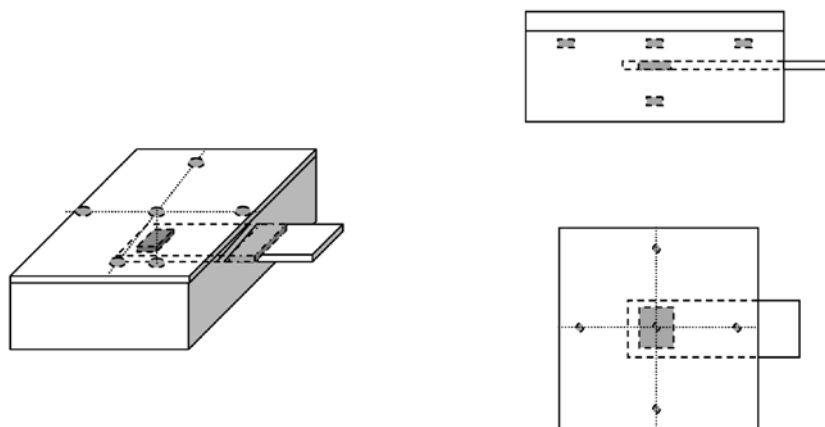
- Revisiones mensuales.

### **7.2.3-P3 Medidas con sistema de verificación rápida**

Se medirán también perfiles de referencia inicial con sistemas de medida que utilizan un equipo de verificación rápida, los cuales resultan especialmente útiles en las medidas diarias. Dichos equipos permiten cuantificar de forma simultánea varios parámetros del haz de radiación, tales como: constancia de dosis, homogeneidad, simetría, etc. [31]. Además, algunos equipos disponen de soporte de fijación al cabezal del acelerador, lo cual permite verificar de forma rápida la constancia de varios parámetros del haz con el giro del brazo.

Dichos sistemas disponen de un conjunto de detectores espacialmente distribuidos, uno en el centro y varios dispuestos a ambos lados sobre los ejes principales, y como maniquí se utilizan láminas de material plástico equivalente a agua, de distintos espesores para las distintas calidades de haz (véase la Fig. 14). Disponen también de programas de control y análisis de datos específicos.

Estos equipos presentan como principales ventajas un rápido montaje, el análisis de resultados y la versatilidad, y entre sus inconvenientes, la relativamente elevada incertidumbre de las medidas, ya que las determinaciones de homogeneidad y simetría se realizan a partir de muy pocos puntos de medida en cada eje principal, y además, habitualmente sólo permite realizar medidas para un único tamaño de campo.



**Fig. 14.** Sistema de verificación rápida para controles diarios.

### 7.2.3-P3(A) Material

- Equipo de medida de verificación rápida.
- Programa de medida y análisis de resultados.

### 7.2.3-P3(B) Método

1. Asegurar que la rotación del brazo, cabezal y mesa se encuentran en la posición de referencia de  $0^\circ$ .
2. Posicionar sobre la mesa o fijado al cabezal del acelerador, en el caso de medidas con el giro del brazo, el sistema de detección para medidas diarias. Revisar que el sistema se encuentra perpendicular al eje del haz.
3. Centrar y alinear adecuadamente el sistema de detección respecto a los ejes de la retícula. Posicionar el detector de referencia.
4. Disponer el tamaño de campo y la distancia foco-superficie de medida.

5. Según el diseño y especificaciones propias del sistema de medida, tanto en haces de **fotones** como de **electrones**, se verificará diariamente un tamaño de campo de referencia, habitualmente un campo de 20 cm x 20 cm.
6. Añadir el espesor de maniquí necesario según la calidad del haz de medida.
7. Establecer en el programa de medidas, los parámetros de adquisición necesarios, según el tamaño de campo, tipo de radiación, calidad del haz, profundidades, eje de medida, etc.
8. Obtener el conjunto de perfiles programados, revisando que la adquisición de datos se realiza correctamente.
9. Analizar los perfiles medidos siguiendo los protocolos recomendados. Evaluar los resultados de los parámetros geométricos y dosimétricos obtenidos.

#### **7.2.3-P3(C) Principales Fuentes de Incertidumbre**

- Reproducibilidad del posicionamiento (Alineación ejes X/Y, distancia foco-detector, ángulo del brazo, etc.)
- Equipo de medida.
- Envejecimiento del maniquí

#### **7.2.3-P3(D) Periodicidad**

- Revisiones diarias.



Caracterización dosimétrica del campo de radiación (DCR)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Tamaño del campo de radiación (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.1-P0	Anual o semestral	2 mm
Determinación con película	P1	Mensual o semanal	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Índice de uniformidad (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.2-P0	Anual o semestral	≤ 2%
Determinación con película	P1	Mensual o semanal	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Penumbra (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.3-P0	Anual o semestral	≤ 1 mm
Determinación con película	P1	Mensual	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Semestral o mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Homogeneidad (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.4-P0	Anual o semestral	Fot.: 2 - 3% Elec.: 3%
Determinación con película	P1	Mensual o semanal	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Simetría (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.5-P0	Anual o semestral	2 - 3%
Determinación con película	P1	Mensual o semanal	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Constancia de los parámetros geométricos y dosimétricos con el giro del brazo (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.2-P0	Anual o semestral	2 %
Determinación con película	P1	Trimestral o mensual	
Determinación con "matriz" de detectores	P2	Trimestral o mensual	

## Referencias

- [1] Greene D. and Williams P.C. "Linear accelerators for radiation therapy". Second Edition. Institute of Physics Publishing. 1997.
- [2] Karzmark C.J. et al. "Medical electron accelerators". Ed. McGraw-Hill. 1993
- [3] Khan F. "The Physics of Radiation Therapy". Williams and Williams. Ed. Baltimore, MD 1994.
- [4] American Association of Physicists in Medicine (AAPM), "Clinical electron-beam dosimetry". Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 25. 1991.
- [5] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). "Radiation dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV". ICRU Report 35. Bethesda 1985.
- [6] Nath R, Biggs P, Bova F, Ling C, Purdy J, van de Geijn J, Weinhaus M, AAPM Report No. 47, "Code of practice for radiotherapy accelerators", Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45, Med. Phys., 21: 1093-1121, 1994.
- [7] Kutcher G, Coia L, Gillin M, Hanson W, Leibel S, Morton R, Palta R, Purdy J, Reinstein L, Svensson G, Weller M, Wingfield L, AAPM Report No. 46, "Comprehensive QA for Radiation Oncology", Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 40, Med. Phys., 21: 581-618, 1994.
- [8] Institute Of Physics And Engineering In Medicine (IPEM), "Physics aspects of quality control in radiotherapy", IPEM Report 81, edited by Mayles WPM, Lake R, McKenzie A, Macaulay EM, Morgan, HM, Jordan TJ and Powley, SK, IPEM, York, United Kingdom, 1999.
- [9] Cozzi L, Fogliata-Cozzi A, Ionescu-Farca F, Lomax N, Roser H, Schneider U, Trueb P, "Quality Control of Medical Electron Accelerators", Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics, Recommendations Number 11, ISBN: 3 908 125 34 0, 2003.
- [10] REAL DECRETO 1566/1998 de 17 de Julio sobre Criterios de calidad en Radioterapia.

- [11, 12] IEC 60976:1989. Aprobada como Norma EN 60976-99. Versión oficial en español, Julio 2001. Equipos electromédicos. Aceleradores de electrones de uso médico. Características funcionales.
- [13] Loyd M, Lane R, Laxton J, Chow C, Rosen I. "Long term variation in beam symmetry as a function of gantry angle for a computer-controlled linear accelerator". *Med. Phys.* (1989) 16: 614-617.
- [14] American Association of Physicists in Medicine (AAPM), "Accelerator beam data commissioning equipment and procedures". Report of the Therapy Physics Committee of the AAPM, Task Group - 106. 2008
- [15] Almond P, Biggs P, Coursey B, Hanson W, Huq M, Nath R, Rogers D, "Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams". Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 51, *Med Phys* 26: 18747-70, 1999.
- [16] International Atomic Energy Agency (IAEA). "Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water". IAEA Technical Report Series Vol. 398. Viena. 2001.
- [17] Bjarngard B, Tsai J, Rice R. "Dose on the central axes of narrow 6 MV x-ray beams". *Med. Phys.* (1990) 17: 794-799.
- [18] Mattson L, Johanson K, Svenson H. "Calibration and use of plane-parallel ionisation chambers for the determination of absorbed dose in electron beams". *Acta Radiol. Oncol.* 20 (1981) 385.
- [19] Bucciolini M, Banci Buonamici F, Mazzocchi S, De Angelis C, Onori S, Cirrone P. "Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size". *Med. Phys.* (2003) 30: 2149-2154.
- [20] Garcia-Vicente F, Delgado JM, Peraza C. "Experimental determination of the convolution kernel for the study of the spatial response of a detector". *Med. Phys.* (1998) 25: 202-207.
- [21] Garcia-Vicente F, Delgado J.M, Rodríguez C. "Exact analytical solution of the convolution integral equation for a general profile fitting function and Gaussian detector kernel". *Phys. Med. Biol.* 45 (2000) 645-650.

- [22] Beddar A, Mason D, O'Brien P. "Absorbed dose perturbation caused by diodes for small field photon dosimetry". *Med. Phys.* (1994) 21: 1075-1079.
- [23] Surendra R, Douglas F. "Dosimetric characterization of radiosurgical beams with a diamond detector". *Med. Phys.* (1995) 22: 2117-2121.
- [24] Dawson D.J., Harper JM, Akinradewo CA. "Análisis of physical parameters associated with the measurement of high energy X-Ray penumbra". *Med. Phys.* (1984) 11: 491-497.
- [25] Heydarian M, Hoban P, Beddoe H. "A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery". *Phys. Med. Biol.* (1996) 41: 93-110.
- [26] Zhu X.R., Yoo S., Jursinic P.A., Grimm D.F., Lopez F., Rownd J.J. and Gillin M.T. "Characteristics of sensitometric curves of radiographic films". *Med. Phys.* (2003) 30: 912-919.
- [27] García-Vicente F, Béjar M, Pérez L, Torres J "Clinical impact of the detector size effect in 3D-CRT". *Radiother Oncol* (2005) 74: 315-322.
- [28] Zeidan O., Stacy A., Stephenson L., Meeks S., Wagner T., Willoughby T., Kupelian P. and Langen K. "Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification". *Med. Phys.* (2006) 33 (11): 4064 - 4072
- [29] Lynch B., Kozelka J., Ranade M., Li J., Simon W., Dempsey J. "Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT GAFCHROMIC® film". *Med. Phys.* (2006) 33 (12): 4551 - 4556
- [30] Fiandra C., Ricardi U., Ragona., Anglesio S., Giglioli F., Calamia E. And Lucio F. "Clinical use of EBT model Gafchromic™ film in radiotherapy". *Med. Phys.* (2006) 33 (11): 4314 - 4319
- [31] Wendell L, Maddox J, Kenneth K. "Daily check instrument for photon and electron beam quality assurance of medical linacs". *Med. Phys.* (1985) 12: 462-465.

## 8. Sistema monitor del haz (SMH)

*Lluís Escudé Armengol, Manuel Vilches Pacheco*

### Introducción

En un acelerador lineal de uso clínico, se denomina “Sistema Monitor” al sistema encargado del control dosimétrico de la unidad. Se trata de una parte fundamental del acelerador, ya que es el sistema responsable de monitorizar la dosis absorbida acumulada y la tasa de dosis absorbida, junto con la simetría y uniformidad del haz, suministrando señales a los circuitos de seguridad, enclavamientos, y al sistema de control de direccionamiento del haz. Este capítulo estará dedicado a la parte del sistema monitor asociado al control de la tasa de dosis absorbida y la dosis absorbida acumulada.

En general, el sistema monitor de dosis absorbida y tasa de dosis absorbida (en adelante SMH) lo constituyen uno o dos pares de cámaras de ionización (según el fabricante y modelo)<sup>1</sup> situadas en la trayectoria del haz, una vez que éste ha atravesado el filtro aplanador (en haces de fotones) o las láminas dispersoras (en haces de electrones). Estas cámaras forman parte de dos sistemas de medida independientes y redundantes (denominados monitores, o canales, primario y secundario), los cuales producen pulsos de corriente proporcionales a la tasa de fluencia energética de la radiación. Según el fabricante, las cámaras pueden ser selladas y rellenas de gas o abiertas al aire. En este último caso la lectura suministrada deberá ser corregida por la presión y temperatura ambiental, medidas ambas mediante termómetros y barómetros incorporados en la unidad. La carga producida en estas cámaras por los pulsos de radiación, se mide como corriente eléctrica. Estos pulsos de

<sup>1</sup> Por ejemplo, los aceleradores de Varian y Elekta utilizan el mismo par de cámaras tanto para fotones como para electrones mientras que los de Siemens usan distintas cámaras para fotones y electrones, que se colocan en la trayectoria del haz mediante deslizamiento.

corriente son integrados y medidos por una cadena electrónica que los traduce en un valor numérico cuya unidad denominamos *unidad de monitor* (UM).

El canal primario se encarga de finalizar la irradiación cuando el número de unidades monitor acumuladas iguala al valor preseleccionado por el operador en la consola de control. El canal secundario actúa como un sistema redundante de seguridad respecto al canal primario, si éste no funciona correctamente, el segundo canal terminará la irradiación cuando el número de unidades de monitor acumulado sobrepasa el valor preseleccionado en un porcentaje o número de unidades de monitor previamente establecido.

El SMH controla también, en tiempo real, la tasa de dosis absorbida ( $\text{UM}\cdot\text{min}^{-1}$ ) e informa a la cadena de retroalimentación de dosis absorbida para que aumente o disminuya la frecuencia de repetición de pulsos, garantizando así que la tasa de dosis absorbida se mantiene dentro de límites prefijados. Si el sistema de realimentación no consigue situar la tasa dentro del intervalo de tolerancia preestablecido, el sistema de seguridades interrumpirá la irradiación mediante el correspondiente enclavamiento.

Dependiendo del fabricante, algunos equipos también contemplan la interrupción de la irradiación si las lecturas de tasa de ionización o de carga acumulada, suministradas por cada canal, no coinciden dentro de cierto intervalo de tolerancia preestablecido.

Todas estas seguridades relacionadas con el sistema monitor, tienen como principal finalidad la seguridad del paciente y no tanto la calidad del tratamiento, por lo que, en general, las tolerancias implementadas en las unidades presentan valores incompatibles con los objetivos de calidad terapéutica recomendados.

Una característica esencial del SMH es la relación, para unas condiciones de irradiación dadas (que denominamos condiciones de referencia), entre la unidad de monitor y la dosis absorbida en un punto dado de un maniquí. Ha de tenerse en cuenta que la unidad de monitor debe ser proporcional a la ionización producida en las cámaras monitoras y a la dosis absorbida en las condiciones de calibración. La relación

antes mencionada puede presentar variaciones importantes; algunas aleatorias, cuyas causas no pueden ser conocidas ni controladas; y otras relacionadas con causas asignables, entre las que destacan alteraciones en el correcto funcionamiento de algunos componentes electrónicos implicados críticamente en la cadena dosimétrica.

También pueden observarse desviaciones sistemáticas en el funcionamiento del sistema monitor, tales como el aumento progresivo de la tasa de dosis absorbida en algunos aceleradores en los que se utilizan cámaras selladas, debido a fugas del gas encerrado en su interior.

El SMH puede no responder linealmente con la dosis absorbida, ya que su linealidad solo está garantizada por el correcto funcionamiento de toda la cadena electrónica de amplificación, y se ha documentado que la orientación del brazo de la unidad puede afectar a la respuesta del sistema monitor.

La Ref. [1] incluye la verificación del sistema monitor entre los controles diarios, mensuales y semestrales, sin realizar distinciones metodológicas explícitas entre las pruebas de distinta periodicidad. En esta recomendación distinguiremos dos procedimientos asociados a la verificación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, un procedimiento más complejo y de menor frecuencia, y otro empleado como control estadístico, más sencillo y frecuente, a los que denominaremos respectivamente P0 y P1.

## **8.1. Dosis absorbida en agua en condiciones de referencia**

### **8.1.1. Definición y objetivos**

El sistema monitor controla la relación entre la unidad de monitor y la dosis absorbida en un punto dado de un maniquí de agua, en unas condiciones de irradiación dadas que denominamos condiciones de referencia. En general, estas condiciones de referencia dependerán de la calidad del haz de radiación y vendrán caracterizadas por un tamaño de campo, una distancia fuente-superficie, un material de maniquí (preferentemente agua) y una profundidad de medida.

La medida en condiciones de referencia, utilizando el equipamiento y el método recomendados en la Ref. [1], es imprescindible para caracterizar los haces generados en términos de unidades de dosis absorbida en agua por unidad de monitor, pues solo este tipo de medida permite la trazabilidad a patrones internacionales. Esta caracterización forma parte de la implementación clínica del acelerador, y en principio, no sería imprescindible incluirla en el programa de verificaciones periódicas, siempre que seamos capaces de medir otras magnitudes bien correlacionadas con la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, tales como la lectura de carga en un dispositivo de los empleados típicamente como control diario. Pero las medidas en condiciones de referencia garantizan el adecuado seguimiento de la estabilidad a largo plazo del sistema monitor de dosis absorbida, gracias a la robustez y trazabilidad del equipamiento y la metodología utilizados, por lo que se incluye en este documento como parte del plan de control de calidad.

Un procedimiento rápido compatible con la determinación semanal e incluso diaria de una magnitud directamente relacionada con el la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia nos permitirá realizar un seguimiento estadístico de esta magnitud crítica y su variabilidad. Para cada modo y energía, se calculará una magnitud correlacionada con la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, empleando un método de medida que permita su verificación diaria. Se estudiará la evolución temporal de los resultados y la desviación tí-



pica asociada. El control estadístico de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia se basará en la medida exhaustiva de esa magnitud representativa de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, y que puede ser, por ejemplo, la lectura ionométrica en la cámara central del dispositivo de control diario, corregida por condiciones ambientales si fuera necesario.

### **8.1.2. Tolerancia**

En la Ref. [1], la tolerancia en la variación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia se establece sobre la diferencia absoluta respecto al valor utilizado en la dosimetría clínica, que deberá ser menor del 2%.

Los valores establecidos como referencia del “Programa de Garantía de Calidad” de la unidad, se determinarán en idénticas condiciones al procedimiento aquí descrito, empleando un número significativo de medidas. Respecto a este valor de referencia estableceremos una tolerancia del 2% en consonancia con la referencia citada.

### **8.1.3. Procedimientos de medida**

#### **8.1.3-P0 Medida en condiciones de referencia**

##### **8.1.3-P0(A) Material**

- Equipo ionométrico de referencia, calibrado en unidades de dosis absorbida en agua en un laboratorio secundario de calibración o por comparación frente a un equipo empleado como patrón local.
- Maniquí de agua que permita colocar la cámara de ionización a profundidad variable. Las características de este maniquí se adecuarán a las condiciones impuestas en la Ref. [2].
- Termómetro y barómetro calibrados.
- Nivel calibrado.

### 8.1.3-P0(B) Método

La medida de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia se realizará siguiendo el método propuesto en la Ref. [2] y resumido en la Tabla 1.

Las cámaras de ionización utilizadas deberán satisfacer los requisitos expresados en la Ref. [2].

En el caso de electrones, el valor de  $R_{50}$  será el valor establecido como referencia para la prueba de verificación periódica de la calidad espectral (véase el apartado 1.2 del capítulo 6). La medida se realizará empleando un único aplicador de referencia para el conjunto de energías. Este aplicador será el de uso más frecuente, siempre y cuando su tamaño de campo satisfaga las condiciones expresadas en la Tabla 1.

Los factores de corrección aplicados a las medidas, serán determinados durante el establecimiento del valor de referencia para este procedimiento, y en algunos casos se verificarán de forma periódica como parte del Programa de Garantía de Calidad del equipo ionométrico.

	Fotones	Electrones
<b>Material</b>	Agua	Agua
<b>Cámara</b>	Cilíndrica	Plano-paralela
<b>Profundidad de referencia</b>	10 cm	$0.6 \times R_{50,D} - 0.1$ ( $g\ cm^{-2}$ ) (Ec. 1)
<b>Punto de referencia de cámara</b>	Electrodo central	Cara interna del electrodo de entrada
<b>Punto efectivo de la cámara</b>	Coincide con el punto de referencia	
<b>Posición del punto de referencia</b>	Profundidad de referencia	
<b>DFS</b>	100 cm	
<b>(configuración isocéntrica) DFD</b>	DFI	n.a.
<b>Tamaño de campo en la superficie del maniquí</b>	10 cm x 10 cm	El de normalización de factores de campo. Preferentemente el empleado en la determinación de $R_{50}$

**Tabla 1.** Condiciones de referencia para la calibración en unidades de dosis absorbida en agua de los haces de fotones y electrones, tomado de la Ref. [1].

### 8.1.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre:

La incertidumbre asociada a la medida de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia está directamente relacionada con la incertidumbre derivada de la lectura ionométrica, pues el resto de los factores implicados en la conversión de ionización a dosis absorbida se consideran constantes, ya que las variaciones espectrales que pueden modificar estos factores se consideran bajo control estadístico y no deben superar las tolerancias establecidas.

Las principales fuentes de incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia serán debidas a:

- Variaciones en la DFS: originadas en la reproducibilidad de la DFS del maniquí de medida utilizando el telémetro. Si empleamos como sistema de posicionado la alineación mediante láseres milimétricos, se reducirán las posibles variaciones.
- Variación del tamaño de campo: para electrones, esta fuente de incertidumbre depende en gran medida del sistema de colimación empleado y de su variabilidad, la cual se asume dentro de las tolerancias establecidas, y será despreciable cuando empleemos aplicadores fijos para el establecimiento de las condiciones de referencia. Para fotones el tamaño de campo no debe presentar desviaciones superiores a unos pocos milímetros ( $< 2$  mm,  $k=2$ ), lo que supondrá variaciones casi despreciables en el factor de campo.
- La profundidad de medida: las posibles variaciones debidas a la incertidumbre en la profundidad de medida por el enrasado y posicionado, que se estima en 0,5 mm, se debe a dos causas principales:
  - Incertidumbres en la elección de  $s_{w,air}$  inferiores al 0,15% para el caso de electrones (la pendiente de las curvas PDD a la profundidad de referencia es inferior a 3 %/cm), y despreciables para el caso de fotones (donde  $s_{w,air}$  se consideran constantes para todas las profundidades).

- Variaciones en la curva PDD, que solo serán importantes en el caso de electrones para las energías más altas, pues para las energías menores la medida se realiza en la región de máxima dosis absorbida. En fotones, la variabilidad en la curva PDD dependerá de la calidad del haz, pues la pendiente de la curva a la profundidad de referencia cambia con la energía, encontrando valores típicos en el rango de 2 a 4 %/cm.
- Las condiciones ambientales (presión y temperatura).
- Estabilidad del equipo ionométrico (<0,5% según la Ref. [2]).
- La variabilidad no asignable de la unidad de irradiación: esta causa dependerá en gran medida de cada acelerador, de los márgenes de tolerancia en la cadena dosimétrica y de su estado actual, pero en general será muy pequeña comparada con las otras fuentes de incertidumbre y puede reducirse aumentando el número de medidas.

Estas causas de incertidumbre son las que se agrupan bajo el epígrafe ETAPA 2 de la cadena dosimétrica en la Ref. [1], asignándole una incertidumbre total del 1,4% para fotones y electrones.

### **8.1.3-P0(D) Periodicidad**

Debido a la especial sensibilidad del sistema dosimétrico, y a la influencia tan importante que su variación tiene en la calidad de los tratamientos, se recomienda una frecuencia mensual para la verificación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia. Un seguimiento estadístico adecuado, como el que se describe en el apartado 8.1.3-P1, puede permitir reducir la frecuencia de esta verificación cuando el equipo demuestra una estabilidad suficiente.

### **8.1.3-P1 Verificación periódica de la dosis absorbida de referencia**

#### **8.1.3-P1(A) Material**

En el control estadístico de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, no resulta necesario imponer condicionantes muy estrictos al instrumental empleado, dado que existen en el mercado

diversos equipos específicamente diseñados para este fin y todos son en principio adecuados.

Pueden emplearse maniqués sólidos de láminas con alojamientos para cámara de ionización, o equipos de verificación rápida basados en cámara de ionización o diodos.

### 8.1.3-P1(B) Método

- Esta recomendación acepta distintos métodos propios establecidos en los centros, siempre y cuando se cumplan las siguientes condiciones:
  - Se emplea un único método y sistema detector a lo largo del programa de garantía de calidad. Un cambio en el método empleado o en el instrumental requerirá la determinación de un nuevo valor de referencia.
  - Las lecturas se realizan a una profundidad bien definida para cada calidad de haz, asegurando la repetibilidad mediante el empleo en todas las medidas de unos mismos bloques de material o empleando láminas calibradas con una precisión ( $k=2$ ) de al menos  $0,01 \text{ g/cm}^2$  o numeradas, de forma que se utilice siempre la misma combinación de láminas.
- Es recomendable que el tamaño de campo, la profundidad de medida y la DFS sean, en la medida de lo posible, lo más similares a las condiciones expresadas en la Tabla 1, y en cualquier caso deberán ser siempre las mismas, a lo largo del "Programa de Garantía de Calidad".
- En estas condiciones será posible establecer una relación suficientemente precisa entre el valor de la medida semanal y el de referencia.
- Como el control estadístico de la calidad de haz se basa en el cociente de dos medidas, una de las cuales habrá sido obtenida en las condiciones aquí recomendadas, se empleará la misma medida en ambos procedimientos.

### **8.1.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Las fuentes de incertidumbre para este procedimiento son las mismas que las del apartado 8.1.3-P0(C), si bien deben ser evaluadas por el especialista, pues los valores resultantes dependen en gran medida del tipo de equipamiento empleado.

### **8.1.3-P1(D) Periodicidad**

La Ref. [1] recomienda que esta prueba se realice con periodicidad semanal, alternando las calidades disponibles de forma que diariamente se verifique al menos una calidad de fotones y otra de electrones. En la mayoría de los aceleradores, en los que se dispone de dos calidades de fotones y cinco de electrones esto significa una periodicidad mayor que semanal para los primeros y justamente semanal para estos últimos.

Un control tan exhaustivo se justifica para evitar que anomalías severas del SMH puedan afectar a la seguridad de los pacientes. Pero no es de esperar que anomalías de este tipo afecten simultáneamente al SMH y a los sistemas de seguridad que controlan la medida suministrada, por lo que esta frecuencia puede ser reducida atendiendo al historial del equipo. En cualquier caso, dado que una periodicidad menor que semanal es difícilmente compatible con el mantenimiento de un programa de control estadístico, ésta será la mínima frecuencia de realización recomendada en este documento. Las medidas pueden distribuirse a lo largo de la semana de forma que no transcurran más de tres días sin que se mida al menos una calidad de fotones y otra de electrones.

El control estadístico de una variable analiza no solo las desviaciones del valor, sino la propia variabilidad estadística del conjunto, mediante alguna de las técnicas disponibles.

## **8.2. Repetibilidad del sistema monitor de dosis absorbida**

### **8.2.1. Definición y objetivos**

Para cada modo y energía, se determinará la desviación típica de un grupo de medidas consecutivas de una magnitud correlacionada con la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia. Las medidas serán realizadas en unas condiciones de irradiación dadas.

Además de las variaciones a largo plazo, relacionadas con anomalías o deterioros progresivos en la cadena dosimétrica, la respuesta del sistema monitor presentará fluctuaciones estadísticas cuyo origen no debe asociarse necesariamente a anomalías (fluctuaciones no asignables). Generalmente estas fluctuaciones tendrán un carácter aleatorio, y los resultados obtenidos en medidas sucesivas y en condiciones idénticas presentarán una distribución normal. En cualquier caso, estas variaciones deberán ser cuantificadas y permanecer dentro de un intervalo tolerable.

### **8.2.2. Tolerancia**

La tolerancia a la variabilidad estadística a corto plazo (repetibilidad) recomendada en la Ref. [1] es del 0,5%.

### **8.2.3. Procedimientos de medida**

#### **8.2.3-P0 Verificación periódica de la repetibilidad del SMH**

##### **8.2.3-P0(A) Material**

Aunque pueden emplearse equipos no calibrados en unidades de dosis absorbida en agua, debe tenerse en cuenta que la frecuencia recomendada para esta prueba coincidirá con la correspondiente a la medida de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia. De esta forma, se recomienda realizar la prueba empleando el mismo equipamiento que el utilizado en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.

### **8.2.3-P0(B) Método**

- Las condiciones de medida e irradiación serán las descritas en el apartado 8.1.3-P0.
- En estas condiciones se obtendrán al menos cinco lecturas consecutivas, con irradiaciones de igual número de unidades de monitor.
- Como índice de variabilidad utilizaremos la desviación típica expandida con un factor de cobertura  $k=2$ .
- El número de unidades de monitor recomendado debe situarse en valores clínicamente significativos, y generar lecturas ionométricas suficientemente altas como para reducir la incertidumbre asociada al dígito significativo del electrómetro.

### **8.2.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

La principal fuente de incertidumbre asociada a la determinación de la estabilidad a corto plazo del sistema monitor, es la debida al equipo ionométrico.

No será necesario aplicar correcciones ionométricas, ambientales o de otro tipo, a las medidas, dado que estas correcciones no variarán en los cortos intervalos temporales requeridos, ni cabe esperar variaciones significativas en las condiciones de irradiación.

### **8.2.3-P0(D) Periodicidad**

Periodicidad recomendada: mensual.



## 8.3. Linealidad del sistema monitor

### 8.3.1. Definición y objetivos

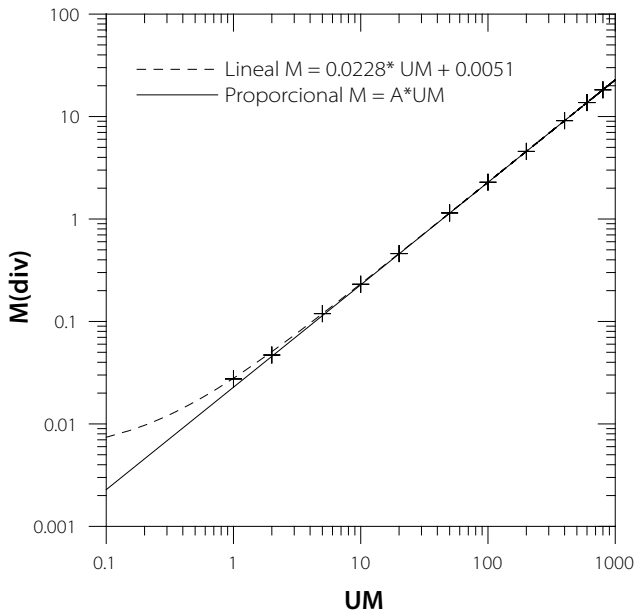
Definimos la linealidad del sistema monitor de dosis absorbida, para cada modo y calidad, como la proporcionalidad entre el número de unidades de monitor impartidas y la dosis absorbida medida en unas condiciones de irradiación dadas.

La hipótesis de respuesta lineal del monitor es esencial en la práctica diaria. Un sistema monitor no lineal haría necesario disponer de expresiones analíticas de las curvas dosis absorbida/UM. La mayoría de los sistemas de planificación comerciales basan el cálculo de unidades de monitor (UM) en un único valor de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, asumiendo la exacta linealidad del sistema monitor, que, de no verificarse, nos obligaría a realizar de forma manual las correcciones por no linealidad sobre las unidades monitor calculadas por el sistema de planificación.

Además, algunas modalidades de tratamiento, como la radioterapia con haces de fotones de intensidad modulada (IMRT), requieren campos que pueden estar constituidos por múltiples segmentos o subcampos. Las unidades de monitor se reparten entre varios de éstos dando origen a segmentos susceptibles de requerir menos de 10 unidades de monitor. Esto puede representar un problema si dichos segmentos se producen al comienzo, puesto que la respuesta del acelerador puede ser considerablemente distinta durante las primeras unidades de monitor administradas, ya que el acelerador tarda un tiempo en estabilizar la potencia en el interior de la guía de ondas y en crear las condiciones óptimas de funcionamiento. Durante este breve lapso de tiempo, el número de pulsos por unidad de monitor no ha adquirido todavía el valor correcto. Este hecho también puede ser relevante cuando se utiliza la técnica de IMRT estática (*"step and shoot"*) en la que el haz se detiene entre segmentos consecutivos. Este efecto es tanto más acusado cuanto mayor es la tasa de dosis absorbida del haz.

Por este motivo es importante estudiar las condiciones de linealidad en la dosis absorbida administrada en períodos de irradiación muy cortos. Así, se determinará la curva de respuesta de dosis absorbida frente

a número de unidades de monitor impartidas para pequeños valores de éstas, por ejemplo desde 1 unidad hasta valores razonablemente altos considerando las dosis absorbidas administradas habitualmente por los campos de tratamiento. En la Fig. 1 se muestra, a modo de ejemplo, una de tales gráficas. Se puede observar que los puntos se ajustan muy bien a una línea recta, incluso para pocas unidades de monitor, si se incluye un término independiente. En el límite, extrapolando el valor de las unidades de monitor que corresponderían a una lectura igual a cero, se obtiene un valor en el origen ("offset") negativo, lo que indica que, para este caso, la tasa de dosis absorbida es más alta al comienzo del disparo.



**Fig. 1.** Carga recogida en función de las unidades de monitor (cruces) y recta de ajuste. Se muestran los resultados para disparos de entre 1 y 800 UM. Los datos proceden de medidas realizadas en un haz de fotones de 6 MV y una tasa de dosis absorbida de 800 UM/minuto en un acelerador Clinac 600 (Varian Medical Systems). La escala logarítmica permite apreciar la diferencia entre ambos ajustes lineales, con y sin término independiente, para la región de pocas unidades monitor.

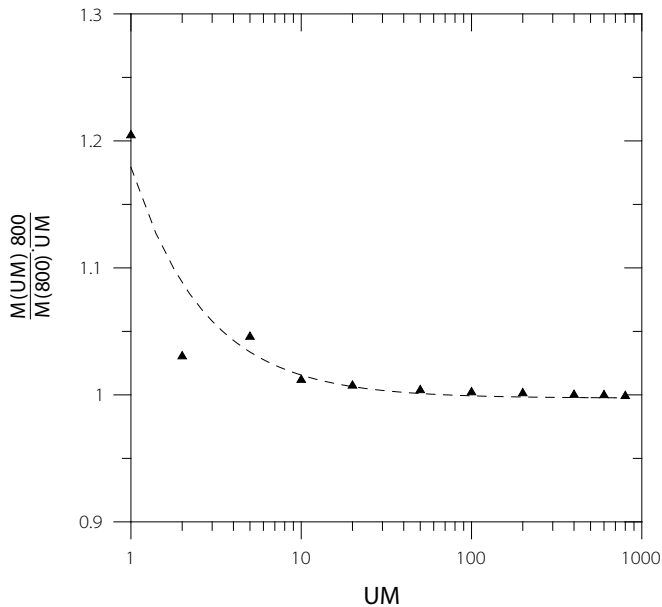
En la Fig. 2 se representa, frente a las unidades de monitor, la carga por unidad de monitor normalizada

$$\frac{M(UM) / UM}{M(UM_{\max}) / UM_{\max}}$$

Se observa que, a medida que disminuyen las unidades de monitor, la tasa de dosis absorbida crece notablemente (más del 1% para 10 UM hasta llegar al 20% para 1 UM).

En terapia convencional puede ser suficiente realizar una verificación de linealidad sobre un conjunto discreto de medidas de ionización realizadas en condiciones de referencia que abarque el dominio de las unidades de monitor empleadas en la clínica (por ejemplo desde 50 a 500 UM). Los criterios y tolerancias se aplicarían entonces, tanto sobre el cuadrado del coeficiente de correlación ( $R^2$ ) como sobre el valor en origen de la regresión, generalmente expresado como el cociente entre la ordenada en el origen y la pendiente.

La prueba de linealidad se realiza de forma simultánea a la verificación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia y en idénticas condiciones de medida.



**Fig. 2.** Variación de la tasa de dosis absorbida expresada como el promedio de la carga eléctrica recogida por unidad de monitor normalizada al cociente correspondiente a 800 UM en función de las unidades de monitor. Se muestra el ajuste realizado asumiendo que la lectura presenta una dependencia respecto a las unidades monitor de tipo lineal con término independiente.

### 8.3.2. Tolerancia

Sobre las variaciones del valor de la pendiente en el caso de terapia convencional (empleo de valores grandes de unidades de monitor), se aplica la tolerancia del 2% descrita en el apartado 8.1.2. Se acepta para los residuos la tolerancia establecida en la legislación [1], según la cual el valor de dosis absorbida para cualquier valor de unidades de monitor no debe diferir en más de un 1% del valor calculado empleando la regresión sin término independiente<sup>2</sup>.

Sobre el valor en el origen establecemos una tolerancia relacionada con la resolución de la indicación digital del monitor. Un valor absoluto inferior a 0,3 UM será un valor límite aceptable.

<sup>2</sup> Sobre el coeficiente de correlación (R2) no se establecen tolerancias, pero un criterio de aceptación general impone un valor mínimo de 0,999.

Para el caso de valores bajos de unidades monitor ( $< 10$  UM), no se espera obtener una respuesta completamente lineal que cumpla con la tolerancia anterior. Se evaluará el grado de linealidad verificando que el resultado obtenido cumple con las especificaciones de compra del aparato. En el caso de darse algún tratamiento con tan pocas unidades de monitor por campo (o por segmento, como en IMRT estática) será conveniente verificar si la dosis absorbida correspondiente a todos los campos de tratamiento en un punto determinado coincide con la dosis absorbida calculada para dicho punto por el sistema de planificación de tratamientos, dentro de la tolerancia elegida por el oncólogo radio-terapeuta para ese caso concreto.

### **8.3.3. Procedimiento de medida**

#### **8.3.3-P0 Verificación periódica de la linealidad del SMH**

##### **8.3.3-P0(A) Material**

El descrito en 8.1.3-P0(A).

Aunque pueden emplearse equipos no calibrados en unidades de dosis absorbida en agua, debe tenerse en cuenta que la frecuencia recomendada para esta prueba coincide con la correspondiente a la medida de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia. De esta forma, se recomienda realizar la prueba empleando el mismo equipo que en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.

##### **8.3.3-P0(B) Método**

Si bien no es de esperar que las condiciones de irradiación tengan un efecto crítico en el resultado del análisis, resulta deseable establecer un procedimiento normalizado único que permita comparar de forma inmediata los resultados informados por diferentes hospitales. Se recomienda realizar la prueba en las condiciones de irradiación descritas en el apartado 8.1.3-P0(B).

Sobre el conjunto de pares de valores  $\{UM_i, M^*\}$  obtenidos, se realizarán dos análisis de regresión. En el primero se emplea una expresión

lineal sin término independiente. De esta regresión se extrae el valor significativo de la pendiente, la cual, con las correspondientes correcciones (presión, temperatura, saturación y polaridad), puede ser considerada como valor de ionización en el cálculo de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia de la unidad, permitiendo así que una pequeña falta de linealidad sea en parte compensada al emplear una tasa de ionización (nC/UM o div/UM) promediada sobre todo el dominio de uso clínico. Se registrará también el coeficiente de correlación.

En el segundo, se incluirá un término independiente y se registrará el coeficiente de correlación y el valor en el origen (*“offset”*) de la regresión, es decir, el valor de las unidades de monitor para el cual la lectura extrapolada toma valor nulo.

### **8.3.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

La incertidumbre asociada a los parámetros de la regresión resulta difícil de establecer a priori. En general, se puede decir que todas las medidas aportan una incertidumbre igual a la valorada en el apartado 8.2.3-P0(C), si bien debe tenerse en cuenta que para valores pequeños de unidades de monitor, la incertidumbre en la lectura aumentará debido a la resolución digital del equipo de medida, y lo contrario será cierto para valores de unidades de monitor altos. Muchos programas de análisis estadístico suministran, a partir de esos valores, la incertidumbre asociada a los parámetros de ajuste. El especialista deberá realizar esta evaluación en su caso particular.

### **8.3.3-P0(D) Periodicidad**

La verificación de linealidad se realizará con periodicidad mensual, de acuerdo con la Ref. [1].

## 8.4. Estabilidad del sistema monitor en una jornada

### 8.4.1. Definición y objetivo

Para cada modo y energía, se determinará la estabilidad de la respuesta durante la jornada de trabajo, con el fin de detectar posibles anomalías de la respuesta condicionadas por el funcionamiento del sistema monitor de dosis absorbida o por los sistemas de generación del haz.

La estabilidad del SMH en una jornada resulta fundamental, ya que los ajustes y calibraciones de éste se han realizado en un momento particular y se debe asegurar su constancia durante toda la jornada de trabajo. Un comportamiento cíclico puede considerarse normal siempre y cuando la variación se mantenga dentro de la tolerancia establecida.

### 8.4.2. Tolerancia

La tolerancia dada en la Ref. [1] para la estabilidad en una jornada es del 2%. Esta tolerancia se aplicará a la desviación típica expandida ( $k=2$ ) del conjunto de los valores medios obtenidos para cada tanda de medidas.

### 8.4.3. Procedimientos de medida

#### 8.4.3-P0 Estabilidad del SMH en una jornada

##### 8.4.3-P0(A) Material

El descrito en 8.1.3-P0(A)

##### 8.4.3-P0(B) Método

El equipo y procedimiento de medida coincidirá, para cada modo y calidad del haz, con el descrito en el apartado 8.1.3-P0.

- Se realizará un número determinado de tandas de irradiación, preferiblemente cinco o más, igualmente distribuidas a lo largo de una jornada completa, y cada una de ellas estará compuesta por un número fijo de medidas consecutivas (de tres a cinco medidas

pueden ser suficientes) empleando el mismo número de unidades de monitor que el utilizado en la prueba de repetibilidad.

- Sobre las medidas obtenidas se realiza un análisis de normalidad por tandas y para el conjunto completo, con la comparación de medias y desviaciones para los grupos de medidas.
- Se obtendrán las medidas y las desviaciones típicas de cada tanda.

#### **8.4.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Las fuentes de incertidumbre asociadas a este procedimiento serán las tres últimas de las descritas en 8.1.3-P0(C). Podemos estimar su magnitud en 0,5%.

#### **8.4.3-P0(D) Periodicidad**

Semestral, de acuerdo a la Ref. [1].



## 8.5. Estabilidad con la tasa de repetición

### 8.5.1. Definición y objetivo

Se determinará el grado de estabilidad en la respuesta del sistema monitor para las diferentes tasas de repetición disponibles, es decir, ha de verificarse si para un número prefijado de unidades de monitor se obtiene la misma lectura en el instrumento de medida independientemente de cuál sea la tasa de repetición.

El acelerador debe impartir la dosis absorbida predeterminada según el número de unidades de monitor establecido de forma independiente a la tasa de repetición seleccionada. La estabilidad con la tasa de repetición es especialmente relevante en algunos tratamientos especiales, en los cuales la tasa de dosis absorbida varía a lo largo de la irradiación, por ejemplo en tratamientos con cuñas dinámico-virtuales o con haces de intensidad modulada producidos mediante un colimador multilámina en modo dinámico, ya que en ocasiones, las unidades de monitor correspondientes a un segmento dado son tan pocas que las láminas del MLC deberían superar la máxima velocidad permitida si la tasa de dosis absorbida permaneciera constante.

### 8.5.2. Tolerancia

Se tomará como tasa de repetición de referencia para la comparación, aquella en que se trabaje habitualmente y para la cual se establecen los valores de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia. La diferencia máxima entre los valores medios obtenidos para las diferentes tasas de repetición, respecto al valor medio determinado para la tasa de referencia no excederá el 2%.

### 8.5.3. Procedimientos de medida

#### 8.5.3-P0 Constancia del SMH con la tasa de repetición

##### 8.5.3-P0(A) Material

El descrito en 8.1.3-P0(A)

### **8.5.3-P0(B) Método**

- Para cada tasa de repetición se obtendrán entre tres y cinco medidas ionométricas en las condiciones de irradiación y medida descritas en 8.1.3-P0.
- Se calculará la media y desviación típica para cada tasa de repetición.
- El proceso se repetirá para cada modo y calidad del haz de radiación.

### **8.5.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Las fuentes de incertidumbre asociadas a este procedimiento serán las tres últimas de las descritas en 8.1.3-P0(C).

### **8.5.3-P0(D) Periodicidad**

Se recomienda una periodicidad mensual para al menos una calidad de los haces de fotones y una de los de electrones. Semestralmente se completará el resto de calidades.

## 8.6. Estabilidad del sistema monitor con el giro de brazo

### 8.6.1. Definición y objetivo

El objetivo es medir una magnitud correlacionada con la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, mediante un dispositivo que permita realizar dicha medida para distintas angulaciones del brazo de la unidad. La prueba se realiza para cada modo y calidad, empleando unas condiciones geométricas dadas.

El sistema monitor puede ser alterado por el movimiento giratorio del brazo de la unidad, debido principalmente a holguras mecánicas de los componentes del cabezal. Esta variabilidad tampoco se suele considerar en los sistemas de planificación actuales, por lo que deberemos garantizar que estas variaciones no superen un intervalo de tolerancia prefijado.

### 8.6.2. Tolerancia

Para esta prueba la Ref. [1] establece una tolerancia del 3%, referida a la diferencia máxima respecto al valor medido a 0°.

Aunque en principio sería razonable que la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia de la unidad fuera promediada en todo el rango de rotación, la dificultad de realizar medidas en condiciones de referencia para distintos ángulos nos obligará a emplear métodos de medida que en general no serán tan precisos como los empleados en la calibración. Por tanto, elegiremos como centro del intervalo de tolerancia la medida obtenida en la posición 0° correspondiente a la medida de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.

El valor medio de todas las medidas no debe diferir respecto al valor medido a 0° más del 1%.

La desviación típica expandida ( $k=2$ ) del conjunto de medidas no debe superar el 2%.

La diferencia máxima respecto al valor central no debe superar el 3%.

### 8.6.3. Procedimiento de medida

#### 8.6.3-P0 Verificación periódica de la estabilidad del SMH con el giro de brazo

##### 8.6.3-P0(A) Material

- Equipo ionométrico.
- Minimaniquí que permita situar el detector a una profundidad adecuada y permita su colocación en el porta-accesorios de la unidad. Si la profundidad a la que se sitúa el detector es adecuada, no es de esperar que los detalles constructivos afecten al resultado de esta prueba.
- Para electrones, la profundidad de medida debe situarse entre  $1 \text{ g/cm}^2$  y el alcance terapéutico  $R_{85}$ .
- En el caso de fotones, la profundidad será al menos la necesaria para asegurar el equilibrio electrónico según la energía medida.

##### 8.6.3-P0(B) Método

1. El minimaniquí se fijará al cabezal, de forma que quede centrado en el campo de radiación.
2. Se realizará una secuencia de 36 medidas, a intervalos de  $10^\circ$ , corregidas solo por factores ambientales si fuera necesario.
3. Sobre el conjunto de datos se determina el valor medio, la desviación típica y la diferencia máxima respecto a la medida a  $0^\circ$ .

##### 8.6.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

La causa principal de incertidumbre en esta prueba es la propia fluctuación aleatoria en la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia y en la medida ionométrica, que podrán reducirse aumentando el número de unidades monitor empleadas o el número de medidas realizadas en cada posición angular.

### **8.6.3-P0(D) Periodicidad**

Se recomienda una periodicidad semestral. La periodicidad mensual recomendada en la Ref. [1] puede ser necesaria en algunas situaciones. El especialista en Radiofísica deberá evaluar la situación particular de su unidad.

## 8.7. Verificación de los factores de campo

### 8.7.1. Definición y objetivo

La relación entre la señal integrada en el sistema monitor y la dosis absorbida en unas condiciones de medida dadas cambia cuando cambia el tamaño de campo, debido a que el SMH se sitúa antes del sistema de colimación, el cual modifica por tanto la fluencia en el medio irradiado de forma radicalmente distinta a como se modifica la fluencia en el SMH.

Es difícil que alguna causa pueda producir una modificación de esta dependencia con el tamaño de campo seleccionado sin que la misma causa provoque una variación bien en el tamaño radiológico del campo, bien en la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.

La prueba, por tanto, no es parte esencial de un programa de control de calidad que pretende, esencialmente, garantizar la estabilidad en el funcionamiento del equipo, si bien, por supuesto, debe incluirse en las pruebas necesarias para la implementación clínica del equipo.

A pesar de ello, se incluye aquí como parte del programa pues así ha sido aceptado *tradicionalmente* en la práctica usual.

### 8.7.2. Tolerancia

La tolerancia para los valores del factor de campo será del 2%, de acuerdo con la establecida en la Ref. [1] para los factores de calibración. Esta tolerancia se aplica a la diferencia máxima entre el valor establecido como referencia y el valor determinado en la verificación.

### **8.7.3. Procedimiento de medida**

#### **8.7.3-P0 Verificación periódica de los factores de campo**

##### **8.7.3-P0(A) Material**

El equipamiento será el descrito en el apartado 8.1.3-P0

##### **8.7.3-P0(B) Método**

El procedimiento de medida será el descrito en 8.1.3-P0 salvo en lo referente al tamaño de campo empleado, que será variable.

En el caso de fotones, el tamaño de campo variará entre un valor mínimo de 5 cm x 5 cm y el campo máximo disponible. Al menos cinco tamaños de campo, además del tamaño de referencia, se emplearán para determinar la curva completa, por ejemplo: 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 30x30 y 40x40 (cm x cm).

Para electrones se determinará la dosis absorbida en agua M/UM, para cada aplicador disponible, y en el caso de aplicadores móviles, para un conjunto de al menos cinco tamaños de campo, incluido el de referencia.

Los resultados se normalizarán al del campo de referencia.

En el caso de electrones, el cambio en el tamaño de campo puede implicar cambios en la forma de la curva de dosis absorbida-profundidad debido a la pérdida de equilibrio lateral en campos pequeños y altas energías. Elegir en este caso la profundidad de referencia definida en la Tabla 1 para la realización de medidas puede implicar situar el dispositivo en una región de alto gradiente. Para cada tamaño de campo o aplicador la medida de dosis absorbida será trasladada a valor de dosis absorbida en el máximo, definiendo el factor de campo como el cociente de estas dosis absorbidas máximas, aunque las mismas no ocurran en la misma profundidad.

##### **8.7.3-P0(C) Fuentes de incertidumbre**

Además de las incertidumbres descritas en el apartado 8.1.3-P0, deberá evaluarse, para el caso de electrones, la incertidumbre derivada del

empleo de un mismo valor  $S_{w,air}(z_{ref})$  para todos los tamaños de campo y la conversión a dosis absorbida en el máximo.

### **8.7.3-P0(D) Periodicidad**

La Ref. [1] no cita expresamente la medida de estos factores de campo, si bien cabe interpretar que los mismos se encuentran incluidos en la verificación de los valores de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia. Esto significaría una periodicidad mensual para la verificación periódica de estos factores. Una frecuencia tan alta no parece justificada, por lo que debemos interpretar que esta verificación se enmarca entre el resto de pruebas del estado de referencia que se verifican con periodicidad semestral.



Sistema monitor del haz (SMH)			
Verificaciones propuestas	Método	Periodicidad	Tolerancias
<b>8.1.3-P0</b> Dosis absorbida en condiciones de referencia	<ul style="list-style-type: none"> <li>El descrito en la Ref. [1]</li> </ul>	Mensual	2%
<b>8.1.3-P1</b> Verificación periódica de la dosis absorbida de referencia	<ul style="list-style-type: none"> <li>Medida a profundidad fija (<math>\sim R_{max}</math>)</li> <li>Láminas + detector o dispositivo específico</li> <li>DFS (recomendado) o DFD</li> <li>Lectura corregida por P/T si es necesario</li> </ul>	Semanal	2%
<b>8.2.3-P0</b> Repetibilidad del sistema monitor de dosis	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mismas condiciones que el procedimiento 8.1.3-P0</li> <li>Un valor de UM clínicamente significativo (<math>\sim 3.00</math>)</li> <li>Mínimo 5 lecturas</li> <li>Lectura de ionización (corregida por P/T si es necesario)</li> </ul>	Mensual	0.5% (desv. estandar)
<b>8.3.3-P0</b> Linealidad del sistema monitor de dosis	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mismas condiciones que el procedimiento 8.1.3-P0</li> <li>Un conjunto de UM que abarque el intervalo de uso clínico (0,50~5,00)</li> <li>Lectura de ionización (corregida por P/T si es necesario)</li> </ul>	Mensual	$R^2 > 0,999$ $Abs(A/B) < 0,005$ UM B = pendiente A = ord. origen
<b>8.4.3-P0</b> Estabilidad del SMH en una jornada	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mismas condiciones del procedimiento 8.1.3-P0</li> </ul>	Semestral	2%
<b>8.5.3-P0</b> Constancia del SMH con la tasa de repetición	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mismas condiciones del procedimiento 8.1.3-P0</li> </ul>	Mensual	2%
<b>8.6.3-P0</b> Verificación periódica de la estabilidad del SMH con el giro de brazo	<ul style="list-style-type: none"> <li>Detector+maniquí de espesor adecuado fijado al cabezal</li> <li>36 medidas a intervalos de <math>10^\circ</math></li> </ul>	Semestral (mensual en ocasiones)	1% diferencia máxima respecto al valor a $0^\circ$ 2% desviación típica del conjunto de medidas
<b>8.7.3-P0</b> Verificación periódica de los factores de campo	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mismas condiciones del procedimiento 8.1.3-P0</li> </ul>	Semestral	2%

**Nota 1:** La verificación de la tasa de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, la repetibilidad del monitor y la linealidad del monitor se determinan en las mismas condiciones de irradiación y medida por lo que pueden considerarse en un único procedimiento.

**Nota 2:** La medida de ionización a partir de la cual se determina la magnitud de interés en el procedimiento 8.1.3-P0 sin más que aplicar la corrección por factores ambientales si fuera necesario, coincide con una de las dos medidas empleadas en el control estadístico de la calidad espectral. Ambas pruebas pueden considerarse parte de un único procedimiento y realizarse de forma simultánea.

## Referencias

- [1] REAL DECRETO 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia.
- [2] Andreo P., Burns D.T., Hohlfeld K., Huq MS, Kanai T., Laitano F., Smyth V., Vynckier S., "Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water", IAEA Technical Reports Series no 398 (Vienna: International Atomic Energy Agency) 2001.
- [3] Zhang G.G., Rogers D.W.O., Cygler J. "Effects of change in stopping-power ratios with field sizes on electron beam ROF's". Med. Phys. 25 (1998) 1711-1724.
- [4] Björk P., Knöös T., Nilsson P. "Measurements of output factors with different detector types and Monte Carlo calculations of stopping-power ratios for degraded electron beams". Phys. Med. Biol. 49 (2004) 4493-4506.

## 9. Elementos modificadores del haz (EMH)

*Lluís Escudé Armengol*

### Introducción

En dosimetría clínica, a menudo el haz de radiación precisa ser modificado con el fin de conseguir alteraciones convenientes de la fluencia que se traduzcan en distribuciones de dosis absorbida, más adecuadas para alcanzar el objetivo perseguido en el plan de tratamiento. Este sería el caso de las cuñas, compensadores, bloques de conformación, etc. Sin embargo, en otras circunstancias la modificación no es intencionada, sino que aparece como consecuencia indirecta e inevitable, por ejemplo al utilizar bandejas como soporte de otros elementos.

En cualquier caso, estas alteraciones deben estar correctamente caracterizadas para asegurar que su aplicación se produce siempre de la misma forma, de manera que sus efectos se mantienen constantes a lo largo del tiempo.

En el presente documento se describen los elementos modificadores utilizados habitualmente en el tratamiento de pacientes, concretamente las bandejas porta-bloques y los diferentes tipos de cuñas.

### Bandejas

Las bandejas porta-bloques se utilizan como soporte de elementos de conformación en haces de fotones, tales como bloques metálicos de plomo o aleaciones especiales con bajo punto de fusión. El creciente uso de los sistemas de colimación multiláminas para la conformación de campos, ha hecho que su uso se reduzca sustancialmente. En general, se insertan en una ranura destinada al efecto y localizada en la parte

inferior del sistema de colimación, interponiéndose, a una distancia prefijada, en el recorrido del haz de radiación. Las bandejas no modifican sustancialmente el espectro energético del haz [1] pero sí producen cierta absorción de éste. En general, debido a su considerable distancia al paciente (habitualmente alrededor de 50 cm), no existe una variación apreciable en las curvas de dosis absorbida en profundidad, ya que los electrones secundarios generados y dispersados por la bandeja son absorbidos en el aire, y su contribución es despreciable. En algunos casos la contaminación electrónica puede no ser despreciable, ya sea por la distancia al paciente o por la composición de la bandeja. En tal situación puede verse afectada la curva de dosis en profundidad, al menos en la zona de acumulación electrónica (*"build-up"*) [2].

A pesar de su pequeño espesor (típicamente de 0,5 cm a 1 cm), la dosis absorbida en el paciente sufre una disminución que debe ser tomada en cuenta por el sistema de planificación, so pena de incurrir en errores importantes. Así, por ejemplo, para haces de fotones de 6 y 15 MV de un acelerador Clinac 23 de Varian Medical Systems, con una bandeja de metacrilato de 5 mm de grosor, se ha medido una absorción del orden de un 3% aproximadamente. Aunque no son habituales, existen en el mercado bandejas con espesores mayores de 1 cm. Un ejemplo presentado en la literatura es la bandeja de metacrilato descrita por Heukelom et al. [3] de 1,5 cm de espesor, con una absorción del 7%.

Asimismo, el factor de campo puede variar al interponer una bandeja. Se han medido variaciones de hasta un 1,5% para una bandeja de 1 cm de grosor entre campos de 4 cm x 4 cm y de 40 cm x 40 cm [4], pero dado que los campos mayores de unos 20 cm x 20 cm son menos frecuentes, esta variación no se suele tener en cuenta en los cálculos dosimétricos con pacientes.

## **Cuñas. Descripción de los distintos tipos**

Las cuñas o filtros de cuña han sido un instrumento de gran utilidad y aplicación clínica en los aceleradores. Desde el advenimiento de las unidades de cobalto, se han venido empleando regularmente para modificar la fluencia del haz de radiación en una de las direcciones

principales perpendiculares al eje del haz de radiación, de manera que las distribuciones de dosis absorbida modificadas compensaran, por ejemplo, los diferentes espesores de tejido atravesados por el haz de radiación, zonas de dosis absorbida elevada debido a la superposición de haces en la unión de campos, desnivel en la superficie de entrada, etc. En haces con cuña, estas distribuciones de dosis absorbida se caracterizan por un “ángulo de cuña” que cuantifica la magnitud del efecto de la cuña sobre la fluencia del campo abierto.

Desde el punto de vista del Programa de garantía de calidad, el factor de transmisión y el ángulo de cuña, serán los dos parámetros fundamentales, cuya estabilidad permitirá evaluar la constancia y reproducibilidad del efecto cuña sobre las distribuciones de dosis absorbida generadas.

### **Cuñas físicas**

Las cuñas empleadas tradicionalmente son las llamadas cuñas físicas, (“*hard wedges*”) o simplemente filtros de cuña, las cuales consisten en un filtro metálico que presenta forma de cuña en una de las direcciones principales, que se interpone en la trayectoria del haz de fotones. Normalmente, los fabricantes proporcionan filtros de cuña de varios ángulos nominales (por ejemplo de 15°, 30°, 45° y 60°), lo que permite generar tantas distribuciones de dosis absorbida modificadas, como cuñas disponibles. El ángulo de cuña es un parámetro que cuantifica el efecto cuña sobre la distribución de dosis absorbida en el medio irradiado, siendo característico de cada cuña y calidad del haz. A mayor ángulo de cuña, mayor será el efecto sobre la distribución de dosis absorbida.

Este tipo de filtro presenta la característica de alterar sustancialmente el espectro del haz de fotones, produciendo un “endurecimiento” del haz debido a una mayor absorción de los fotones de bajas energías, lo cual implica una importante modificación de las curvas de dosis absorbida en profundidad (PDD) respecto a los campos abiertos.

Otro inconveniente asociado a estos dispositivos, consiste en que el operador debe entrar al efecto en la sala de tratamiento, ya que la cuña se inserta manualmente en el sistema de colimación del acelerador, con el consiguiente incremento en el tiempo de tratamiento y, sobre

todo, con un riesgo añadido debido a la manipulación de un objeto pesado de metal en la cercanía del paciente. Por otra parte, pueden darse pequeños errores de reproducibilidad en el posicionamiento de las cuñas físicas, debido a holguras en las guías de inserción producidas por desgaste de éstas.

### **Cuñas motorizadas**

Una alternativa a las cuñas físicas consiste en las llamadas cuñas motorizadas introducidas en el mercado por Elekta A.B. en sus aceleradores.

A diferencia de las cuñas físicas convencionales que el operador debe insertar manualmente, las cuñas motorizadas están montadas permanentemente en el propio sistema de colimación del acelerador y constan de un único filtro con un ángulo elevado (nominalmente 60°). La correcta inserción de la cuña es controlada desde la consola mediante el correspondiente enclavamiento o *"interlock"*. El sistema interpone el filtro de cuña en el haz de radiación durante una determinada fracción del tiempo total de irradiación, según el grado de efecto cuña deseado. De esta manera, la suma de un campo abierto y un campo con cuña motorizada adecuadamente pesados, según la dosis prescrita y las fracciones correspondientes, proporcionará la distribución de dosis absorbida con el efecto deseado, de manera que, a diferencia de las cuñas físicas, el rango de posibles ángulos no está limitado a un número discreto de valores sino que es continuo.

La utilización de cuñas motorizadas, no requiere la entrada en la sala por parte del operador para interponer la cuña, lo que disminuye el tiempo de tratamiento, aumenta la seguridad del paciente y evita problemas de holguras en las guías de inserción, como en el caso de las cuñas físicas. Además, dado que el filtro de cuña es interpuesto durante una fracción de la irradiación, tanto más corta cuanto menor es el ángulo de cuña deseado, el efecto de endurecimiento del haz repercute menos en la distribución de dosis absorbida resultante, respecto al caso de un haz producido por una cuña física equivalente al mismo ángulo.

## Cuñas dinámico-virtuales

Las cuñas dinámico-virtuales (*“soft wedges”*), en adelante CDV, responden a una idea de finales de los años 70, que consiste en la generación del efecto cuña mediante el desplazamiento de una de las mandíbulas del colimador (siempre del mismo par) y/o una tasa de dosis variable ( $\text{UM min}^{-1}$ ) durante el tratamiento [5]. Puesto que la dosis en un punto es en primera aproximación proporcional al tiempo de exposición, este movimiento genera una fluencia variable en la dirección de movimiento de la mandíbula similar a la de una cuña física.

Los principales fabricantes de aceleradores que han desarrollado este tipo de cuñas son Siemens y Varian, que las comercializan respectivamente con el nombre registrado de *“virtual wedges”* (en adelante cuñas virtuales o VW) y *“dynamic wedges”* (DW) o, en su versión mejorada más moderna, *“enhanced dynamic wedges”* (en adelante cuñas dinámicas o EDW).

Aunque el procedimiento para generar el efecto cuña presenta algunas diferencias específicas según el fabricante, en general los diferentes ángulos de cuña se generan mediante la suma automática de dos fracciones del haz, cuya proporción varía según el ángulo de cuña solicitado. Una fracción de UM es impartida con campo abierto y tasa de dosis constante, y la otra desplazando una de las mandíbulas (normalmente del eje Y) a velocidad constante, mientras se aplica una tasa de dosis variable. Así, en los ángulos de cuña menores (por ejemplo  $15^\circ$ ) se impartirá un mayor número de UM con el campo abierto, y para los ángulos más elevados (por ejemplo  $45^\circ$  y  $60^\circ$ ) el mayor número de UM se impartirá durante el desplazamiento de la mandíbula móvil.

### Funcionamiento de las cuñas *“enhanced dynamic wedges”* (EDW)

Las cuñas dinámicas (EDW) se generan impartiendo una fracción de las UM preseleccionadas con el campo abierto establecido, tras la cual la mandíbula móvil empieza a desplazarse cerrando el campo hasta alcanzar una posición a 0,5 cm de distancia de la mandíbula fija (véase la Fig. 1).

La generación de la fluencia de los distintos ángulos de cuña disponibles, depende solamente de la dosis administrada (UM fraccionarias<sup>1</sup> acumuladas) en función de la posición de la mandíbula móvil. Esta relación se consigna en una tabla llamada “segmented treatment table” o “tabla de intervalos de la cuña” (STT). En dicha tabla, se describe como el número de UM preseleccionado a impartir con cuña se divide en intervalos o segmentos, durante los cuales la velocidad de la mandíbula y la tasa de dosis son constantes, aunque tanto una como otra pueden variar entre segmentos distintos. Para cada segmento, la tasa de dosis y la velocidad de la mandíbula se ajustan automáticamente a sus máximos valores posibles para reducir el tiempo total de irradiación al mínimo.

Para cada energía nominal existe una única STT (“Golden STT”) para la cuña de ángulo máximo (60°), que abarca todo el rango de las posibles posiciones de la mandíbula móvil. Las STT para los otros ángulos, se obtienen combinando la STT del campo abierto con la correspondiente a la cuña de 60°, mediante factores de peso adecuados, de la siguiente forma:

$$STT(\theta, x) = W_0 \times STT(0, x) + W_{60} \times STT(60, x) = W_0 \times STT(60, 0) + W_{60} \times STT(60, x)$$

$$W_0 = \frac{\tan 60^\circ - \tan \theta}{\tan 60^\circ} \qquad W_{60} = \frac{\tan \theta}{\tan 60^\circ}$$

siendo:

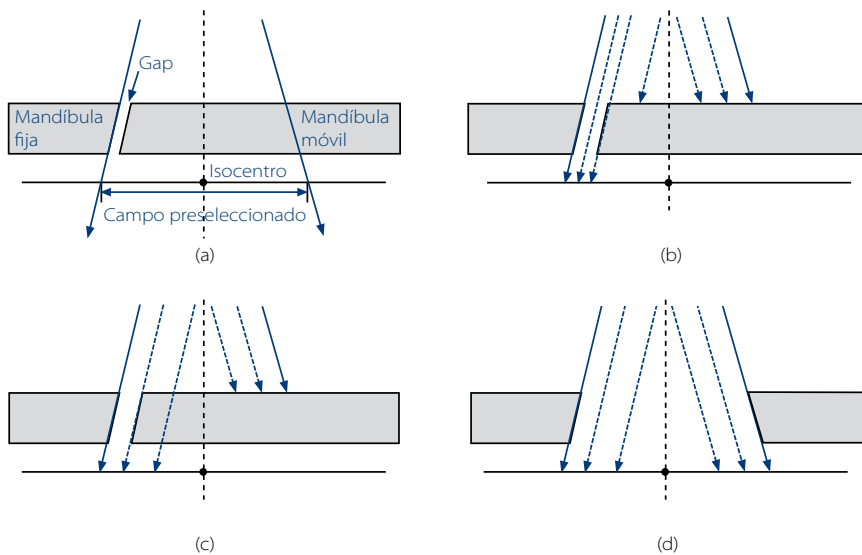
$\theta$	ángulo de cuña
$x$	posición de la mandíbula móvil
$STT(\theta)$	STT para el ángulo $\theta$
$STT(0)$	STT para 0°
$STT(60)$	STT para 60°
$W_0$	factor de peso para el ángulo de 0°
$W_{60}$	factor de peso para el ángulo de 60°.

<sup>1</sup> Es decir, normalizadas de manera que varíen entre 0 y 1.



La STT resultante deberá ser finalmente truncada y normalizada de nuevo en función de la dimensión de campo en la dirección de la cuña, ya sea el campo simétrico o asimétrico.

En principio, el sistema establecerá la máxima velocidad de la mandíbula móvil y la tasa de dosis más alta para minimizar el tiempo de irradiación, en función del número de UM a impartir y del tamaño de campo<sup>2</sup> establecido. Si el número de UM es muy elevado, la mandíbula se moverá a una velocidad reducida, ya que de otra manera la tasa de dosis debería superar el valor nominal automáticamente establecido. Para un número de UM pequeño, la tasa de dosis será reducida automáticamente durante la fracción en que se mueve la mandíbula, ya que de otro modo la velocidad exigida a ésta podría superar la máxima posible. A partir de un valor mínimo de las unidades de monitor el sistema no permite la irradiación, ya que la pérdida de linealidad del sistema monitor repercute especialmente en las EDW.



**Fig. 1.** Esquema descriptivo del funcionamiento de las cuñas VW. La secuencia a-b-c-d representa una VW. Para una cuña EDW el funcionamiento es el inverso, d-c-b-a. (Cortesía de Siemens).

<sup>2</sup> La tasa de repetición ( $\text{UM min}^{-1}$ ) no se puede seleccionar por parte del operador en "modo clínico", aunque sí es posible hacerlo cuando se trabaja en "modo físico" (o "modo servicio").

Aunque es posible obtener cualquier ángulo de cuña entre 0° y el valor máximo, en la práctica los ángulos disponibles se limitan a unos pocos valores. De cualquier forma, para obtener el ángulo de cuña intermedio deseado, siempre es posible combinar un campo con cuña y un campo abierto independiente.

### **Funcionamiento de las cuñas virtuales (VW)**

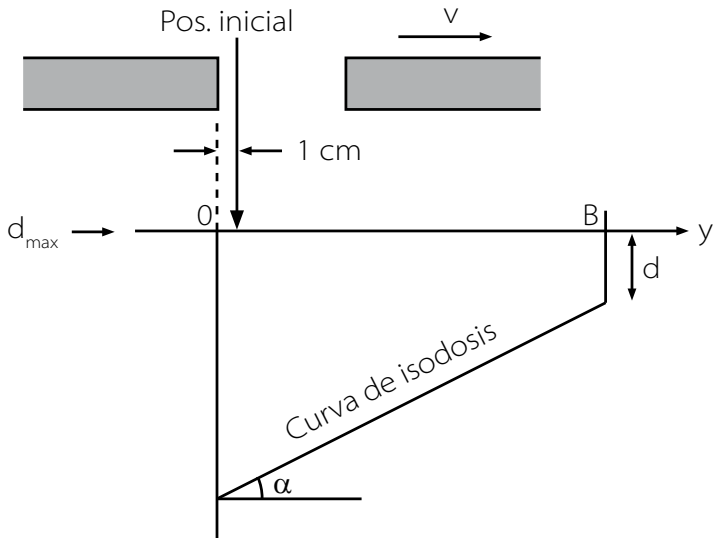
En la generación de las cuñas virtuales (VW), previamente al inicio de la irradiación, la mandíbula móvil se coloca a una distancia de 1 cm de la mandíbula fija. La primera fracción de la irradiación se imparte con tasa de dosis variable, a la vez que se abre el campo mediante el desplazamiento de la mandíbula móvil a velocidad constante. En una segunda fase, la irradiación se realiza con tasa de dosis constante con el campo abierto seleccionado (véase la Fig. 1).

La generación de la VW se basa en la siguiente relación entre la tasa de dosis aplicada y la posición de la mandíbula móvil [6] que se puede deducir<sup>3</sup> a partir del esquema presentado en la Fig. 2:

---

<sup>3</sup> La deducción se omite en este documento. Se puede consultar en [6].

$$\dot{D}_{\max}(y) = vD_s\mu \tan\alpha e^{-\mu[(y-B)\tan\alpha - d]}$$



**Fig. 2.** Esquema para el cálculo de la relación entre la tasa de dosis y la posición de la mandíbula móvil para las cuñas VW.

siendo:

$y$	posición de la mandíbula móvil
$\dot{D}_{\max}$	tasa de dosis absorbida a la misma profundidad en que se tiene el máximo en el eje central de la curva de dosis absorbida en profundidad
$v$	velocidad de la mandíbula
$D_s$	valor de la dosis en la curva de isodosis considerada
$\mu$	coeficiente de atenuación lineal
$\alpha$	ángulo de la cuña nominal
$B$	tamaño del campo de radiación en la dirección $Y$
$d$	profundidad de un punto del campo de coordenada $Y$ , sobre la curva de isodosis considerada

A partir de la expresión anterior, el número de UM a impartir en la dirección de la VW, también puede ser descrito por una función exponencial. La posible combinación a impartir de tamaño de campo, ángulo de cuña y UM, depende de los rangos de mínima y máxima tasas de dosis a producir por el acelerador en función de la energía, y de la velocidad de la mandíbula móvil.

El número mínimo posible de unidades de monitor ( $MU(0)_{\min}$ ) a impartir con la VW, se determina a partir de la siguiente expresión:

$$MU(0)_{\min} = \frac{(dMU / dt)_{\min}}{v_{\max} c \mu \tan \alpha \exp(-c \mu Y_{\max} \tan \alpha)}$$

siendo:

$(dMU/dt)_{\min}$  la mínima tasa de dosis disponible para cada energía.

$v_{\max}$  máxima velocidad de desplazamiento de la mandíbula Y

$c$  factor de calibración del sistema monitor (adimensional)

$\mu$  coeficiente de atenuación lineal

$\alpha$  ángulo de la cuña nominal

$Y_{\max}$  máxima posición abierta de la mandíbula móvil

En general, los aceleradores Siemens con VW, utilizan dos rangos de tasa de dosis variable al impartir las VW: rango alto (40-300 UM min<sup>-1</sup> para el haz de baja energía (por ejemplo, 6 MV) y 70-500 UM min<sup>-1</sup> para el haz de alta energía (por ejemplo, 18 MV) y rango bajo (30-200 UM min<sup>-1</sup> para ambas energías). En función del ángulo de cuña preseleccionado, el tamaño de campo y las unidades de monitor a impartir, el sistema de control selecciona automáticamente el rango de tasa de dosis variable a utilizar. Por otro lado, para ambas energías disponibles, y de forma independiente, se debe calcular el coeficiente de calibración (cGy UM<sup>-1</sup>) y ajustar el sistema monitor, en dos tasas estándar: tasa alta

(300 UM min<sup>-1</sup> para 6MV y 500 UM min<sup>-1</sup> para 18MV), y tasa baja (50 UM min<sup>-1</sup> para ambas energías).

A diferencia de las cuñas EDW, la velocidad de la mandíbula es constante durante toda la irradiación. Otra particularidad, consiste en que el fabricante no especifica campos asimétricos con las VW. Si bien el acelerador es capaz de generar cuñas virtuales con ellos, deben verificarse individualmente.

A priori no se establece ninguna limitación sobre los posibles valores del ángulo de cuña, pero la experiencia demuestra que un número limitado de valores es suficiente.

El factor de transmisión de la cuña o simplemente "factor de cuña" ( $F_{TC}$ ) se define como la razón entre la dosis absorbida con cuña y sin cuña, medidas ambas en el mismo punto del eje central y con el mismo número de UM, para una energía y tamaño de campo dados. El fabricante especifica que en el caso de las VW, el  $F_{TC} \approx 1$ , para todos los ángulos y configuraciones geométricas posibles. Ello es debido a que las UM preseleccionadas en el panel de control son las correspondientes a la posición  $Y=0$  (eje central) de la mandíbula, pero el sistema automáticamente calcula un número superior de  $UM_{\text{totales}}$  que serán impartidas en la zona puntera del campo ("toe" en la literatura anglosajona) la correspondiente a la de mayor dosis absorbida. El número de  $UM_{\text{totales}}$  dependerá del ángulo de la cuña, la calidad del haz y el tamaño del campo.

El número de UM a impartir en la posición  $Y$  de la mandíbula móvil, viene dado por la siguiente expresión [6]:

$$MU(Y) = MU_{\text{eje}} e^{-c\mu Y \tan \alpha}$$

En la práctica, el fabricante especifica que el factor de cuña puede variar dentro de un rango de +/- 5% [6]. Concretamente, según la energía de fotones, tamaño de campo y ángulo de cuña, se observan variaciones dentro de este rango, en función del número de UM impartidas (especialmente con pocas UM) y del grado de estabilidad en el ajuste del sistema monitor (para ambas tasas baja y alta). Este último aspecto resulta fundamental, ya que al aplicar la VW se utiliza uno de los dos

rangos de tasa variable descritos, por lo que si se realizan reajustes en la calibración del sistema monitor, éstos pueden afectar directamente en los resultados del factor de cuña [7].

### **Ventajas e inconvenientes de las CDV**

Las cuñas CDV resuelven algunos inconvenientes respecto a las cuñas físicas, a la vez que presentan también algunas desventajas.

#### **a) Ventajas.**

- No se inserta un filtro en el sistema de colimación, de manera que no existe riesgo de caída y lesiones al paciente y no requieren la presencia del operador en la sala de tratamiento.
- Se eliminan errores debidos a posibles holguras en las guías de inserción, como en el caso de las cuñas físicas.
- Puesto que ambas mandíbulas del par que crea la cuña son móviles, se pueden crear cuñas en sentidos opuestos sin más que programarlo en la consola de control. En cambio, en las cuñas físicas, los campos opuestos exigen a menudo invertir el sentido de la cuña, para lo cual se requiere un giro de colimador de 180° o la entrada en la sala por parte del operador para invertir la posición de la cuña manualmente.
- No bloquean el campo de luz. Esto facilita la adquisición de imágenes portales antes de iniciar la sesión de tratamiento.
- El espectro del haz de radiación no es modificado sustancialmente (excepto por una pequeña fracción de radiación transmitida a través de la mandíbula móvil que apenas repercute sobre el espectro energético), de forma que las curvas de dosis en profundidad apenas difieren de las obtenidas para campos abiertos. Por ejemplo, para las cuñas EDW se observan variaciones máximas de un 2% en la mayoría de tamaños de campo [10].
- La dosis absorbida periférica (fuera del campo de radiación) es menor con CDV, ya que presentan un menor componente de radiación dispersa que las cuñas físicas.

- Con CDV una fracción importante de la dosis es impartida con campo abierto. Por otra parte las cuñas físicas deben tener un espesor suficiente para producir el efecto cuña buscado para todo el rango de tamaños de campo permitidos. La consecuencia es que el  $F_{TC}$  para CDV es más próximo a 1 que en el caso de las cuñas físicas. Debido a esto, para administrar una misma dosis en idénticas condiciones geométricas, los campos con CDV requerirán en general un menor número de UM que mediante cuñas físicas, lo cual conlleva, una menor dosis al resto de tejidos del paciente. A modo de ejemplo, en la Tabla I se comparan los  $F_{TC}$  para cuñas físicas y EDW de un haz de 6 MV a 10 cm de profundidad en el eje central de un campo de 10 cm x 10 cm.

**b) Inconvenientes.**

- El par de mandíbulas responsable de crear las CDV se mueve perpendicularmente a la dirección de movimiento de las láminas de los colimadores multilámina (MLC). Esto implica que para determinados tratamientos el uso de CDV es incompatible con la colimación con un MLC.
- La dosis superficial es alrededor de un 2% a 3% mayor que en campos abiertos y aproximadamente entre un 7% y un 10% más elevada que con cuñas físicas[10].
- La variación del  $F_{TC}$  en función del tamaño de campo depende del fabricante. Así, para las VW se observan variaciones similares a las medidas con cuñas físicas, entre un 2-3% para la mayoría de tamaños de campo [11]. A modo de comparación, la variación medida para una cuña motorizada de 60° de un acelerador Elekta SLi es de un 9,4% y 11,1% para fotones de 6 MV y de 15 MV respectivamente, entre tamaños de campo de 5 cm x 5 cm y 30 cm x 30 cm. En cambio, las cuñas EDW presentan una fuerte dependencia con la dimensión del campo a lo largo de la dirección de movimiento de la mandíbula. Por ejemplo, para una cuña EDW de 60° en un haz de fotones de 6 MV el factor de transmisión entre campos de 20 cm x 20 cm y 3 cm x 3 cm se reduce en más del 100%.

- En la aplicación clínica de las CDV, se debe tener en cuenta que al tratarse de campos dinámicos (variables temporalmente), el movimiento interno de órganos en el paciente puede alterar la dosis recibida.
- Requieren un control de calidad sobre el equipo muy exhaustivo, ya que el proceso de generación de las fluencias, conlleva una mayor precisión en la velocidad de la mandíbula y en el ajuste y estabilidad del sistema monitor para las distintas tasas de dosis.

Tipo de cuña	Angulo de la cuña			
	15°	30°	45°	60°
Física	0,780	0,635	0,490	0,410
EDW	0,925	0,852	0,769	0,658

**Tabla I.** Factores de transmisión para cuñas físicas y EDW en un haz de fotones de 6 MV de un acelerador Varian Clinac 600, y un campo de 10 cm x 10 cm a 5 cm de profundidad.

## Algunas consideraciones sobre el programa de control de calidad de las cuñas

El objetivo principal del programa de control de calidad de las cuñas, es garantizar la reproducibilidad dentro de los límites recomendados, tanto de la distribución de dosis absorbida generada, como en la dosis total impartida, debido a la modificación de la fluencia del haz de radiación por efecto de la cuña.

La distribución de dosis absorbida modificada se puede caracterizar mediante diversos parámetros, de tal forma que para la verificación de su constancia, se proponen diferentes métodos que no siempre tienen por objetivo medir una misma magnitud. Por este motivo, y porqué los procedimientos requieren diferente equipamiento, los niveles de acción serán específicos de cada procedimiento. Por ejemplo, para el ángulo de cuña se presenta un valor de tolerancia para la magnitud principal (determinada durante el establecimiento del estado de referencia inicial, ERI), y se recomienda establecer niveles de acción para las magnitudes asociadas con las cuales se verifica indirectamente la constancia de la magnitud principal, en función de la incertidumbre



del procedimiento, y a la experiencia acumulada a través del control estadístico de aquellas.

La periodicidad en la verificación, tanto del ángulo de cuña como del factor de transmisión  $F_{TC}$ , para el conjunto de ángulos de cuña implantadas clínicamente y calidades de haz disponibles, dependerá, en cierto modo, del número y tipo de cuñas y del historial de estabilidad de las mismas. El Servicio de Radiofísica adecuará el tipo y frecuencia de las medidas, al estudio y necesidades propias de su equipo. Debido a su propia naturaleza, las cuñas físicas requerirán una frecuencia menor, mientras que el alto grado de dependencia del efecto de las cuñas dinámico-virtuales de algunas variables asociadas al sistema monitor del haz, calidad de éste, tamaño de campo, etc. aconseja una frecuencia mayor. Es oportuno subrayar que un mal funcionamiento de las cuñas dinámico-virtuales puede tener una gran trascendencia clínica, pero por otra parte la garantía de un buen funcionamiento no presupone necesariamente el empleo de sistemas complicados, sino que se puede llevar a cabo de manera sencilla y rápida.

## 9.1. Transmisión de bandejas

### 9.1.1. Definición y objetivos

El factor de transmisión de la bandeja ( $F_{TB}$ ) se define como la razón entre las lecturas de ionización con y sin la bandeja interpuesta en el haz de radiación.

$$F_{TB} = \frac{\bar{M}_{con}}{\bar{M}_{sin}}$$

siendo  $\bar{M}_{con}$  y  $\bar{M}_{sin}$  las medias de las lecturas con y sin bandeja respectivamente, corregidas por presión y temperatura si es necesario.

Para determinar el factor de transmisión se realizarán medidas de ionización con un conjunto cámara de ionización-electrómetro en condiciones de referencia, tal como se detalla en la sección de procedimientos de medida.

La finalidad de la prueba es determinar el grado de atenuación del haz debido a la interposición de una bandeja porta-bloques. El estudio se realizará para una serie de bandejas disponibles (de diferentes características) y para cada una de las energías de fotones operativas. Si se dispone de un gran número de bandejas iguales, al menos se determinará para una muestra aleatoria representativa. El tamaño de esta muestra se puede decidir en función de la dispersión de los primeros resultados obtenidos.

Además, también se recomienda evaluar si existe variación significativa del factor de transmisión de la bandeja con el tamaño de campo, con el fin de contemplarlo en los cálculos dosimétricos de pacientes.

Algunos modelos de bandeja facilitan el anclaje de los bloques de protección, mediante agujeros distribuidos por toda su superficie donde se atornillan los bloques. Al interponer las bandejas, se producen alteraciones en la fluencia del haz consistentes en zonas con mayores niveles de dosis absorbida en las distribuciones en planos perpendiculares al eje del haz. Puesto que los sistemas de planificación no suelen tener en cuenta este hecho, se recomienda tomar como factor de

transmisión un valor promediado, por ejemplo, sobre un perfil de dosis a lo largo de una línea que una los centros de varios agujeros, o sobre toda la superficie de la bandeja.

Actualmente, los tratamientos donde se utilizan campos con bloques de protección personalizados asentados sobre bandejas de plástico, se realizan en aceleradores que no disponen de sistema de colimación multilámina (MLC) o en tratamientos especiales. En los cálculos dosimétricos de dichos pacientes, será necesario cuantificar y tener en cuenta las posibles modificaciones del haz producidas por dichas bandejas.

En principio, el factor de transmisión de una bandeja es un parámetro de variación improbable. Sin embargo, las bandejas son susceptibles de sufrir un continuo deterioro físico con el tiempo (desgaste, roturas), así como cambios en su estructura por la acción continuada de la radiación (como rotura de cadenas poliméricas y recombinación cruzada de las mismas), que redundan en la alteración de algunas propiedades físicas: el plástico se vuelve más frágil, pierde resistencia, etc., lo cual en algunos casos se manifiesta por la gradual aparición de un tono amarillento [12]. Por este motivo, conviene analizar si existe alteración gradual de la estructura plástica de la bandeja, y si el posible deterioro de las mismas, se traduce en una variación significativa de la transmisión.

Si los resultados del factor de transmisión presentan variaciones superiores a la tolerancia recomendada, se estudiará la conveniencia de retirar o sustituir la bandeja alterada.

Por otra parte, cada vez que una bandeja sea sustituida por otra de características similares e incluso idénticas, se determinará nuevamente el factor de transmisión, con el fin de establecer una nueva referencia. Si se sustituye un lote completo, se procederá a determinar el factor de transmisión para una muestra representativa, según se ha expuesto anteriormente.

### **9.1.2. Tolerancia**

La referencia [15] recomienda una tolerancia del factor de transmisión de la bandeja de un  $\pm 2$  %. Sin embargo, la experiencia sugiere que este valor se puede reducir a un  $\pm 1$  % respecto al valor determinado en

la fase de establecimiento del estado de referencia inicial y por ello es éste el valor recomendado.

### 9.1.3. Procedimientos de medida

#### 9.1.3-P0 Medidas en un maniquí de agua

##### 9.1.3-P0(A) Material

- Cámara de ionización.
- Electrómetro.
- Maniquí de agua (con dimensiones adecuadas que permita medir un rango suficiente de tamaños de campo).

##### 9.1.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo del acelerador en la posición de 0°.
2. Colocar la cámara de ionización en el maniquí en condiciones de referencia y conectarla al electrómetro.
3. Realizar medidas de carga eléctrica con y sin bandeja. El factor de transmisión  $F_T$  se calculará como el cociente de las lecturas de ambos grupos de medidas.

$$F_T = \frac{\bar{M}_{CON}}{\bar{M}_{SIN}}$$

donde  $\bar{M}_{CON}$  y  $\bar{M}_{SIN}$  representan la media de las lecturas con y sin bandeja respectivamente.

4. En general, las medidas se realizarán en un tiempo reducido, por lo que no será necesario corregir las lecturas por presión y temperatura. Si se utiliza una cámara monitora externa, deberá situarse antes del paso del haz por la bandeja.
5. Se realizarán varias series de medidas con al menos tres tamaños de campo representativos de todo el rango posible, uno de ellos el máximo campo que permitan las mandíbulas. Si el sistema de

planificación sólo permite introducir un valor, se adoptará el más representativo<sup>4</sup>.

### 9.1.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Intrínsecas al equipo de medida (cámara y electrómetro).
- Posicionamiento y centrado de la cámara de ionización
- Para el tamaño de campo de referencia, la variación de dosis en un entorno de 2 mm alrededor del eje central es despreciable. Además, el factor de transmisión implica un cociente donde el error de posicionamiento afectará por igual a ambas medidas.
- Posibles fluctuaciones del sistema monitor del acelerador (si no se ha utilizado cámara monitora externa).

### 9.1.3-P0(D) Periodicidad

- ERI o anual (véase punto 9.1.3-P1(D)).

### 9.1.3-P1 Medidas en un maniquí de plástico

#### 9.1.3-P1(A) Material

- Cámara de ionización.
- Electrómetro.
- Elegir entre una de las siguientes alternativas:
  - Maniquí de plástico de un tamaño adecuado. Podrá ser rectangular (macizo o de láminas planas) o cilíndrico, pero deberá disponer de una cavidad para la cámara.
  - Soporte para la cámara en aire, y caperuza de acumulación ("*build-up*") suficiente según la calidad del haz.

---

<sup>4</sup> Correspondiente al rango de tamaños de campo más frecuentes en la práctica.

### 9.1.3-P1(B) Método

Realizar un adecuado control estadístico de la transmisión de las bandejas requiere un procedimiento de medida más sencillo que el anterior, utilizando un maniquí de material sólido. En este tipo de maniquíes resulta más rápido el montaje y centrado del sistema de medida, y por ello requieren un menor tiempo de ocupación del acelerador. Otra alternativa, consiste en realizar las medidas en aire con la cámara provista de una caperuza adecuada (plástico, aluminio, latón, etc.), con lo cual deberá disponerse de un sistema de soporte sencillo<sup>5</sup>.

1. Colocar la cámara de ionización en condiciones de medida a definir por el usuario (DFS, profundidad, etc.), que sean fácilmente reproducibles, para un tamaño de campo representativo (por ejemplo 10 cm x 10 cm).
2. Realizar varias medidas de ionización con y sin bandeja. El factor de transmisión se calculará como el cociente de las lecturas de ambos grupos de lecturas (corregidas por presión y temperatura si es necesario):

$$F_{TB} = \frac{\bar{M}_{con}}{\bar{M}_{sin}}$$

En el "Programa de garantía de calidad", la constancia del factor de transmisión de las bandejas se evaluará mediante el control estadístico de resultados, para lo cual, será necesario efectuar medidas utilizando este procedimiento durante el establecimiento del ERI.

### 9.1.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Las descritas en el procedimiento P0.
- Holguras en la cavidad donde se ubica la cámara de ionización.
- Capas de aire entre las láminas del maniquí.

---

<sup>5</sup> Se puede montar la cámara en un analizador automático de campos, pero esto elimina la rapidez del método, que constituye su principal ventaja.

### 9.1.3-P1(D) Periodicidad

- Se recomienda realizar esta prueba con carácter anual, tal como se recomienda, por ejemplo, en la referencia [23].

### 9.1.3-P2 Medidas con un equipo de chequeo diario (ECD)

#### 9.1.3-P2(A) Material

- ECD con al menos dos cámaras de ionización ubicadas sobre uno de los ejes principales, en puntos simétricos respecto al eje central.
- Sistemas auxiliares (electrómetro y programa informático de análisis).

#### 9.1.3-P2(B) Método

Se trata de un método muy rápido por el hecho de aprovechar que el equipo ya estará montado, puesto que se utiliza diariamente para verificar otros parámetros del haz de radiación.

1. Situar el brazo del acelerador en la posición de 0°.
2. Colocar el ECD sobre la mesa de tratamiento, centrado sobre los ejes del retículo, de tal forma que uno de sus ejes sea paralelo a uno de los ejes del retículo. Utilizar dos tamaños de campo, por ejemplo 10 cm x 10 cm y 20 cm x 20 cm. Previamente durante el establecimiento del ERI, se habrán obtenido medidas de referencia con el ECD para diferentes tamaños de campo.
3. Añadir por encima suficiente material para condiciones de equilibrio electrónico.

4. Realizar varias medidas de ionización con y sin bandeja. Utilizar un número elevado de unidades de monitor para tener una buena resolución. Normalmente esta prueba se realiza con rapidez suficiente para poder obviar las correcciones por presión y temperatura. El factor de transmisión se calculará como el cociente de las lecturas de ambos grupos de lecturas:

$$F_{TB} = \frac{\overline{M}_{con}}{\overline{M}_{sin}}$$

En el "Programa de garantía de calidad", la constancia del factor de transmisión de las bandejas se evaluará mediante el control estadístico de resultados, para lo cual, será necesario efectuar medidas utilizando este procedimiento durante el establecimiento del ERI.

#### 9.1.3-P2(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Intrínsecas del equipo de chequeo diario.

#### 9.1.3-P2(D) Periodicidad

La periodicidad anual debería ser suficiente debido a la baja probabilidad de que las bandejas sufran un desgaste que se pueda traducir en variaciones significativas del factor de transmisión. Sin embargo no tiene sentido realizar medidas anuales con este método pudiendo utilizar un método más preciso sin mucho mayor esfuerzo. Si se desea utilizar este método para llevar un control estadístico de la transmisión se recomienda una periodicidad mensual.

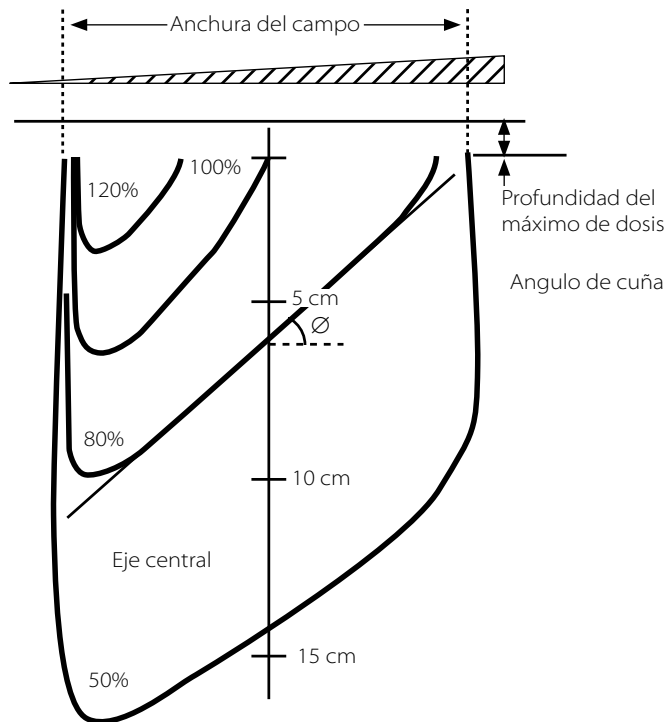


## 9.2. Angulo de cuña

### 9.2.1. Definición y objetivos

En la literatura aparecen dos definiciones para el ángulo de cuña.

La definición tradicional que procede del ICRU 10d [13] define el ángulo de cuña como “el ángulo definido entre la curva de isodosis del 50% y la (dirección) perpendicular al eje”. Posteriormente se adoptó la convención de Hugues et al. [14] según la cual el ángulo de cuña “es el ángulo en que ha quedado girada la curva de isodosis del 80% en el eje central del haz para un campo de 10 cm x 10 cm (véase la Fig. 3), normalizando la dosis al 100% en la profundidad del máximo en el eje central”. Hay que destacar que la curva de isodosis del 80% se encuentra a una profundidad variable en función de la cuña, tamaño de campo, etc.



**Fig. 3.** Definición antigua del ángulo de cuña.

En la actualidad, el ángulo de cuña se define según las normas UNE [16] de la siguiente forma: a partir de las curvas de isodosis medidas para cada calidad de haz y cuña disponible, se define sobre una curva de isodosis que atraviese el eje central del haz de radiación a la profundidad de referencia (habitualmente 10 cm) [21] (o a la profundidad especificada por el fabricante), como el ángulo definido por la pendiente de la línea que une dos puntos equidistantes del eje del haz de radiación a la mitad del ancho del campo geométrico<sup>6</sup> (véase la Fig. 4).

En los aceleradores, las cuñas están diseñadas de tal forma que el ángulo de cuña debe responder a una de estas dos definiciones. En particular, para las CDV y motorizadas se emplea la definición recogida en las normas UNE.

El ángulo de cuña es un parámetro de fácil e intuitiva interpretación que permite cuantificar la modificación de la fluencia del haz a partir de la variación de la distribución de dosis absorbida. Las verificaciones periódicas frecuentes permitirán realizar un continuo control estadístico sobre el nivel de constancia del ángulo de cuña. En tales situaciones no es necesaria la medida del ángulo de cuña, ya que variaciones significativas del efecto de la cuña sobre la fluencia del haz, pueden ser detectadas a partir de otros parámetros relacionados con la distribución de dosis absorbida, como por ejemplo un perfil de dosis absorbida paralelo a la dirección de la cuña.

Durante la aceptación del acelerador se determinará el ángulo de cuña para las distintas cuñas y calidades de haz disponibles. Las medidas se realizarán para el tamaño de campo de referencia especificado por el fabricante.

En las medidas correspondientes al establecimiento del ERI del acelerador, se determinará de forma precisa el ángulo de cuña para el conjunto de energías y ángulos de cuña a utilizar clínicamente, y para un grupo representativo de tamaños de campo. Así mismo, se determinarán valores de referencia de los parámetros anteriormente mencionados, los cuales permitirán estimar de forma indirecta la constancia del ángulo de cuña, y serán evaluados periódicamente en el "Programa de

---

<sup>6</sup> Para las VW de Siemens y ángulos de 45° o mayores, estos dos puntos se toman a +/- 1/6 de la anchura del campo de radiación.

garantía de calidad". Dichos parámetros se discuten en los diferentes procedimientos prácticos expuestos a continuación.

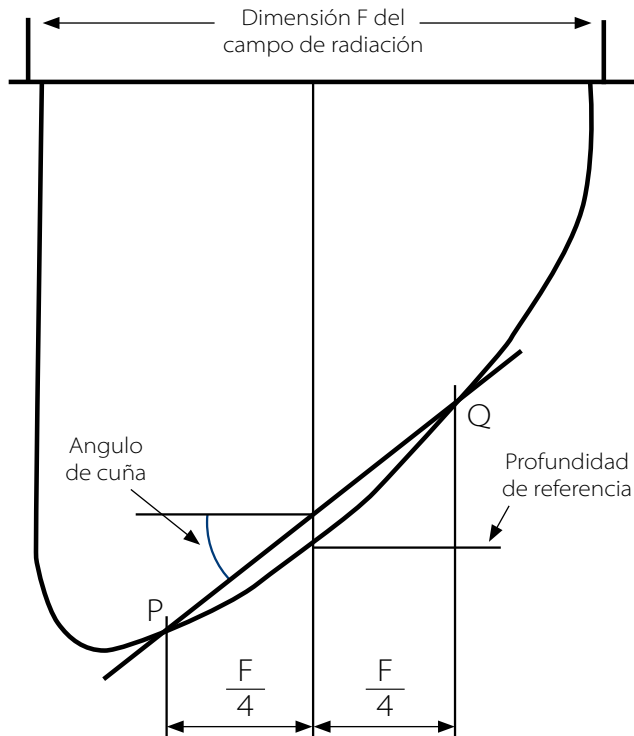
En el caso de cuñas físicas, es poco probable que el ángulo de cuña sufra variaciones significativas. Si existen holguras en la inserción, se reflejará principalmente en el factor de transmisión, ya que la relación de grosores de cuña atravesados por las distintas partes del haz se mantendrá constante y si existen pequeñas holguras las diferencias de atenuación apenas varían. Pueden aparecer alteraciones en el ángulo de cuña por deterioro de ésta, pero es sumamente improbable.

En cuanto a las CDV, variaciones importantes en el ángulo de cuña pueden ser debidas a alteraciones significativas entre la posición prevista y la real de la mandíbula móvil en función de las unidades de monitor impartidas (por ejemplo, para las cuñas EDW de Varian esta relación se encuentra definida en las tablas "STT" ya mencionadas anteriormente). En las cuñas EDW si este desajuste se produce, por ejemplo, debido al fallo de un motor, la tasa de dosis es ajustada automáticamente, de forma que la relación anteriormente mencionada se mantiene y el ángulo obtenido sería el mismo que el seleccionado.

En el caso de la cuñas VW, desajustes en el sistema monitor que afecten a la constancia en la calibración de las distintas tasas de dosis utilizadas al aplicar las VW, pueden alterar el ángulo de cuña [7] y éste debe ser revisado con cierta frecuencia.

Además, en ambos tipos de cuña CDV, si la variación en la posición prevista de las mandíbulas está fuera de unos límites de tolerancia ajustados en fábrica, el haz de radiación será interrumpido por el correspondiente enclavamiento o "interlock". Ahora bien, la experiencia demuestra que para las CDV la desviación en el ángulo de cuña puede ser sensiblemente diferente según el número de unidades de monitor empleadas para el disparo. Sin embargo, los sistemas de planificación de tratamientos no suelen tener en cuenta este hecho. Ello aconseja realizar medidas durante el establecimiento del ERI para varios valores de las unidades de monitor, al menos dentro del rango más frecuente en la práctica. En función del resultado se decidirá el curso de acción a seguir, por ejemplo, pueden excluirse en el futuro determinados tratamientos para los que la distribución real de dosis resulta ser sensi-

blemente diferente a la calculada por el sistema de planificación. De cualquier forma, es conveniente repetir periódicamente estas medidas con diferente número de unidades de monitor.



**Fig. 4.** Definición moderna del ángulo de cuña.

Finalmente, en el caso de las CDV, el efecto cuña en sentidos opuestos se lleva a cabo mediante el movimiento de diferentes mordazas. Por ello es importante realizar las pruebas descritas a continuación para ambos sentidos.

### 9.2.2. Tolerancia

En las determinaciones del ángulo de cuña durante el ERI, se recomienda una tolerancia de  $\pm 2^\circ$  respecto al valor nominal, en concordancia con algunos fabricantes (véase, por ejemplo [6]).

Por otro lado, a continuación, se proponen algunos procedimientos de verificación basados en la evaluación de parámetros indicativos del grado de efecto cuña sobre la fluencia. Tanto la naturaleza de estos parámetros como el instrumental propuesto para su medida, aconsejan que el usuario establezca unos niveles de acción adecuados y específicos para cada parámetro y procedimiento, basados en la propia experiencia y en los resultados del control estadístico.

### 9.2.3. Procedimientos de medida

#### 9.2.3-P0 Determinación del ángulo de cuña a partir de un mapa de curvas de isodosis

En esta prueba se determinará el ángulo de cuña directamente sobre una distribución bidimensional de curvas de isodosis.

#### 9.2.3-P0(A) Material

- Maniquí de agua con sistema automático de movimientos por control remoto, con soporte adecuado para el detector<sup>7</sup>.
- Sistema de detección: en el caso de cuñas físicas, cámara de ionización de pequeño volumen (por ejemplo, 0,12 cm<sup>3</sup>) o detector de estado sólido. Para cuñas dinámico-virtuales, matriz lineal de cámaras de ionización o de detectores de estado sólido (a menudo conocido por la expresión inglesa de amplia difusión "linear array"). Cámara de ionización de referencia.
- Programa informático adecuado para generar curvas de isodosis a partir de una matriz de valores de dosis.

#### 9.2.3-P0(B) Método

1. A partir de medidas en el maniquí de agua, determinar un mapa de curvas de isodosis sobre un plano que contenga el eje del haz y sea paralelo a la dirección de la cuña, de acuerdo con el procedimiento descrito en la norma DIN [16]. Si se dispone del corres-

<sup>7</sup> Se desaconseja el uso de película radiográfica en el establecimiento del ERI porque presenta algunos inconvenientes prácticos, como la dependencia de los resultados de las condiciones de revelado, y la sobreestimación de la dosis fuera de los límites del campo debido a los fotones de baja energía dispersados. Por otra parte es conocida la necesidad de aplicar correcciones a las lecturas de la película en función de la profundidad debido al incremento de la proporción de esos fotones a medida que aumenta la profundidad [17][18].

pondiente programa informático, se recomienda reconstruir este mapa a partir de perfiles obtenidos a varias profundidades, en lugar de rastrear niveles de dosis individualmente.

2. El sistema de detector adecuado, en el caso de las cuñas físicas, será una cámara de ionización, detector de estado sólido, etc. que proporcione una señal proporcional a la dosis absorbida en cada punto de su recorrido. Se recomienda utilizar un detector de referencia para compensar las posibles fluctuaciones de la tasa de dosis a lo largo del tiempo de medida.
3. En haces impartidos con CDV, la tasa de dosis absorbida en un punto del campo es variable durante la irradiación, lo que hace inaplicable el uso de un detector que rastree el campo. Por este motivo, la determinación del mapa de isodosis se realizará mediante un sistema que permita registrar simultáneamente la dosis absorbida en varios puntos a lo largo del eje del haz<sup>8</sup> como una matriz lineal de detectores, dispositivo que integra un conjunto de detectores de estado sólido o cámaras de ionización rellenas de líquido. Estos detectores, conectados a un electrómetro multicanal, permiten la lectura simultánea de la dosis absorbida en varios puntos sobre un eje paralelo a uno de los ejes principales del haz (con el maniquí correctamente alineado).

Para aumentar la resolución espacial de las medidas, los programas de control y análisis que acompañan a estos sistemas, permiten pequeños desplazamientos del sistema de detección paralelamente a la dirección de medida, de tal forma que se obtienen nuevas lecturas en posiciones intermedias que, superpuestas a las anteriores, permiten obtener un perfil resultante con elevada resolución espacial. El movimiento de todo el conjunto a lo largo del eje vertical permite obtener perfiles a distintas profundidades, generándose así una matriz de dosis absorbida, a partir de la cual es posible calcular el mapa de curvas de isodosis en el plano que contiene al detector y al eje del haz.

---

<sup>8</sup> En el peor de los casos se puede optar por realizar medidas punto a punto mediante una cámara de ionización aunque el tiempo que ello conlleva lo hace prácticamente inviable.

4. En las medidas sobre campos dinámicos, como los de las CDV, no es posible utilizar un detector de referencia, a menos que se pueda extraer directamente la señal del sistema monitor del acelerador. Por este motivo, las fluctuaciones del sistema monitor pueden afectar al resultado de las medidas, tal como se detalla más adelante al discutir las fuentes de incertidumbre.
5. El fabricante deberá especificar el protocolo a aplicar en la definición del ángulo de cuña. Así, una vez obtenido el mapa de curvas de isodosis, y en función de si el ángulo de cuña se especifica según la definición antigua o la moderna, se procederá a calcularlo siguiendo el correspondiente procedimiento.

### 9.2.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Geométricas (posicionamiento del detector y del maniquí)
- Sistema ionométrico
- Fluctuaciones del sistema monitor: se recomienda usar, si es posible, un detector de referencia
- Precisión del algoritmo de reconstrucción de curvas de isodosis que, por lo general, estará basado en interpolaciones lineales. Se podrá reducir esta incertidumbre aumentando la resolución en las medidas de perfiles.

### 9.2.3-P0(D) Periodicidad

Por tratarse de un procedimiento de medida muy tedioso, se recomienda su utilización durante el establecimiento del ERI, para determinar el ángulo de cuña y comprobar que se ajusta a lo especificado por el fabricante.

### 9.2.3-P1 Evaluación de un perfil de dosis modificado

Se verificará la constancia de un perfil de dosis absorbida con cuña obtenido en condiciones de medida especificadas. Previamente, durante el establecimiento del ERI se habrá medido el perfil de referencia. Esta prueba se puede realizar en un maniquí de agua, de material sólido o bien en aire.

### 9.2.3-P1(A) Material

Para medidas en un maniquí de agua:

- Maniquí de agua con sistema de control automático de movimientos.
- Sistema de detección: para cuñas físicas, cámara de ionización de pequeño volumen (por ejemplo, 0,12 cm<sup>3</sup>) o detector de estado sólido. Para CDV, matriz lineal de cámaras de ionización o de detectores de estado sólido. Cámara de ionización de referencia.

Para medidas en un maniquí de material sólido:

- Maniquí de láminas plástico.
- Película radiográfica.

Para medidas en aire:

- Matriz lineal de cámaras de ionización o de detectores de estado sólido con un soporte adecuado.

### 9.2.3-P1(B) Método

1. Colocar el brazo del acelerador en posición de 0°.
2. En agua, utilizando el detector adecuado según el tipo de cuña, obtener para un tamaño de campo elevado que cubra toda la cuña y a la profundidad de referencia, un perfil de dosis absorbida a través del eje central del haz en la dirección de la cuña. Si las medidas se realizan en aire, obtener dicho perfil con la matriz lineal de detectores a la distancia fuente-detector utilizada durante las medidas de referencia realizadas en el establecimiento del ERI.
3. Si las medidas se realizan con película radiográfica, colocarla sobre varias láminas de plástico y fijarla a la lámina superior con cinta adhesiva, de tal forma que sus bordes queden paralelos a los del campo de radiación. Marcar sobre la placa (por ejemplo, con un alfiler) la posición de los ejes transversal y longitudinal del campo (proyección del retículo), y colocar sobre la película



más láminas de maniquí sólido hasta obtener un espesor de acumulación (*"build-up"*) adecuado. Exponer la película, revelarla<sup>9</sup> y obtener un perfil de dosis absorbida en la dirección de la cuña a través del eje central la correspondiente curva sensitométrica de calibración densidad óptica-dosis absorbida.

4. Normalizar el perfil obtenido y el de referencia al valor de dosis absorbida sobre el eje central.
5. Evaluar la máxima diferencia relativa porcentual positiva entre ambos perfiles normalizados:

$$\Delta = \text{Max}_{i=1}^N \Delta_i \qquad \Delta_i = 100 \times \left| \frac{\frac{D_i}{D_0} - \frac{D_i^{REF}}{D_0^{REF}}}{\frac{D_i^{REF}}{D_0^{REF}}} \right|$$

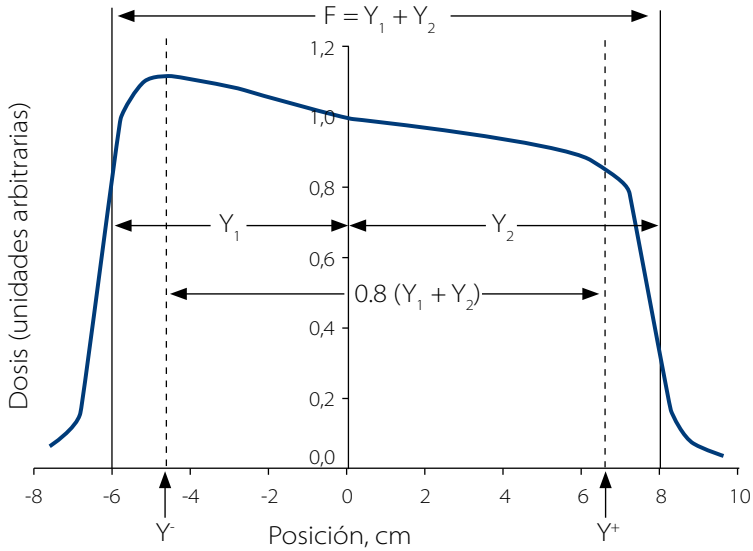
- $D_i$  Dosis absorbida en el punto  $i$  del perfil a analizar
- $D_0$  Dosis absorbida en el eje central del perfil a analizar
- $D_i^{REF}$  Dosis absorbida en el punto  $i$  del perfil de referencia
- $D_0^{REF}$  Dosis absorbida en el eje central del perfil de referencia
- $N$  Número de puntos representativo de la zona del perfil correspondiente al 80% del tamaño del campo de radiación (véase la Fig. 5) a la profundidad de medida, (por ejemplo se puede utilizar  $N=6$  de manera que se evalúan tres puntos a cada lado del eje central).

Es conveniente elegir los puntos de evaluación de forma equiespaciada. Puesto que el punto correspondiente al eje central del haz no contribuye al cálculo, podemos elegir siempre  $N$  par.

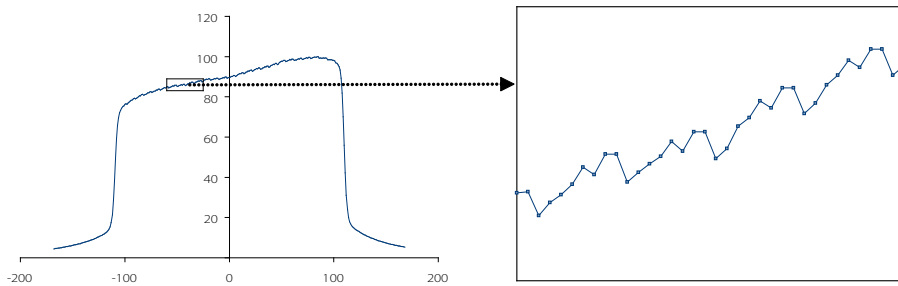
<sup>9</sup> A menos que se trate de película del tipo autorevelable.

### 9.2.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Sistema ionométrico
- Sistema monitor: se recomienda, si es posible, obtener los perfiles con un detector de referencia.
- Resolución del sistema de medida (matriz lineal de detectores). En la Fig. 6 se muestra el efecto de las fluctuaciones del sistema monitor sobre un perfil obtenido mediante superposición de 8 perfiles medidos con una matriz lineal de detectores con una separación entre cámaras de 8 mm. Mediante desplazamientos sucesivos de la matriz lineal de detectores de 1 mm, paralelamente a la dirección de medida, la suma de los perfiles producirá un perfil final con un patrón repetitivo que responde a las fluctuaciones del sistema monitor. En todo caso, el resultado final se puede promediar si se estima que presenta fluctuaciones demasiado elevadas.
- De tipo geométrico (posicionamiento, etc.).
- Si se utiliza película radiográfica, la incertidumbre asociada a posibles variaciones en las condiciones de revelado e incertidumbre del sistema de lectura.



**Fig. 5.** Perfil de un campo asimétrico con cuña en agua. El tamaño de campo se define por los valores absolutos  $Y_1$  e  $Y_2$  de la posición de las mandíbulas. Se indica con dos líneas punteadas la zona de muestreo (80% del campo) limitada por los puntos  $Y^-$  e  $Y^+$  para la prueba 9.2.3-P1.



**Fig. 6.** Perfil de una CDV de  $15^\circ$  para un haz de 6 MV y un campo de 20 cm x 20 cm medido con una matriz lineal de detectores (izquierda). A la derecha se muestra una ampliación parcial donde se distingue el efecto de las fluctuaciones del sistema monitor.

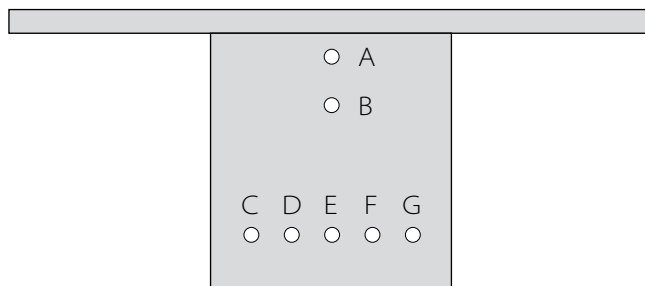
### 9.2.3-P1(D) Periodicidad

- CDV: semestral.
- Cuñas físicas y motorizadas: anual.
- Véase el apartado 9.2.3-P4(D).

### 9.2.3-P2 Determinación del ángulo de cuña a partir de medidas de dosis en dos puntos simétricos

#### 9.2.3-P2(A) Material

- Maniquí de agua con sistema de control automático de movimientos.
- Sistema de detección: electrómetro y cámara de ionización de pequeño volumen (por ejemplo, 0,12 cm<sup>3</sup>) o detector de estado sólido para el caso de cuñas físicas. Para las cuñas CDV también se puede utilizar una matriz lineal de cámaras de ionización o de detectores de estado sólido.
- Alternativamente, maniquí sólido (plástico) con dos cavidades para insertar sendas cámaras de ionización. En la Fig. 7 se muestra una versión muy conveniente de este maniquí que puede insertarse en las guías porta-accesorios del sistema de colimación del acelerador. En este caso resulta conveniente disponer de dos cámaras de ionización y un electrómetro de dos canales.



**Fig. 7.** Esquema de un maniquí insertable en las guías porta-bandejas bajo el sistema de colimación del acelerador.

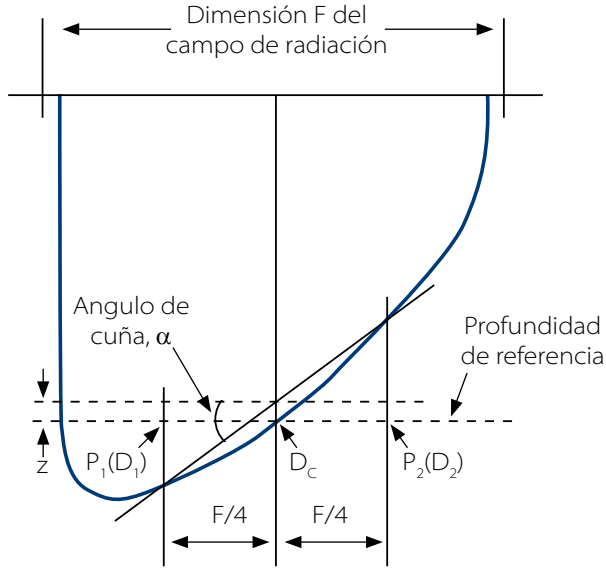
### 9.2.3-P2(B) Método

1. Situar el brazo del acelerador en la posición de referencia  $0^\circ$ .
2. En un maniquí de agua a la profundidad de referencia (10 cm), sobre el eje paralelo a la dirección de la cuña que pasa por el eje central y por el isocentro, obtener, con la cámara de ionización, lecturas de dosis  $D_1$  y  $D_2$  en dos puntos simétricos situados a distancias  $\pm F/4$  respecto al eje central<sup>10</sup>, siendo F el tamaño de campo en el isocentro (véase la Fig. 8).

Si se emplea un maniquí sólido se realizarán medidas de dosis colocando las cámaras de ionización en sendas cavidades simétricas respecto al eje central. Al construir el maniquí, la distancia de estas cavidades al eje central y su profundidad deberán calcularse en función del tipo de material del maniquí para poder aplicar el método descrito.

3. A continuación, se determinará indirectamente el ángulo de cuña empleando el siguiente método propuesto por Schmidt et al. [19]. De acuerdo con la Fig. 8,  $D_c$  es el valor de la dosis absorbida en el eje central a la profundidad de referencia ( $d_{ref}$ ), y  $D_1$  y  $D_2$  son los valores de la dosis absorbida en los puntos  $P_1$  y  $P_2$  a la misma profundidad y a distancias  $\pm F/4$  del eje central.

<sup>10</sup> Se pueden obtener estos valores a partir de un perfil, pero se sobreentiende que si se utiliza la metodología del método 3-P1 es para realizar una evaluación de todo el perfil.



**Fig. 8.** Esquema para la deducción del ángulo de CDV.

Tal como se observa en la Fig. 8, cuando la curvatura de la línea de isodosis que atraviesa el eje central en  $d_{ref}$  entre los dos puntos  $\pm F/4$  es poco pronunciada (hecho frecuente en la práctica), la distancia  $z$  será muy pequeña. En este caso las distancias verticales de  $P_1$  y  $P_2$  a la curva de isodosis se pueden aproximar por  $(F/4)\tan(\alpha)$ . Por otra parte, podemos relacionar las dosis  $D_1$  y  $D_2$  con  $D_c$  a partir de un comportamiento exponencial<sup>11</sup>. El resultado son estas dos expresiones:

$$D_1 = D_c e^{\frac{F}{4}\mu \tan(\alpha)}$$

$$D_2 = D_c e^{-\frac{F}{4}\mu \tan(\alpha)}$$

<sup>11</sup> Aunque el haz no es monoenergético, es posible aproximar las curvas de dosis en profundidad o de TPR a una función exponencial simple en el rango útil de profundidades más allá del máximo.

donde  $\mu$  es el coeficiente lineal de atenuación para el material del maniquí y la calidad del haz considerada, y  $\alpha$  es el ángulo de la cuña buscado.

Dividiendo ambas ecuaciones, se calcula el ángulo de la cuña a partir de las dosis absorbidas  $D_1$  y  $D_2$  y el coeficiente de atenuación:

$$\frac{D_1}{D_2} = e^{\left(\frac{F}{2}\mu \tan(\alpha)\right)}$$

$$\tan(\alpha) = \frac{\ln\left(\frac{D_1}{D_2}\right)}{\frac{F}{2}\mu}$$

4. El coeficiente de atenuación efectivo  $\mu$  se determinará a partir de dos medidas a diferentes profundidades empleando la aproximación anterior basada en una exponencial simple, por lo que el coeficiente de atenuación se calculará como el logaritmo neperiano del cociente de esas medidas. Las medidas se realizarán en campo abierto o con la cuña interpuesta, según si se desea aplicar el método a CDV o a cuñas físicas, ya que  $\mu$  depende de la calidad del haz.
5. Se requerirá un único valor de  $\mu$  para todas las cuñas CDV y motorizadas, y otros tantos para las distintas cuñas físicas disponibles
6. La determinación del coeficiente de atenuación  $\mu$  se realizará para un único tamaño de campo. Si se desea determinar el ángulo de cuña para otros tamaños de campo, se puede emplear el mismo valor de  $\mu$  ya que éste prácticamente no varía con el tamaño de campo. En principio, el maniquí empleado impondrá limitaciones al tamaño de campo. Por ejemplo, en el caso de un maniquí sólido dependerá del número y posición de los alojamientos existentes para cámaras de ionización. Finalmente, la profundidad de las cavidades en el material plástico debe ser la equivalente a la profundidad de referencia en agua.

7. Un método análogo propuesto por Siemens para medir el ángulo de cuña de las VW para un campo de 20 cm x 20 cm, consiste en obtener lecturas de dosis en cuatro puntos  $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_9$  y  $P_{11}$  alrededor del eje del haz, de manera que el ángulo de cuña se calcula a partir de la siguiente expresión:

$$\alpha = \tan^{-1} \left( \frac{\frac{\text{Variación dosis entre } P_1 \text{ y } P_2}{\text{Distancia de } P_1 \text{ a } P_2}}{\frac{\text{Variación dosis entre } P_9 \text{ y } P_{11}}{\text{Distancia de } P_9 \text{ a } P_{11}}} \right) = \tan^{-1} \left( \frac{\frac{|D_1 - D_2|}{\Delta d}}{\frac{D_9 - D_{11}}{2}} \right)$$

donde:

$D_1$  y  $D_2$  lecturas de dosis absorbida en puntos simétricos respecto al eje del haz en la dirección de la cuña VW

$\Delta d$  distancia en cm entre los puntos de medida  $D_1$  y  $D_2$ .  $\Delta d=10$  cm para VW de 15° y 30°, y  $\Delta d=6,66$  cm para VW de 45° y 60°.

$D_9$  y  $D_{11}$  lecturas de dosis absorbida medidas sobre el eje central a 9 cm y 11 cm de profundidad respectivamente

Esta fórmula es una aproximación matemática para evitar los logaritmos que en la práctica proporciona una precisión muy buena. El error máximo que introduce es de 0,9° para la cuña de 60° y menor para ángulos más pequeños.

### 9.2.3-P2(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Intrínsecas al equipo de medida.
- Variaciones del sistema monitor entre ambos grupos de medidas. Pueden reducirse usando dos cámaras de ionización conectadas simultáneamente a un electrómetro bicanal. Sin embargo, con las CDV deberá tenerse en cuenta que, posibles variaciones en la fluencia del haz pueden no afectar por igual a las lecturas de ambas cámaras.
- Posicionamiento del equipo de medida. Si se utiliza un maniquí como el de la Fig. 7 su posición y el de las cámaras es práctica-



mente fija (salvo holguras en las guías de inserción). Si se emplea un maniquí de agua o de plástico ubicado sobre la mesa de tratamiento, la incertidumbre asociada a la distancia fuente-superficie afectará por igual a ambas cámaras de ionización y será despreciable. Por otra parte, se considerarán las posibles desviaciones asociadas al centrado del sistema de coordenadas del maniquí respecto al eje del haz. Finalmente, la posición de las cámaras respecto a este origen de coordenadas dependerá del grado de precisión del sistema de anclaje propio del maniquí.

- Incertidumbres inherentes a la determinación del coeficiente de atenuación efectivo.
- Aproximaciones realizadas en el método de Schmidt.

### **9.2.3-P2(D) Periodicidad**

- Véase el apartado 9.2.3-P4(D).

### **9.2.3-P3 Evaluación de la relación de dosis en dos puntos simétricos del perfil modificado**

En este procedimiento se proponen dos métodos para determinar una variable que indirectamente permitirá evaluar la constancia del ángulo de cuña. Dicha variable es el cociente de dosis entre dos puntos a cada lado del eje central sobre el eje a lo largo de la cual se define la dirección de la cuña. Estos puntos no necesitan ser simétricos respecto al eje central (con más razón si se verifican campos asimétricos).

### **9.2.3-P3(A) Material**

El material enumerado a continuación se aplicará en función del método de medida a aplicar:

- Maniquí de agua con sistema de control automático de movimientos.
- Sistema de detección: cámara de ionización de pequeño volumen (por ejemplo,  $0,12 \text{ cm}^3$ ) o detector de estado sólido para el caso de cuñas físicas. Para CDV también se puede utilizar una matriz lineal de cámaras de ionización o de detectores de esta-

do sólido, aunque la dificultad de su montaje se contrapone a la sencillez de la prueba.

- Alternativamente maniquí sólido (plástico) con dos cavidades para insertar sendas cámaras de ionización, como el de la Fig. 7.
- Electrómetro, de uno o dos canales.
- Una o dos cámaras de ionización.

### 9.2.3-P3(B) Método

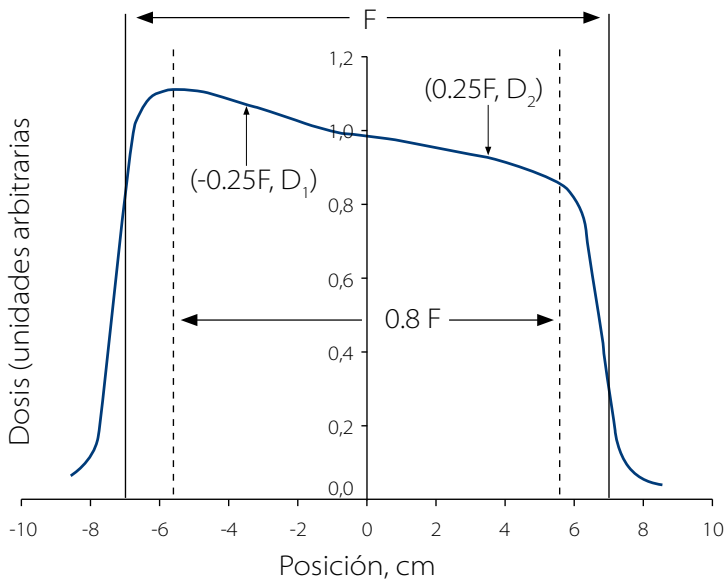
1. Situar el brazo del acelerador en la posición de referencia 0°.
2. En un maniquí de agua a la profundidad de referencia (10 cm), sobre el eje paralelo a la dirección de la cuña que pasa por el eje central a la altura del isocentro, obtener, con la cámara de ionización, lecturas de dosis absorbida  $D_1$  y  $D_2$  en dos puntos situados cada lado del eje central, por ejemplo a distancias  $\pm F/4$  de éste<sup>12</sup>, siendo F el tamaño de campo en el isocentro (véase la Fig. 9). Estos puntos deben encontrarse dentro del 80% del tamaño del campo pero deben estar suficientemente alejados entre sí para obtener una buena resolución.
3. El segundo método propuesto consiste en utilizar un maniquí de plástico con dos cavidades para alojar la cámara de ionización<sup>13</sup>, que se colocará sobre la mesa de tratamiento. Mucho más manejable resulta un maniquí como el presentado en la Fig. 7 el cual se inserta en las guías porta-accesorios del acelerador. Este maniquí posee al menos dos cavidades (C y G)<sup>14</sup> donde se ubican cámaras de ionización de pequeño volumen de tal forma que una vez insertado el conjunto en el sistema de colimación, éstas quedan situadas sobre la línea que atraviesa el eje en la dirección de la cuña, en puntos simétricos respecto al eje central del haz.

<sup>12</sup> Se pueden obtener estos valores a partir de un perfil, pero se sobreentiende que si se utiliza la metodología del método 3-P1 es para realizar una evaluación de todo el perfil.

<sup>13</sup> Se puede utilizar un maniquí con una sola cavidad y realizar desplazamientos del mismo, pero no se recomienda debido a la incertidumbre añadida en el posicionamiento.

<sup>14</sup> Resulta útil disponer de otras cavidades, como las D y F de la misma figura, para verificar otro tamaño de campo. Por otra parte, las cavidades A, B y E pueden utilizarse para verificar la energía del haz.

4. En este último caso, resulta muy cómodo usar un electrómetro de doble canal que permita obtener simultáneamente las lecturas de ambas cámaras de ionización, cuya diferencia reflejará el efecto cuña. Si se dispone de un electrómetro de un único canal, se realizarán medidas con la cámara ubicada sucesivamente en cada alojamiento, o bien conectando sucesivamente cada una de las cámaras al único canal disponible. Se obtendrá una muestra de medidas significativa que tenga en cuenta las posibles fluctuaciones del haz.



**Fig. 9.** Perfil de un campo simétrico con cuña de tamaño  $F$ . Se indica con dos líneas punteadas la zona de muestreo (80% del campo) y mediante flechas verticales los puntos de medida correspondientes a  $\pm F/4$ , para la 9.2.3-P2.

5. En ambos métodos de medida descritos, una vez obtenidas las lecturas en cada punto, se evaluará la relación:

$$R = \frac{\bar{D}_1}{\bar{D}_2}$$

donde  $\bar{D}_1$  y  $\bar{D}_2$  son las medias de las lecturas en cada punto. Los resultados se compararán con el valor de referencia.

### 9.2.3-P3(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Intrínsecas al equipo de medida.
- Variaciones del sistema monitor entre ambos grupos de medidas. Pueden reducirse usando dos cámaras de ionización conectadas simultáneamente a un electrómetro bicanal. Sin embargo, con las CDV deberá tenerse en cuenta que, posibles variaciones en la fluencia del haz pueden no afectar por igual a las lecturas de ambas cámaras.
- Posicionamiento del equipo de medida. Si se utiliza un maniquí como el de la Fig. 7, su posición y el de las cámaras es prácticamente fija (salvo holguras en las guías de inserción). Si se emplea un maniquí de agua o de plástico ubicado sobre la mesa de tratamiento, la incertidumbre asociada a la distancia fuente-superficie afectará por igual a ambas cámaras de ionización y será despreciable. Por otra parte, se considerarán las posibles desviaciones asociadas al centrado del sistema de coordenadas del maniquí respecto al eje del haz. Finalmente, la posición de las cámaras respecto a este origen de coordenadas dependerá del grado de precisión del sistema de anclaje propio del maniquí o de la precisión en el posicionamiento de la mesa de tratamiento.

### 9.2.3-P3(D) Periodicidad

- Véase el apartado 9.2.3-P4(D)

### 9.2.3-P4 Evaluación de la relación de dosis en dos puntos simétricos del perfil modificado con un equipo de chequeo diario

La finalidad de las medidas será determinar un parámetro asociado al ángulo de cuña, que de forma indirecta nos permita detectar diariamente alteraciones significativas en el ángulo de la cuña, a la vez que también permita evaluar el grado de constancia de dicho parámetro, mediante el correspondiente control estadístico.

### 9.2.3-P4(A) Material

- ECD con al menos dos cámaras de ionización ubicadas sobre uno de los ejes principales, en puntos simétricos respecto al eje central.
- Sistemas auxiliares (electrómetro y programa informático de análisis).

### 9.2.3-P4(B) Método

1. Situar el brazo del acelerador en la posición de referencia  $0^\circ$ .
2. Colocar el ECD sobre la mesa de tratamiento, centrado sobre los ejes del retículo, de tal forma que uno de sus ejes sea paralelo a la dirección de la cuña. Utilizar un tamaño de campo suficientemente grande en función de la posición de las cámaras de ionización (generalmente 20 cm x 20 cm). Previamente durante el establecimiento del ERI, se habrán obtenido medidas de referencia con el ECD, para cada ángulo de cuña y calidad del haz.
3. Añadir por encima suficiente material para alcanzar equilibrio electrónico.
4. Realizar una o varias irradiaciones con la cuña a verificar.
5. Calcular el cociente de lecturas de dos cámaras situadas en la dirección de la cuña (y en posiciones simétricas respecto al eje central). Para separar el efecto de la cuña de la posible alteración del perfil por otras causas y reducir la influencia de posibles cambios en la respuesta relativa de las cámaras, normalizar las medidas en cada punto con las lecturas en esos mismos puntos obtenidas con campo abierto. Comparar los resultados con los valores de referencia.

### 9.2.3-P4(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Intrínsecas del equipo de chequeo diario.
- Variaciones del sistema monitor. Al tratarse de un cociente de lecturas simultáneas, esta incertidumbre queda notablemente reducida.

- Geométricas. Para eliminar las posibles desviaciones en el centro del equipo respecto al eje del haz de radiación, deberían realizarse medidas para dos ángulos del colimador separados por  $180^\circ$  (véanse el apartado 9.4.3-P0(B) y la Fig. 10), aunque debe valorarse si vale la pena obtener esta mayor precisión a cambio de mayor tiempo de medida.

### **9.2.3-P4(D) Periodicidad**

La referencia [23] recomienda realizar verificaciones mensuales de los perfiles de cuña, tanto para las cuñas físicas como para las motorizadas y virtuales. Esta frecuencia es perfectamente compatible con la comodidad de usar los ECD. Para equipos y métodos más complejos pero más precisos como los descritos anteriormente se pueden adoptar criterios de periodicidad menos estrictos, por ejemplo, verificaciones anuales para cuñas físicas y motorizadas y semestrales para CDV.

Tanto para cuñas físicas como para motorizadas y CDV se recomienda verificar en cada sesión de medida un ángulo de cuña para todas las calidades de haz disponibles, alternando los ángulos en meses sucesivos. Se recomienda asimismo emplear el máximo tamaño de campo posible para ponerse en las condiciones más desfavorables.

## 9.3. Variación del ángulo de cuña con la orientación del brazo

### 9.3.1. Definición y objetivos

Cuando el brazo del acelerador se encuentra girado fuera de la posición vertical y para algunos valores del ángulo de giro del colimador, la dirección principal de la cuña coincidirá o se acercará a la dirección del eje Z (vertical). En esos casos el peso de las cuñas (en el caso de cuñas físicas y motorizadas) o de las mandíbulas (en el caso de las CDV) puede modificar el efecto de la cuña con respecto al que ésta produce cuando el brazo se encuentra en la posición vertical. Este efecto será tanto más notable cuanto más coincida la dirección principal de la cuña con el eje Z. En el caso de las cuñas físicas la modificación dependerá esencialmente de las holguras existentes en las guías de inserción. Para CDV, el efecto de la cuña se produce debido al movimiento de la mandíbula móvil, cuyo peso se opondrá o por el contrario reforzará su movimiento.

La variación del ángulo de cuña con la orientación del brazo se puede evaluar directamente o mediante un parámetro asociado, como por ejemplo un perfil de dosis absorbida en la dirección principal de la cuña. En el primer caso calcularemos la diferencia entre el ángulo de cuña para una posición del brazo y para la posición vertical:

$$\Delta\theta = |\theta(\alpha) - \theta(0)|$$

siendo  $\theta$  el ángulo de la cuña y  $\alpha$  el ángulo de rotación del brazo.

En el segundo caso evaluaremos la variación porcentual entre el perfil medido con el brazo girado y el perfil a 0° normalizados ambos al mismo valor en el eje central. En función del equipamiento y método empleados, el perfil medido podría consistir simplemente en la dosis en dos puntos simétricos y en el eje central.

$$\Delta = \text{Max}_{i=1}^N \Delta_i \quad \Delta_i = 100 \times \left| \frac{\frac{D_i}{D_0} - \frac{D_i^{REF}}{D_0^{REF}}}{\frac{D_i^{REF}}{D_0^{REF}}} \right|$$

N: número de puntos empleados

También podemos evaluar un parámetro asociado como el cociente  $Q(\alpha)$  entre las dosis en dos puntos preferiblemente simétricos respecto al eje central, situados sobre el eje a lo largo de la cual se define la dirección de la cuña. En este caso:

$$Q(\alpha) = \frac{D(x_1, \alpha)}{D(x_2, \alpha)}$$

y evaluaremos la variación de este cociente respecto al correspondiente a la posición vertical del brazo:

$$\Delta\theta = 100 \frac{Q(\alpha) - Q(0)}{Q(0)}$$

Los puntos  $x_1$  y  $x_2$  deberán elegirse dentro de un intervalo centrado en el eje central de anchura igual a  $0,8F$ , siendo  $F$  la dimensión nominal del campo en la dirección que coincide con la principal de la cuña.

### 9.3.2. Tolerancia

Puesto que los sistemas de planificación de tratamientos no suelen tener en cuenta la posible variación del efecto de la cuña para ángulos de rotación del brazo diferentes de  $0^\circ$ , es importante que estas diferencias se mantengan por debajo de valores aceptables.

La referencia [15] no presenta ningún valor de la tolerancia para el efecto combinado de las cuñas y la rotación del brazo. Se propone una diferencia de  $3^\circ$  respecto al valor nominal del ángulo de cuña que en la experiencia de los autores raramente se supera.



Si se utiliza otra magnitud para la comparación deberá utilizarse un valor de la tolerancia que sea compatible con el anterior. Por ejemplo, si se evalúa el cociente entre las dosis en dos puntos simétricos, una variación del ángulo de cuña de 3° puede traducirse en una variación de este cociente de entre un 2% y un 10%.

### **9.3.3. Procedimientos de medida**

#### **9.3.3-P0 Evaluación de un perfil de dosis absorbida en aire**

##### **9.3.3-P0(A) Material**

- Matriz lineal de cámaras de ionización o de detectores de estado sólido con su correspondiente electrómetro multicanal.
- Sistema de anclaje del anterior al sistema de colimación del acelerador.

##### **9.3.3-P0(B) Método**

1. Situar el brazo en posición horizontal, a 90° o 270° (se pueden realizar medidas para otros ángulos de giro del brazo pero estas dos posiciones representan los casos más desfavorables).
2. Elegir el ángulo de colimador que haga coincidir la dirección principal de la cuña con el plano de giro del brazo.
3. Montar la matriz lineal de cámaras de ionización en el sistema de colimación del acelerador de manera que quede paralelo a la dirección principal de las cuñas con que se efectuará la prueba.
4. Realizar medidas para ambas orientaciones de la cuña, es decir, a favor y en contra de la gravedad.
5. Obtener medidas con el brazo del acelerador en posición vertical (0°).
6. Evaluar la expresión:

$$\Delta = \text{Max}_{i=1}^N \Delta_i \qquad \Delta_i = 100 \times \left| \frac{\frac{D_i}{D_0} - \frac{D_i^{REF}}{D_0^{REF}}}{\frac{D_i^{REF}}{D_0^{REF}}} \right|$$

para varios puntos del perfil a ambos lados del eje central o bien para dos puntos simétricos respecto al eje central del haz y comparar con el cociente de referencia.

### 9.3.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Holguras en las guías de inserción del sistema de anclaje de la matriz lineal de cámaras de ionización.

### 9.3.3-P0(D) Periodicidad<sup>15</sup>

- Cuñas físicas y motorizadas: anualmente se determinará el parámetro de control para el conjunto de calidades de haz y ángulos de cuña utilizados clínicamente, para al menos el mayor tamaño de campo permitido.
- Cuñas CDV: igual que en el caso anterior pero con carácter semestral.

### 9.3.3-P1 Medida del ángulo de cuña a partir de la dosis en dos puntos simétricos<sup>16</sup>

#### 9.3.3-P1(A) Material

- Maniquí sólido (plástico) con dos cavidades para insertar sendas cámaras de ionización (véase la Fig. 7) para insertar en las guías porta-accesorios del sistema de colimación del acelerador.
- Cámara de ionización y electrómetro (preferiblemente dos cámaras de ionización y un electrómetro de dos canales).

<sup>15</sup> Esta prueba no suele estar contemplada en los protocolos publicados de garantía de calidad.

<sup>16</sup> Esta prueba es válida también para puntos asimétricos pero por sencillez se supondrán simétricos.

### 9.3.3-P1(B) Método

1. Situar el brazo en posición horizontal, a 90° o 270° (se pueden realizar medidas para otros ángulos de giro del brazo pero estas dos posiciones representan los casos más desfavorables).
2. Elegir el ángulo de colimador que haga coincidir la dirección principal de la cuña con el plano de giro del brazo.
3. Montar el maniquí en el sistema de colimación del acelerador de manera que el eje de simetría de las cámaras de ionización quede perpendicular a la dirección de la cuña. Colocar cada cámara en una de las cavidades simétricas respecto al eje central (o bien, si sólo se dispone de un electrómetro monocanal, colocar una cámara sucesivamente en cada una de esas cavidades).
4. Realizar medidas para ambas orientaciones de la cuña, es decir, a favor y en contra de la gravedad.
5. Obtener medidas con el brazo del acelerador en posición vertical (0°).
6. La determinación del ángulo de cuña se realizará según el método de Schmidt descrito anteriormente en el apartado 9.2.3-P2(B). Para cada ángulo de giro del brazo se evaluará la expresión

$$\Delta\theta = |\theta(\alpha) - \theta(0)|$$

### 9.3.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Holguras en las guías de inserción para el maniquí.
- Las aproximaciones del método de Schmidt.

### 9.3.3-P1(D) Periodicidad

- La misma que para el método P0.

### 9.3.3-P2 Evaluación del cociente de dosis en dos puntos simétricos respecto al eje central

#### 9.3.3-P2(A) Material

- El mismo que para el procedimiento 9.2.3-P1.

#### 9.3.3-P2(B) Método

El mismo que en el procedimiento 9.2.3-P1. En este caso, sin embargo, en lugar de calcularse el ángulo de cuña se calcula el cociente:

$$Q(\alpha) = \frac{D(x_1, \alpha)}{D(x_2, \alpha)}$$

para dos puntos determinados del perfil preferiblemente simétricos respecto al eje central del haz y se evalúa la expresión:

$$\Delta\theta = 100 \frac{Q(\alpha) - Q(0)}{Q(0)}$$

#### 9.3.3-P2(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Las mismas que para el procedimiento 9.2.3-P1 (salvo las que hacen referencia al método de Schmidt).

#### Periodicidad<sup>17</sup>

- La misma que para el procedimiento 9.3.3-P1.

---

<sup>17</sup> Esta prueba no suele estar contemplada en los protocolos publicados de garantía de calidad.

## 9.4. Transmisión de la cuña

### 9.4.1. Definición y objetivos

El factor de transmisión de una cuña ( $F_{TC}$ ) se define como el cociente entre las dosis absorbidas, medidas con y sin cuña, sobre el eje del haz de radiación a la profundidad de referencia.

$$F_{TC} = \frac{\bar{M}_{CON}}{\bar{M}_{SIN}}$$

Durante el establecimiento del ERI, se obtendrán los resultados de dicho factor para cada cuña a utilizar clínicamente, en las distintas calidades del haz disponibles, y para un amplio conjunto de tamaños de campo. En las distintas verificaciones periódicas contempladas en el "Programa de garantía de calidad", se estudiará directa o indirectamente el grado de constancia de dichos resultados.

La aplicación de un elemento modificador del haz como son las cuñas, conlleva el generar un perfil de fluencia variable y progresiva según la zona del campo y ángulo de cuña. Esto implica una cierta reducción de la dosis absorbida sobre el eje de radiación, debido a la absorción ocurrida en la cuña física o, en el caso de cuñas CDV, por la reducción del tiempo total de exposición en la zona del eje. En consecuencia, el factor de transmisión posee una elevada influencia sobre la dosis absorbida al paciente y, por tanto, es especialmente relevante controlar su posible variación.

Al utilizar las cuñas físicas y motorizadas, se esta interponiendo durante toda la irradiación o una fracción de ésta, un filtro real de un material con elevado número atómico, dando lugar a un cierto endurecimiento del haz, es decir, alterando el espectro energético del mismo. Sin embargo, el efecto es de escasa importancia sobre el cálculo de dosis, debido a la lenta variación del factor  $k_{QoQo}$  con la calidad del haz [20]. Por lo tanto, si no se tiene en cuenta dicha variación, el factor  $F_{TC}$  se puede calcular directamente a partir del cociente de ionizaciones.

Respecto a las cuñas CDV, éstas son generadas mediante el desplazamiento de una de las mandíbulas, por lo que el espectro energético del haz apenas varía, lo que permite aproximar el cociente de ionizaciones como valor representativo del cociente de dosis absorbida.

En las cuñas físicas y motorizadas, variaciones significativas del factor  $F_{TC}$  son sumamente improbables, ya que dichos cambios se deberán a desviaciones en el correcto posicionamiento de la cuña. Para una cuña física de  $60^\circ$ , la variación del factor de transmisión es del orden de un 1% a 2 % por milímetro de desplazamiento de la cuña.

En el caso de las cuñas CDV, el control de calidad deberá ser más riguroso, ya que el factor de transmisión de la cuña depende de la correcta sincronización de la velocidad de la mandíbula móvil y la tasa de dosis. En general, alteraciones significativas del factor  $F_{TC}$  pueden estar relacionadas con problemas de estabilidad en los ajustes del sistema monitor y falta de linealidad de dicho sistema con el rango de tasas de dosis utilizadas al aplicar las cuñas CDV. En este tipo de cuñas, dependiendo del fabricante, resulta crítico el grado de estabilidad, linealidad y repetibilidad del sistema monitor para un amplio rango de tasas de dosis. Siempre que el Servicio Técnico realice ajustes e intervenciones sobre el sistema monitor, que puedan implicar variaciones en la respuesta del mismo, se realizarán las correspondientes verificaciones del factor  $F_{TC}$ .

Por ejemplo, los usuarios de VW deben prestar especial atención a las posibles variaciones del  $F_{TC}$  según el número de UM impartidas para un mismo ángulo de cuña y tamaño de campo, en especial para la cuña de  $60^\circ$  y tamaños de campo grandes<sup>18</sup>. Para un número muy bajo de unidades de monitor, la tendencia del sistema a perder la linealidad puede tener un gran impacto en el factor de cuña. Puesto que el sistema no tiene un límite de unidades de monitor por debajo del cual la irradiación no sea posible, será necesario prestar especial atención a este hecho. En el caso de las EDW, sí existe este límite.

En el caso de las VW, para un ángulo de cuña y tamaño de campo dados, el sistema selecciona automáticamente uno de los dos rangos

---

<sup>18</sup> En contraste, las cuñas EDW exhiben una variación pequeña. Por ejemplo, para una cuña EDW de  $60^\circ$  y campo de 20 cm x 20 cm en un haz de 6 MV, la variación del factor cuña para 50 u.m. respecto a 200 u.m. es de 1.2%.

disponibles de tasa de dosis en función de las unidades de monitor previstas. El factor de cuña puede variar en un +/-5% entre uno y otro rango, pero la mayoría de sistemas de planificación existentes no tienen en cuenta más que un solo valor.

En consecuencia, es necesario que el usuario tenga muy bien caracterizadas las VW y tenga en cuenta la necesidad de posibles correcciones manuales a las unidades de monitor calculadas por el sistema de planificación. Esta sensibilidad del factor de cuña a inestabilidades del sistema monitor se puede manifestar también si la cámara de ionización que controla la tasa de dosis sufre algún tipo de deterioro o deriva, como por ejemplo una deformación debida a una progresiva pérdida de presión. En tal caso podrán producirse variaciones en la tasa de dosis que, siendo tolerables para campos abiertos, pueden dar lugar a variaciones importantes del factor de cuña. Zhu et al. [8] describen la dependencia entre el factor  $F_{TC}$  para las VW y la constancia en la calibración del sistema monitor. Estos autores observaron que variaciones en la tasa de dosis absorbida en condiciones de referencia para la tasa baja de  $\pm 4\%$ , implicaban un aumento en el  $F_{TC}$  de 7-8% cuando se aplicaba el rango bajo de tasa de dosis, al impartir un número pequeño de UM. Adicionalmente, también se encontraron en ambas energías, discontinuidades en el  $F_{TC}$  según el número de UM impartidas, especialmente para la cuña de  $60^\circ$ .

En una publicación reciente, Faddegon y Garde [9] analizaron la influencia sobre los resultados del  $F_{TC}$ , tanto de la tasa de dosis absorbida en condiciones de referencia ( $cGy UM^{-1}$ ), como de la linealidad del sistema monitor para las distintas frecuencias de pulsos o tasas de dosis aplicadas al utilizar las VW. Los autores encontraron variaciones en el factor de cuña superiores al 5% tanto en el eje central como fuera de éste, en campos de 20 cm x 20 cm y ángulo de cuña de  $60^\circ$ .

Por lo tanto, distintas publicaciones [8,9] y el propio fabricante [7] recomiendan la implantación de un exhaustivo programa de control de calidad sobre las VW. Dichas verificaciones, permitirán detectar posibles desviaciones en la calibración y linealidad del sistema monitor con las distintas tasas de dosis. Además, deberán evaluarse periódicamente la

constancia del  $F_{TC}$  para un amplio rango de tamaños de campo, número de UM y diferentes ángulos de cuña utilizados clínicamente.

### 9.4.2. Tolerancia

- Se recomienda una tolerancia de  $\pm 2$  % respecto al factor obtenido en la fase de establecimiento ERI, valor recomendado en la referencia [15].

### 9.4.3. Procedimientos de medida

#### 9.4.3-P0 Medida del factor $F_{TC}$ en un maniquí de agua o sólido

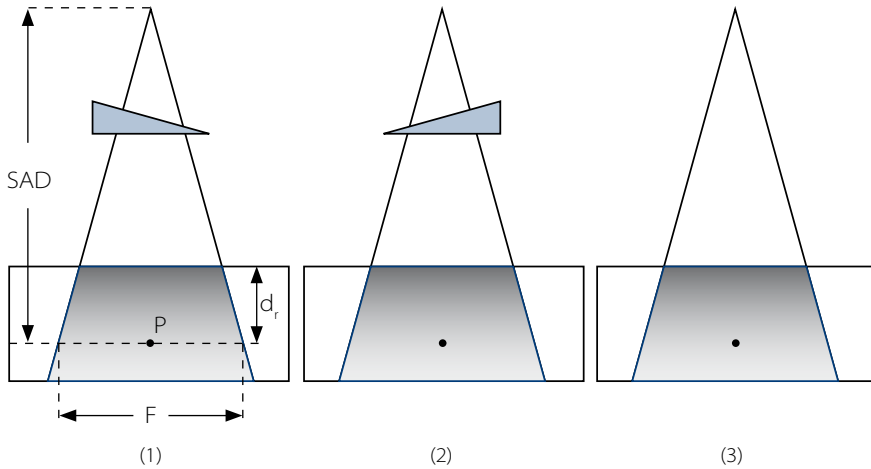
##### 9.4.3-P0(A) Material

- Cámara de ionización.
- Electrómetro.
- Maniquí de agua o sólido (este último provisto de una cavidad para la cámara de ionización).

##### 9.4.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo del acelerador en la posición de  $0^\circ$ .
2. Colocar en el interior de un maniquí de agua una cámara de ionización cilíndrica de dimensiones adecuadas, orientada con su eje de simetría perpendicular a la dirección de la cuña. Las medidas se realizarán en condiciones de referencia (a la altura del isocentro, profundidad de 10 cm y tamaño de campo para el cual se determina el factor  $F_{TC}$ ).





**Fig. 10.** Esquema correspondiente a la medida del factor de transmisión de una cuña. En condiciones de referencia y con la cámara de ionización en el punto P, se mide con la cuña para ángulos de rotación del colimador que difieren en  $180^\circ$  entre sí (1 y 2) y sin la cuña (3).

3. Realizar varias exposiciones con las mismas unidades de monitor y registrar las lecturas del electrómetro con y sin cuña.
4. Alternativamente, al tratarse de un cociente de lecturas de dosis absorbida, también se puede utilizar un maniquí sólido, por ejemplo, de plástico. La cámara de ionización será ubicada a profundidad equivalente a la de referencia en agua. Previamente, durante el ERI se habrán obtenido valores de referencia del  $F_{TC}$  en estas condiciones de medida.
5. Con objeto de compensar el posible error de centrado de la cámara en la dirección de la cuña<sup>19</sup>, se realizarán dos conjuntos de medidas para ángulos de rotación del colimador con una diferencia de  $180^\circ$  (tal como se representa en la Fig. 10)<sup>20</sup>.

<sup>19</sup> El error de centrado en la dirección perpendicular a la de la cuña apenas tendrá repercusión en las medidas, y mucho menos por tratarse de la medida de un cociente.

<sup>20</sup> Es decir, en el caso de las CDV utilizando la misma mordaza.

6. Se determinará el factor de transmisión de la cuña como el cociente entre la media aritmética de las ionizaciones medidas con y sin cuña:

$$F_{TC} = \frac{\bar{M}_{CON}}{\bar{M}_{SIN}}$$

7. El procedimiento se realizará para, al menos, tres tamaños de campo (por ejemplo, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm y 20 cm x 20 cm), y para todas las cuñas a utilizar clínicamente, y calidades de haz disponibles.

#### 9.4.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Posicionamiento del maniquí. A priori la distancia fuente-superficie es el parámetro cuya incertidumbre podría afectar más a las medidas, pero al tratarse de un cociente de lecturas obtenidas a la misma distancia, puede considerarse irrelevante.
- Centrado de la cámara de ionización. Desviaciones en el centrado de la cámara de ionización, tienen escasa influencia en la variación de la dosis alrededor del eje central para un campo abierto, pero no así en el caso de las cuñas, según el ángulo de cuña y la energía del haz. Sin embargo, si se toma la precaución ya descrita, de obtener el factor FTC como el promedio de los resultados para las dos posiciones opuestas de la cuña, podemos reducir sustancialmente esta fuente de incertidumbre.
- Estabilidad del sistema monitor y equipo ionométrico. Ambas fuentes de incertidumbre pueden ser reducidas notablemente con un número suficiente de medidas.

#### 9.4.3-P0(D) Periodicidad

Puesto que se puede cumplir con la mínima frecuencia recomendada mediante métodos más simples tal como se explica en los puntos 9.4.3-P1 y 9.4.3-P1(D) se puede emplear este método para verificaciones más espaciadas en el tiempo.

Para todos los tipos de cuña se determinará anualmente el  $F_{TC}$  para todas las calidades de haz y ángulos de cuña para el mayor tamaño de campo permitido.

Sin embargo, como ya se ha descrito, en el caso de las VW el  $F_{TC}$  puede presentar variaciones causadas por problemas de deriva en la calibración y linealidad del sistema monitor [8], [9]. Para este caso se recomienda realizar medidas mensuales del  $F_{TC}$  para diferentes valores del número de unidades de monitor, incluyendo especialmente el valor mínimo permitido de éstas. Se alternarán los diferentes ángulos de cuña y calidades del haz hasta haber completado todos los disponibles al cabo de un año.

#### **9.4.3-P1 Medida del factor $F_{TC}$ con un equipo de chequeo diario**

De forma alternativa y con frecuencia superior al procedimiento P0, se recomienda medir un parámetro asociado ( $F'_{TC}$ ) que nos permita estimar el grado de estabilidad del factor  $F_{TC}$ . El control estadístico de este parámetro nos permitirá garantizar la constancia del factor de cuña, a la vez que permite detectar alteraciones significativas de dicho factor, hecho que podría afectar sustancialmente a la dosis absorbida al paciente. Se propone utilizar un sistema de sencillo posicionamiento como los ECD ya descritos.

Este método es especialmente útil en el caso de CDV, ya que permite realizar medidas de forma rápida y sencilla. En este tipo de cuñas se recomienda un mayor control estadístico del parámetro asociado  $F'_{TC}$  [7, 8, 9], ya que permitirá estudiar posibles derivaciones progresivas del factor de cuña causadas por variaciones, tanto en la calibración, como en la linealidad del sistema monitor.

Para las cuñas físicas y motorizadas resulta muy útil en la verificación de su correcto posicionamiento.

#### **9.4.3-P1(A) Material**

- ECD (sistema de chequeo rápido) y conjunto de láminas de plástico para equilibrio electrónico.

### 9.4.3-P1(B) Método

1. Situar el brazo del acelerador en la posición de referencia  $0^\circ$ .
2. Centrar y alinear el ECD respecto al eje del retículo y colocar un espesor suficiente de material para equilibrio electrónico. Seleccionar un tamaño de campo estándar<sup>21</sup>.
3. Registrar las medidas obtenidas con la cámara central situada en el eje del haz de radiación.
4. Obtener el cociente de lecturas con y sin cuña. Durante las medidas del ERI se obtendrá el valor de referencia de este factor  $F'_{TC}$ , con el fin de realizar el posterior control estadístico.

### 9.4.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Intrínsecas del equipo de chequeo diario.
- Variaciones del sistema monitor. Al tratarse de un cociente de lecturas simultáneas, esta incertidumbre queda notablemente reducida.
- Geométricas. Para eliminar las posibles desviaciones en el centrado del equipo respecto al eje del haz de radiación, deberían realizarse medidas en las dos orientaciones de la cuña (véanse el apartado 9.4.3-P0(B) y la Fig. 10), aunque debe valorarse si vale la pena obtener esta mayor precisión a costa de mayor tiempo de medida.

### 9.4.3-P1(D) Periodicidad

En el caso de las cuñas motorizadas y CDV, el comportamiento del sistema monitor del acelerador tiene una especial influencia sobre la constancia del factor  $F_{TC}$ . Para el control estadístico de los resultados, se recomienda evaluar semanalmente el factor  $F'_{TC}$  (como, por ejemplo, en la referencia [23]) alternando los diferentes ángulos de cuña en las diferentes calidades de haz disponibles y para el máximo tamaño de campo permitido.

---

<sup>21</sup> Puesto que sólo nos interesa la lectura de la cámara central, no es necesario que el campo de radiación incluya las demás cámaras.

Para las cuñas físicas, se recomienda medir de forma programada el  $F_{TC}$ , de manera que se hayan completado todos los ángulos disponibles al cabo del año. En todos los casos debe medirse para, al menos, el mayor tamaño de campo disponible.

## **9.5. Variación de la transmisión de la cuña con la orientación del brazo**

### **9.5.1. Definición y objetivos**

Así como la fluencia del haz es susceptible de sufrir variaciones en función de la rotación del brazo respecto a la correspondiente a la posición vertical, también el factor de transmisión puede verse modificado. En este caso las causas no se limitan a holguras de inserción o efectos de la gravedad sobre las cuñas o las mandíbulas sino que también pueden influir las variaciones del sistema monitor con la rotación del brazo, a su vez debidas a efectos mecánicos sobre el cableado y otros elementos.

El objetivo de esta prueba consiste en medir el factor de transmisión de la cuña para un ángulo determinado de rotación del brazo y compararlo con el valor correspondiente a la posición vertical del brazo.

Dada la dificultad de colocación de los instrumentos de medida para diferentes rotaciones del brazo, no abundan los sistemas para efectuar esta prueba. El método que se presenta en este texto es uno de los más sencillos.

### **9.5.2. Tolerancia**

La referencia [15] no presenta ningún valor de la tolerancia para el efecto combinado de las cuñas y la rotación del brazo, por lo cual se ha tomado como guía el valor propuesto en la referencia [22] que es de un 3% para la variación del factor de transmisión respecto al de 0°.

### **9.5.3. Procedimientos de medida**

#### **9.5.3-P0 Medida del factor de transmisión mediante un maniquí susceptible de ser insertado en el cabezal del acelerador**

##### **9.5.3-P0(A) Material**

- Maniquí sólido susceptible de ser insertado en las guías porta-accesorios del cabezal del acelerador provisto de un alojamiento para cámara de ionización en el centro.
- Electrómetro.

### 9.5.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo en posición horizontal para adquirir el valor de referencia y a continuación girar el brazo hasta el ángulo a verificar. Se recomienda verificar al menos las posiciones correspondientes a 90°, 180° y 270°.
2. Elegir el ángulo de colimador que haga coincidir la dirección principal de la cuña con el plano de giro del brazo.
3. Montar maniquí en el sistema de colimación del acelerador y situar la cámara de ionización en el alojamiento, de manera que quede perpendicular a la dirección principal de las cuñas con que se efectuará la prueba.
4. Realizar medidas con y sin cuña y obtener resultados para ambos sentidos de inserción o para ambas mandíbulas, es decir, a favor y en contra de la gravedad.
5. La variación del factor de transmisión se evaluará como la desviación porcentual respecto al valor correspondiente a la posición vertical del brazo:

$$\Delta FT = 100 \frac{F_{TC}(\alpha) - F_{TC}(0)}{F_{TC}(0)}$$

siendo  $\alpha$  el ángulo de rotación del brazo.

### 9.5.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Holguras en las guías de inserción del sistema de anclaje de la matriz lineal de cámaras de ionización.
- Variaciones del sistema monitor con la orientación del brazo (presumiblemente de poca incidencia, tratándose de obtener un cociente de medidas).

### **9.5.3-P0(D) Periodicidad**

- Cuñas físicas y motorizadas: medir anualmente para el conjunto de calidades de haz y ángulos de cuña utilizados clínicamente, para un tamaño de campo representativo.
- Cuñas CDV: igual que en el caso anterior pero con carácter semestral.



<b>Elementos modificadores del haz de radiación en fotones (EMH)</b>			
<b>Verificaciones propuestas</b>		<b>Periodicidad</b>	<b>Tolerancia</b>
Factor de transmisión de bandejas (medidas en un maniquí de agua).	EMH 9.1.3 P0	Anual	± 1 %
Determinación del $F_{TB}$ en un maniquí sólido.	P1	Anual	
Medidas con aparato de chequeo diario	P2	Mensual	
Angulo de cuña (determinación a partir de un mapa de curvas de isodosis).	EMH 9.2.3 P0	Anual	± 2°
Evaluación a partir de un perfil de dosis modificado.	P1	Anual / Semestral	
Determinación del ángulo de cuña a partir de medidas de dosis en puntos simétricos.	P2	Anual / Semestral (Según tipo de cuña)	
Evaluación de la relación de dosis en dos puntos simétricos del perfil modificado	P3	Mensual (Según tipo de cuña)	
Constancia de la relación de dosis en dos puntos simétricos del perfil modificado. Medidas con un equipo de chequeo diario.	P4	Mensual (Según tipo de cuña)	± 3 %
Variación del ángulo de cuña con la orientación del brazo, razón de las dosis en dos puntos simétricos a partir de un perfil de dosis en aire	EMH 9.3.3 P0	Anual / Semestral (Según tipo de cuña)	
Medida del ángulo de cuña a partir de la dosis en dos puntos simétricos	P1	Semestral (Según tipo de cuña)	
Evaluación del cociente de dosis en dos puntos simétricos respecto al eje central	P2	Semestral (Según tipo de cuña)	± 2 %
Factor de transmisión de la cuña (medidas en un maniquí de agua o material plástico).	EMH 9.4.3 P0	Anual / Mensual (Según tipo de cuña)	
Constancia del $F_{TC}$ . Medidas con equipo de chequeo diario.	P1	Semanal (Según tipo de cuña)	3%
Variación de la transmisión de la cuña con la orientación del brazo. Medida del factor de transmisión con un maniquí insertado en el cabezal del acelerador.	EMH 9.5.3 P0	Anual / Semestral (Según tipo de cuña)	

## Referencias

- [1] B. Mijnheer, A. Bridier, C. Garibaldi, K. Torszok and J. Venselaar, "Monitor unit calculation for high energy photon beams. Practical examples", ESTRO Booklet nº6, Physics for Clinical Radiotherapy, Brussels (2001).
- [2] R. Sjögren and M. Karlsson, "Electron contamination in clinical high energy photon beams", Med. Phys. 23: 1873-1881 (1996)
- [3] S. Heukelom, J. H. Lanson and B. J. Mijnheer, "Quality assurance of the simultaneous boost technique for prostatic cancer: dosimetric aspects", Radioter. Oncol. 30: 74-82 (1994)
- [4] H. van Kleffens, J. Venselaar, S. Heukelom, N. Jager, B. Mijnheer, R. van der Laarse, H. van Gasteren, and C. Westermann, "Dependence of the tray transmission factor on collimator setting and source-surface distance", Med. Phys. 27: 2117-2123 (2000)
- [5] P. K. Kijewski, L. M. Chin, and B. E. Bjärngard, "Wedge-shaped dose distributions by computer-controlled collimator motion", Med Phys, 5: 426-429 (1978)
- [6] E. L. Schmidt, "Virtual Wedge Filter. Basic physical aspects and instructions for practical application", Siemens A.G., Medical Engineering, Radiation Therapy Documento interno Siemens
- [7] Siemens Medical Solutions USA Inc. Oncology Care Systems. "Linear accelerator physics primer" Revision A 1/05 Documento interno.
- [8] X. R. Zhu, M. T. Gillin, K. Ehlers, F. Lopez, D. F. Grimm, and J. J. Rownd, "Dependence of virtual wedge factor on dose calibration and monitor units", Med Phys, 28: 174-177 (2001)
- [9] B. A. Faddegon and E. Garde, "A pulse-rate dependence of dose per monitor unit and its significant effect on wedge-shaped fields delivered with variable dose rate and a moving jaw", Med Phys, 33: 3063-3065 (2006)
- [10] Varian Oncology Systems, "C\_Series Clinac. Enhanced dynamic wedge implementation guide", (Documento interno) (1996)

- [11] G. E. Desobry, T. J. Waldron, I. J. Das, "Validation of a new virtual wedge model", *Med. Phys.*, 25: 71-72, (1998)
- [12] K. J. Hemmerich, "Polymer materials selection for radiation-sterilized products", MDDI, (Canon Communications LLC), p. 78, (February 2000)
- [13] International Commission on Radiation Units and Measurements, "Clinical Dosimetry", Handbook 87 (ICRU Report nº 10d) (1962)
- [14] D. B. Hughues, C. J. Karzmark, R. M. Levy, "Conventions for wedge filter specifications", *Br. J. Radiol.*, 45: 868 (1972)
- [15] REAL DECRETO 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia
- [16] Norma Española UNE-EN 60976, (Julio 2001)
- [17] J. F. Williamson, F. M. Khan, S. C. Sharma, "Film dosimetry of megavoltage photon beams: A practical method of isodensity-to-isodose curve conversion", *Med Phys*, 8: 94-98 (1981)
- [18] S. E. Burch, K. J. Kearfott, J. H. Trueblood, W. Chris Sheils, J. Inhwon Yeo, C. K. Chris Wang, "A new approach to film dosimetry for high energy electron beams: Lateral scatter filtering", *Med Phys*, 24: 775-83 (1997)
- [19] E. L. Schmidt, J. Ritler, R. Steurer, "Eine Methode zur Qualitätssicherung dynamischer Keilfilter", *Strahlentherapie und Onkologie*, 175:39-41 (1999)
- [20] P. Andreo, D. T. Burns, K. Hohlfeld, M. S. Huq, T. Kanai, F. Laitano, V. G. Smyth, S. Vynckier, "Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water", IAEA, Technical Reports Series 398, Vienna (2000)
- [21] E. B. Podgorsak, technical editor, "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students", IAEA, Vienna (2005)

- [22] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE (IPEM)  
"Physics aspects of quality control in radiotherapy", IPEM Report 81  
Edited by W.P.M. Mayles, R. Lake, A. McKenzie, E.M. Macaulay, H.M.  
Morgan, T.J. Jordan and S.K. Powley, S.K, IPEM, York, United Kingdom  
(1999)
- [23] Cozzi L, Fogliata-Cozzi A, Ionescu-Farca F, Lomax N, Roser H, Schneider  
U, Trueb P, "Quality Control of Medical Electron Accelerators", Swiss  
Society for Radiobiology and Medical Physics, Recommendations  
Number 11, ISBN: 3 908 125 34 0 (2003)

## 10. Sistemas de colimación multilámina (MLC)

*Françoise Lliso Valverde*

### Introducción

En los últimos 15-20 años la implantación de sistemas de colimación multilámina (MLC) se ha generalizado en los aceleradores lineales. Su aplicación se extiende desde la sustitución de los bloques de conformación convencionales hasta los tratamientos dinámicos más complejos, abarcando la radioterapia conformada en tres dimensiones (3DCRT), la radioterapia con arcos dinámicos (IMAT), la radioterapia de modulación de intensidad (IMRT), la radioterapia estereotáctica mediante sistemas de colimación micromultilámina, así como la recientemente introducida arcoterapia volumétrica modulada (VMAT – RapidArc, Varian).

Aunque de concepción distinta, no puede dejar de mencionarse en este punto, el TomoTherapy HI ART, dotado de un MLC binario que suministra la Tomoterapia helicoidal mediante un haz de radiación, helicoidal, rotatorio y continuo. El equipo integra la planificación del tratamiento, la verificación de la posición de los órganos y la ejecución de la administración de la radiación.

Numerosas publicaciones presentan descripciones, aplicaciones y aspectos dosimétricos de los distintos sistemas MLC existentes en el mercado, pero hasta la fecha, son escasas las que contemplan recomendaciones al Programa de Control de Calidad (PCC) de aplicación a este tipo de equipamiento. Tampoco en la normativa española vigente sobre criterios de calidad en radioterapia [1] se hace referencia a los mismos.

Las normas internacionales, de cumplimiento obligatorio para los fabricantes de aceleradores (normas CEI-UNE) [2-4] recogen de manera exhaustiva, los requisitos funcionales y de seguridad de los sistemas MLC.

Por otro lado, la literatura científica especializada en el ámbito de la Física Médica con amplia difusión en el ámbito asistencial, incluye artículos dedicados a describir los distintos aspectos dosimétricos de los sistemas MLC, programas de control de calidad asociados a su implementación clínica y aplicaciones específicas [5-15].

Entre las recomendaciones generales sobre aplicaciones y/o control de calidad de aceleradores, en las más antiguas [16,17], pero hasta hace poco tiempo de uso muy extendido, se hace escasa mención a los MLC.

El Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM), en 1999 publicó un documento muy extenso sobre los aspectos físicos del control de calidad en radioterapia [18] donde se dedica un capítulo a los sistemas MLC, centrándose sobre todo en los sistemas MLC de uso más extendido en el Reino Unido. La American Association of Physics and Medicine (AAPM) [19] en 2002 elaboró un documento específico sobre sistemas MLC, el cual recoge los aspectos prácticos de su aplicación, pero no se extiende en lo relativo al PCC. La Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics, en sus recomendaciones aparecidas a finales de 2003 [20], recoge brevemente los aspectos más importantes a verificar del sistema MLC. En la actualidad, solamente las sociedades científicas francesa (SFPM) y belga (SBPH) han elaborado un documento, exhaustivo y específico acerca de los aspectos físicos del PCC de los sistemas MLC [21].

El conjunto de parámetros a evaluar en el PCC, tanto en el establecimiento del estado de referencia inicial (ERI) como en el programa concreto de verificaciones periódicas de los sistemas MLC, dependen fundamentalmente del diseño del sistema de colimación concreto (mandíbulas y multilamina) y de la aplicación clínica del mismo. En el texto, se presenta una breve descripción de los sistemas MLC más extendidos, recogiendo sus características esenciales.

En este tema, el conjunto de parámetros a evaluar se presentan según el orden recomendado por la AAPM [19] para la realización de las verificaciones. Inicialmente, se describen las verificaciones mecánicas y a continuación las ópticas y de radiación, aunque en algunos casos es inevitable que se encuentren mezcladas. Se distingue también en el

texto, el nivel de complejidad necesario en las verificaciones según la aplicación clínica del sistema MLC; ya sea como sustituto de los bloques convencionales, en técnicas con intensidad modulada estática, o intensidad modulada dinámica.

Se detallan solamente aquellos aspectos específicos de los sistemas MLC, en las pruebas que son comunes a los colimadores estándar, se remite a los correspondientes temas del presente documento.

### **Descripción de los sistemas de colimación multilámina**

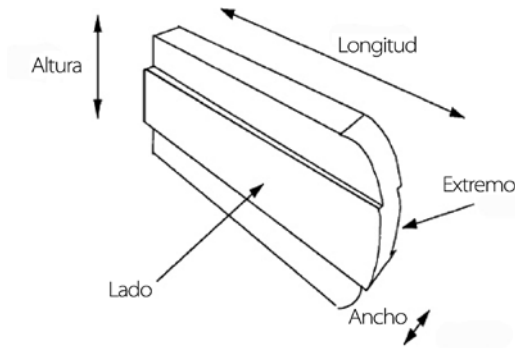
El colimador multilámina es esencialmente un dispositivo de colimación consistente en una serie de láminas estrechas muy próximas entre sí, alineadas paralelamente, que se desplazan independientemente y están montadas sobre dos bancos perpendiculares a las láminas.

Los MLC disponibles comercialmente en el mercado, y más extendidos en nuestro país, corresponden a los siguientes tres fabricantes de aceleradores: Elekta, Siemens y Varian; se trata de colimadores diferentes tanto en los aspectos mecánicos de las propias láminas como en las configuraciones del colimador y de su posición en el mismo.

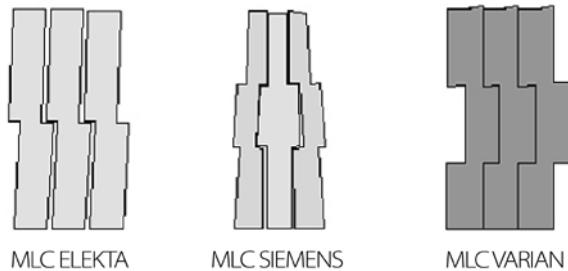
Lógicamente, la configuración concreta de cada MLC, va a determinar el comportamiento tanto dosimétrico como geométrico del mismo y en consecuencia dictará las pautas del programa de control de calidad requerido. Así, las características mecánicas de las láminas, esto es anchura, altura, forma del extremo, diseño de la cara lateral, etc. (véanse las Fig. 1 y Fig. 2 y la Tabla 1) son determinantes en los valores de penumbra, atenuación y definición de los bordes del campo conformado, así como en la transmisión obtenida fuera del campo de radiación.

Además de todas las publicaciones dedicadas a describir cada modelo en particular referidas en la introducción, los detalles de los principales MLC, incluida la discusión de las ventajas e inconvenientes de cada sistema, se describen ampliamente en el Report del Task Group N. 50 de la AAPM [19] y en el documento franco-belga [21]. Asimismo Saiful et al. [22] presentan una comparación dosimétrica detallada de los tres tipos de sistemas de colimación multilámina mencionados. Por este motivo en el presente apartado se resumen solamente los aspec-

tos fundamentales. Además, dada su importancia en la correcta operatividad del sistema, se incluye una reseña referente a la correspondencia de las indicaciones de las posiciones de los colimadores con la normativa vigente.



**Fig. 1.** Ejemplo de esquema de una lámina de extremo curvo (Varian)



**Fig. 2.** Vista de la unión lateral entre las láminas para los tres tipos de MLC



Suministrador	Modelo acelerador, modelo MLC	Número láminas	Anchura en el isocentro	Tamaño máximo de campo	Tipo focalización	Altura láminas
Elekta Inc.	Elekta Synergy, Precise	80	10 mm	40 cm x 40 cm max circ: 40 cm $\phi$	Focalización simple	75 mm
	ONCOR Avantgarde <i>MLC: Optifocus</i>	82	10 mm, láminas exter. 5 mm	40 cm x 40 cm max circ: 20 cm $\phi$		
Siemens Medical Solutions	ONCOR impresion, PRIMUS <i>MLC: Optifocus<sup>(a)</sup> o 3-D MLC<sup>(b)</sup></i>	<sup>(a)</sup> 82	10 mm, láminas exter. 5 mm	40 cm x 40 cm max circ: 20 cm $\phi$	Focalización doble	76 mm
		<sup>(b)</sup> 58	10 mm, lámina n.15:11 mm láminas exter. (1 y 29) 65 mm	40 cm x 40 cm max circ: 12.5 cm $\phi$		
Varian Medical Systems	Clinac	52	10 mm	40 cm x 26 cm	No focalizadas	59 mm
		80	10 mm	40 cm x 40 cm		
	<i>MLC: Millennium</i>	120	10 mm (40 externas) 5 mm (80 centrales)	40 cm x 40 cm		
	Trilogy <i>MLC: Millennium</i>	120	10 mm (40 externas) 5 mm (80 centrales)	40 cm x 40 cm		
BrainLAB	$\mu$ MLC: M3	52	14 mm x 3 mm 6 mm x 4,5 mm 6 mm x 5,5 mm	10 cm x 10 cm	No focalizadas	60 mm
3D LINE Medical Systems	<i>L'ARANCIO</i>		3 mm	7 cm x 7 cm	Focalización doble	80 mm
	$\mu$ MLC <i>L'AZZURO</i>	48	5 mm	10 cm x 12 cm		80 mm
	<i>IL VERDE</i>		7 mm	10 cm x 17 cm		70 mm

**Tabla 1.** Características mecánicas principales de las láminas de los MLC más extendidos

## Ubicación-función del banco de láminas

En general, los sistemas MLC se clasifican en tres categorías atendiendo a la ubicación del banco de láminas dentro del cabezal y a la función que éste desempeña:

- Sustitución “parcial” del colimador superior, son los sistemas MLC montados en los aceleradores Elekta (véase la Fig. 3. a).
- Sustitución del colimador inferior, son los sistemas MLC montados en los aceleradores Siemens y Scanditronix (véase la Fig. 3. b).
- Colimador adicional terciario, los sistemas MLC instalados en los aceleradores Varian (véase la Fig. 3. c), así como los sistemas de micromultilámina.

### Indicación de la posición de las láminas. Normas UNE

Un aspecto importante a resaltar es el de la indicación de la posición de los colimadores, en particular la de los MLC, dado que de no atenderse a la normativa vigente [4], esto puede causar problemas de funcionalidad, y en particular de compatibilidad en las comunicaciones entre el sistema de control del MLC y los sistemas de planificación.

El criterio de denominación para los elementos componentes del MLC según las normas UNE 61217 [4], que queda ilustrado en la Fig. 4 es el siguiente:

*En los **dispositivos de limitación del haz multi-elementos** (multilámina), se aplican las mismas reglas que para los bordes de cada uno de los elementos; estos son identificados por su número de orden X101 a X1N, X201 a X2N, Y101 a Y1N e Y201 a Y2N.*

- *Para un observador mirando hacia el soporte<sup>1</sup>, X201 y X2N se sitúan a la derecha de X101 y X1N.*
- *En la dirección del soporte, los elementos se encuentran en el orden siguiente:*

*X101, X102,... X1N*

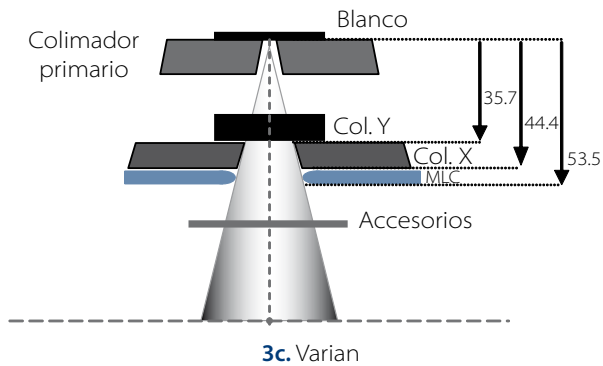
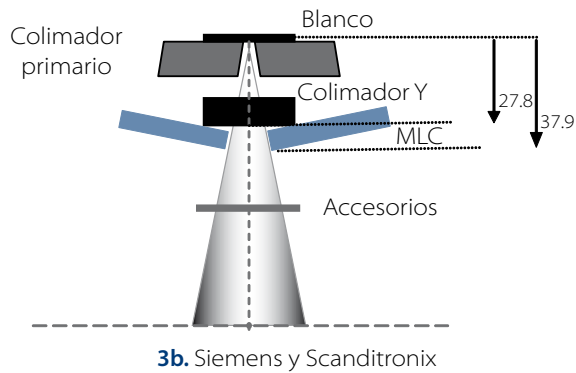
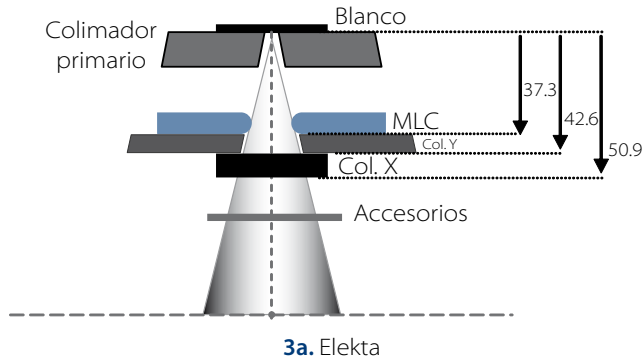
*X201, X202,... X2N*

- *Y201 e Y2N están más próximos al soporte que Y101 e Y1N.*
- *Para un observador mirando hacia el soporte, los elementos están, de izquierda a derecha, en el orden siguiente:*

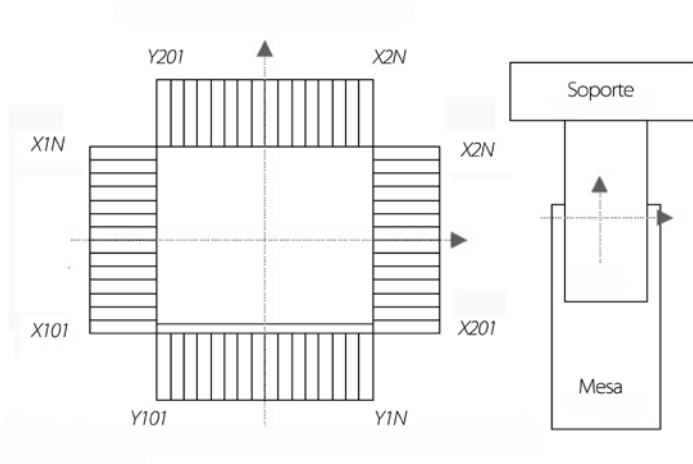
*Y101, Y102,... Y1N*

*Y201, Y202,... Y2N*

<sup>1</sup> Véase el glosario



**Fig. 3 a, b, c.** Representación esquemática de los 3 diseños de colimadores multilámina más extendidos en España. Se indican las distancias desde el blanco hasta la base de los distintos sistemas de colimación; esta representación guarda aproximadamente una relación de proporción. Las denominaciones de las mordazas son las propias de cada acelerador.



**Fig. 4.** Esquema en el que se muestra el sistema de coordenadas ligado al colimador; a la derecha proyección de la mesa desde el punto de vista del haz, posición del colimador: 0°.

## 10.1. Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del colimador

### 10.1.1. Definición y objetivos

Idealmente, el eje de giro del sistema MLC debe coincidir con el del colimador; mediante esta verificación se debe determinar si existen diferencias entre ambos ejes.

Dado que los ejes mecánicos del acelerador son la base sobre la cual la mayor parte de los sistemas (sistema óptico, radiación, etc.) están referidos, es necesario realizar una verificación de la alineación de éstos, abarcando tanto el ámbito mecánico como el sistema óptico.

La alineación de los ejes mecánicos fundamentales (colimador, brazo y mesa de tratamiento) se establece independientemente de que el acelerador esté dotado de sistema MLC, pero en el caso de colimadores adicionales añadidos a posteriori en el cabezal, si los ajustes mecánicos se han realizado con anterioridad, las condiciones iniciales establecidas se pueden degradar, y tal vez serán necesarios reajustes [19, 7].

En cuanto a la alineación de los ejes ópticos y de radiación, las eventuales desviaciones serán más significativas en los casos donde el sistema MLC se encuentre más cercano a la fuente, por lo tanto los sistemas MLC que sustituyen a los colimadores convencionales requerirán alineaciones más cuidadosas [19].

### 10.1.2. Tolerancia

- Radio del círculo mínimo que intersecta los centros de los haces al describir un giro completo del colimador:
  - 3DCRT  $\leq$  1 mm [23]
  - IMRT  $\leq$  0,75 mm [24]

### 10.1.3. Procedimientos de medida

#### 10.1.3-P0 Verificación mediante irradiación de "haces en estrella"

En el presente tema se ha propuesto solamente un procedimiento de medida para cada parámetro, coincidente con el utilizado en el esta-

blecimiento del ERI del sistema MLC; en verificaciones más frecuente se llevará a cabo el procedimiento de forma parcial o un subconjunto de las pruebas del mismo según se indique.

### 10.1.3-P0(A) Material

- Película radiográfica de verificación, película radiocrómica o sistema de radiografía computarizada (CR). La película es hoy todavía un dispositivo dosimétrico muy extendido para dosimetría relativa 2D, destacando por su alta resolución espacial. Las películas radiográficas tipo XV Omat (Kodak) han sido hasta hace poco las más utilizadas y, cuando se usan con las debidas precauciones (almacenamiento adecuado, proceso de revelado, no presencia de interfase de aire, curva de calibrado de la misma película o al menos del mismo lote [25]), permiten obtener resultados válidos sobre todo en dosimetría relativa. Otros tipos de película de similar procesado, como las EDR2 (Kodak), muestran una menor dependencia con la energía. Las películas radiocrómicas presentan la gran ventaja de no precisar revelado, se suministran en un tamaño más reducido, y el coste de la película es más elevado, sin tener en cuenta el revelado, sobre todo el de la película EBT (IPS); recientemente se encuentra también en el mercado un tipo de película radiocrómica más económica, la RTQA (IPS), destinada a verificaciones que no precisen análisis dosimétrico exhaustivo. En todos los casos, se debe tener especial cuidado en irradiar la película con un número adecuado de UM, de tal forma, que la dosis absorbida administrada esté comprendida en el intervalo de respuesta adecuado de la película (evitando regiones de gradiente alto o de saturación) y en todo caso utilizar la correspondiente curva de calibración.
- Aunque gran parte de publicaciones sobre PCC de sistemas MLC se basan en dosimetría mediante película radiográfica, y así se han expuesto los procedimientos en este protocolo, recientemente algunos autores han estudiado la posibilidad de utilizar otros dispositivos como son las matrices de microcámaras o los EPID [26-28]. No cabe duda, que entre estos últimos el EPID de silicio

amorfo por su resolución espacial, posibilidad de análisis en tiempo real y reproducibilidad será probablemente el sustituto de la película para todas aquellas verificaciones a realizar en un plano perpendicular al haz [29]. Básicamente, los procedimientos aquí establecidos para la película se pueden aplicar a los EPID teniendo en cuenta las limitaciones concretas de cada dispositivo [28].

- Maniquí sólido para utilizar como material de acumulación (láminas de poliestireno, agua sólida, etc.)
- Densitómetro automático o escáner convencional con opción de análisis de transmisión; el dispositivo elegido debe tener una precisión tal que la incertidumbre de todo el proceso permita discernir si el resultado obtenido se encuentra dentro de tolerancia. Se recomienda un "área/tamaño de medida" ("spot size"<sup>2</sup>)  $\leq 0,5$  mm en el caso de densitómetros [30]. Las características elegidas al digitalizar la película (resolución, profundidad, etc.) deben ser acordes a la precisión requerida.
- Programas comerciales de análisis automático de películas como RIT (Radiological Imaging Technology), OmniPro-Accept (Scanditronix-Welhoffer, etc. o de distribución gratuita como ImageJ (National Institute of Health), DoseLab (Nathan Childress Ph.D. project). Es importante utilizar las características del programa de análisis automático más adecuadas sobre todo desde el punto de vista de la resolución. En los ejemplos mostrados en el texto, el análisis se ha realizado sin la ayuda de este tipo de programas.
- Para este tipo de prueba, al igual que para la anterior, dada la importancia de la referencia precisa de la posición de la película respecto a los ejes principales del acelerador, son de gran utilidad unos dispositivos comerciales consistentes en una plataforma giratoria que puede colocarse con gran exactitud gracias a sus marcas externas radioopacas, niveles, etc. y con mayor comodidad donde puede alojarse la película y marcar su posición (véase la Fig. 6).

---

<sup>2</sup> Véase el glosario

### 10.1.3-P0(B) Método

Para verificar que el sistema MLC está centrado respecto al colimador, previamente se determinará el eje de giro del sistema MLC, y posteriormente se referirá al del colimador, que ya se ha establecido anteriormente en la prueba correspondiente. Por analogía a las pruebas que se realizan en colimadores estándar, se ha elegido una prueba tipo "estrella", donde el campo estará definido por las láminas.

1. Situar el brazo del acelerador a 0°.
2. Cerrar las láminas de forma que definan un segmento central simétrico de aproximadamente 20 cm de longitud x 2 cm de ancho. Es importante asegurarse de que son las láminas las que definen el ancho del campo del campo, y no los colimadores secundarios o una combinación de ambos. En la Fig. 5 se presentan esquemas del posicionamiento en los distintos MLC.
3. Situar una película perpendicular al eje del haz, y a la altura del plano de referencia.
4. Verificar que el retículo está centrado respecto al campo definido y marcar sobre la película la proyección de éste en puntos externos que permitan reproducir su alineación. En el método de análisis e interpretación del resultado de esta prueba, es importante que dicho marcado sea lo más preciso posible.
5. Sobre la película colocar un espesor de material de acumulación adecuado ( $d_{max}$ ).
6. Realizar irradiaciones con diferentes ángulos de colimador, 5 ángulos proporcionan suficiente precisión. Para el tamaño propuesto, 0°, 72°, 144°, 216° y 288° serían adecuados, el utilizar un número mayor de angulaciones podría dificultar la interpretación del resultado. El IPEM [18] propone utilizar 0°, 50°, 100°, 150°, 200°, 250° y 300° para un campo más estrecho.
7. Digitalizar la película.



8. Análisis: la falta de alineación del eje del MLC con el eje de giro del colimador, así como su separación de las referencias externas, puede determinarse a partir de varios parámetros:
- La máxima distancia entre las intersecciones de los centros de los haces
  - El radio del círculo mínimo tangente a los centros de todos los haces
  - La máxima distancia entre la marca externa (centro retículo) y los centros de todos los haces

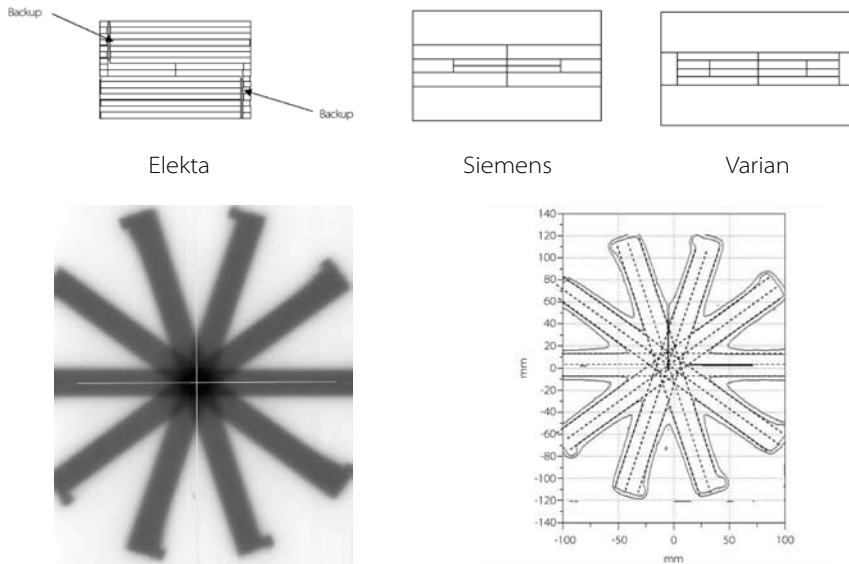
En el ejemplo mostrado en la Fig. 5 se han hallado los ejes longitudinales de los segmentos irradiados y se ha estimado la separación entre las intersecciones de estos centros y la marca del retículo.

#### 10.1.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

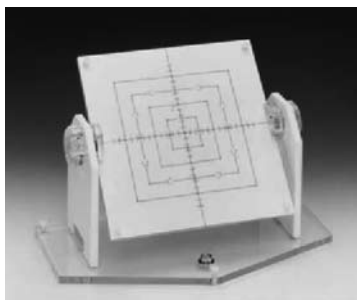
- La ubicación de la película en el plano de referencia
- El valor de la densidad óptica: según Cheng et al. [25] 2% para una película, 3% para películas procesadas simultáneamente, 5% para películas procesadas por separado en idénticas condiciones y 10% para películas de distintos lotes; todos estos valores con factor de cobertura  $k=2$ .
- La inestabilidad del digitalizador, la falta de linealidad y la resolución espacial.
- El marcado de la referencia externa de la película a la posición del retículo.
- El calibrado de densidad óptica frente a dosis absorbida, en el caso de aplicar una curva de calibrado para analizar la película.

#### 10.1.3-P0(D) Periodicidad

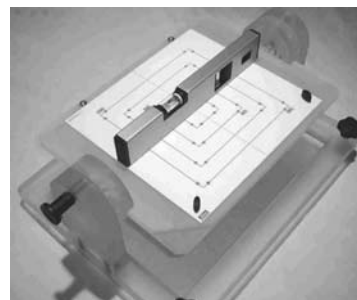
- Estado de referencia inicial
- Anual.



**Fig. 5.** Esquema descriptivo de la posición de las láminas para cada tipo de acelerador vista desde el haz. Ejemplo de película obtenida irradiando con haces de 18 MV (acelerador Sli). En este ejemplo se ha marcado la película realizando una línea fina con ayuda de un bolígrafo coincidiendo con la posición del retículo. En la imagen digitalizada esta marca se ha repasado con una línea blanca mediante un programa de dibujo. La imagen se ha analizado con el programa de análisis Verisoft (PTW) para obtener la posición de la isodosis del 50%, se representa también la isodosis del 20%. Por último se han utilizado herramientas de dibujo de un programa informático convencional (Powerpoint, Microsoft) para trazar el eje de simetría así como las marcas de la posición del retículo. Para este caso, el resultado indicaría que la discrepancia entre la posición del retículo y el eje de giro del MLC es del orden de 0,5 mm.



Beam-Checker II  
Model 37-731



Geocheck-2

**Fig. 6.** Dispositivos que permiten realizar las pruebas 10.1 y 10.2 con mayor exactitud.

## 10.2. Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del brazo

### 10.2.1. Definición y objetivos

La finalidad de esta prueba es determinar el grado de coincidencia existente entre el centro del sistema MLC y el eje de rotación del brazo. Añadido a las observaciones que se encuentran en el apartado 10.1.1, cabe tener en cuenta aquí el posible efecto de la gravedad sobre el centrado del sistema MLC respecto a la rotación del brazo. Este efecto será diferente dependiendo del ángulo del colimador dado que en un caso incidirá en el anclaje del MLC y en otro en la posición relativa de las láminas.

### 10.2.2. Tolerancia

- Radio del círculo mínimo que intersecta los centros de los haces al describir un giro completo de brazo:
  - 3DCRT  $\leq$  1 mm [23]
  - IMRT  $\leq$  0,75 mm [24]

### 10.2.3. Procedimientos de medida

#### 10.2.3-P0 Verificación mediante irradiación de haces en estrella

##### 10.2.3-P0(A) Material

Véase el apartado 10.1.3-P0(A).

##### 10.2.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo del acelerador a 0°.
2. Abrir las mordazas al máximo y cerrar las láminas de forma que definan un segmento central alargado de 2 cm de lado, asegurando que son las láminas las que definen la anchura del campo.
3. Situar sobre la mesa de tratamiento una película radiográfica vertical y centrada a la altura del isocentro, perpendicularmente al eje de giro del brazo.

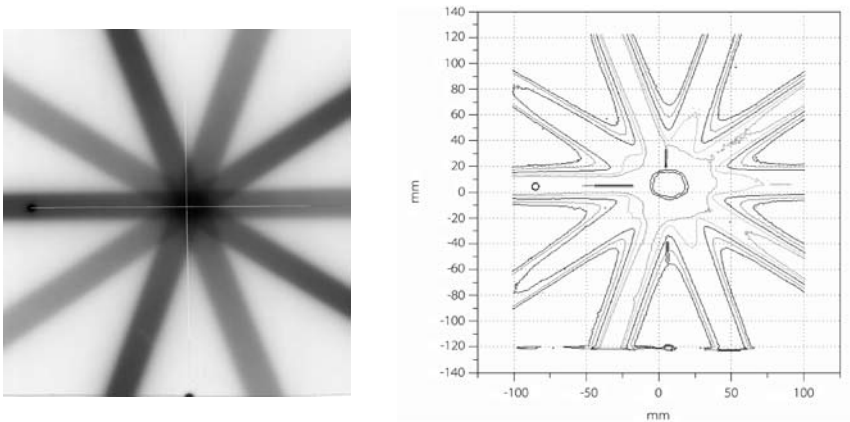
4. Colocar la película entre un espesor de material de acumulación adecuado ( $d_{max}$ ).
5. Realizar irradiaciones con diferentes ángulos de brazo con el colimador a  $0^\circ$ .
6. Marcar en la película referencias de la posición del isocentro por ejemplo las proyecciones de los láseres. Al igual que en el apartado 10.1.3-P0(B) el establecimiento de estas referencias es de gran importancia en el análisis posterior.
7. Análisis de la película: véase al apartado 10.1.3-P0(B).

### 10.2.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

Véase el apartado 10.1.3-P0(C)

### 10.2.3-P0(D) Periodicidad

- Estado de referencia inicial
- Anual



**Fig. 7.** Ejemplo obtenido irradiando con 18 MV (acelerador Sli). Se han realizado marcas en la película digitalizada con ayuda de herramientas de dibujo coincidiendo con las marcas de los láseres. Asimismo se han utilizado herramientas de dibujo para analizar la imagen del mapa de isodosis obtenido con el programa Verisoft. Se ha trazado un elipsoide coincidente con una isodosis de valor alto (130% en este ejemplo) así como su centro, isocentro de radiación. Se observa un desplazamiento del orden de 1 mm respecto a las marcas de los láseres.

## 10.3. Ortogonalidad de los bancos de láminas respecto a los colimadores

### 10.3.1. Definición y objetivos

La finalidad de esta prueba es verificar el paralelismo de los bancos de láminas respecto al par de colimadores estándar que se desplazan en su misma dirección, así como la perpendicularidad respecto a los colimadores opuestos.

Dado que el sistema MLC participa directamente en la conformación de los campos, se debe comprobar que tanto sus elementos individuales, como en conjunto, mantienen las relaciones de paralelismo y perpendicularidad requeridas a los colimadores estándar.

### 10.3.2. Tolerancia

- Ángulo formado por los bancos de láminas y los colimadores  $\leq 0,5^\circ$  [21]

### 10.3.3. Procedimientos de medida

#### 10.3.3-P0 Verificación de la ortogonalidad del MLC respecto a los colimadores

##### 10.3.3-P0(A) Material

Véase el apartado 10.1.3-P0(A).

##### 10.3.3-P0(B) Método

1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$
2. Ubicar una película en el plano de referencia.
3. Establecer un campo rectangular simétrico de forma que las láminas queden suficientemente alejadas, en el cual se disponen adelantadas 2 láminas diametralmente opuestas, como puede verse en el ejemplo de la Fig. 8.
4. Sobre la película colocar un espesor de material de acumulación adecuado ( $d_{\max}$ ).

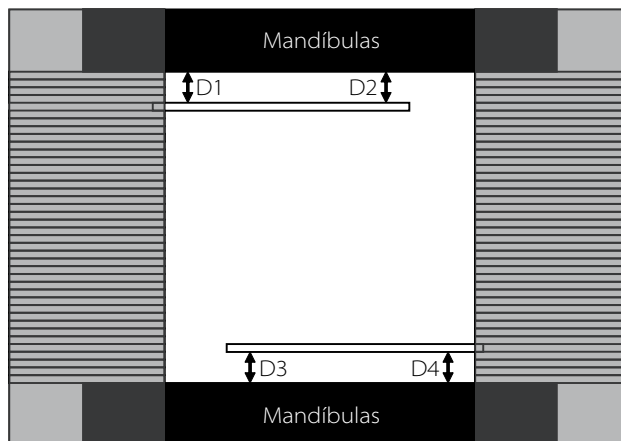
5. Irradiar la película con un número adecuado de unidades de monitor.
6. Digitalizar la película.
7. Análisis: obtener dos perfiles de dosis absorbida en posiciones simétricas a ambos lados del eje central del haz, tal y como indica la Fig. 8, y medir las distancias D1 y D2, así como D3 y D4.
8. Realizar la verificación también con el brazo a 90° y a 270° girando el colimador a 90°.

### 10.3.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Véase el apartado 10.1.3-P0(C)
- Medida de las distancias (D1, D2, D3 y D4); se han de tomar los pares de medidas en puntos suficientemente alejados, por ejemplo un valor 20 cm nos permitiría distinguir desviaciones de 0,3°.

### 10.3.3-P0(D) Periodicidad

- Estado de referencia inicial
- Anual



**Fig. 8.** Disposición del MLC que permite verificar la ortogonalidad de los bancos de láminas respecto a las mandíbulas Y. El ejemplo corresponde al campo propuesto en la aceptación del MLC de Elekta.

## 10.4. Correspondencia entre el campo luminoso, el campo indicado y el campo de radiación

### 10.4.1. Definición y objetivos

En algunos documentos [21,18] se remite a la verificación de coincidencia luz-radiación tal y como se realiza en campos definidos por los colimadores convencionales (véase también el Tema 4, apartado 4.1), pero considerando los campos definidos por las láminas. En consecuencia, el resultado de esta verificación debe mostrar explícitamente el valor para cada lámina; además tiene especial incidencia el giro de brazo debido al efecto de la gravedad.

Esta prueba es importante cuando se utiliza el sistema MLC para conformar los campos de tratamiento, ya que la concordancia tiene influencia en los bordes de los mismos, pero resulta insuficiente cuando se utiliza para técnicas de IMRT, en el que es más crítica la correspondencia entre las posiciones nominales de las láminas y el campo de radiación.

Se ha descrito en la literatura una ligera discrepancia entre el tamaño del campo luminoso y el de radiación en los sistemas MLC de extremo curvo, dado que el haz de fotones atraviesa el extremo de las láminas, no ocurriendo lo mismo con el haz luminoso. Este efecto se da sobre todo en el sistema MLC de Elekta, donde las láminas están más próximas a la fuente; el campo luminoso definido por las láminas, puede ser, entre 0,4 mm y 1,1 mm menor que el de radiación [8,12, 31].

En los sistemas MLC doblemente focalizados, donde el extremo de la lámina se encuentra siempre paralelo a la divergencia del haz, podría existir falta de correspondencia si el movimiento de las mismas no se produce siguiendo el arco deseado.

### 10.4.2. Tolerancia

- 2 mm tamaños de campo < 20 cm x 20 cm [23]
- 1% para tamaños de campo > 20 cm x 20 cm [23]

### 10.4.3. Procedimientos de medida

#### 10.4.3-P0 Verificación mediante análisis dosimétrico de película

##### 10.4.3-P0(A) Material

Véase el apartado 10.1.3-P0(A).

##### 10.4.3-P0(B) Método

1. Utilizar uno o varios campos diseñados mediante el modo habitual de definición de campos de multilámina, simétricos y asimétricos, de tal forma que contemplen ampliamente las posibles posiciones de ambos bancos de láminas (X1 y X2). En el apartado 10.10 se proponen algunos ejemplos de formas de campo.
2. Situar el brazo y el colimador del acelerador a 0°.
3. Ubicar una película perpendicular al eje del haz y en el plano de referencia.
4. Marcar sobre la película la proyección del retículo y los límites del campo luminoso (véase la prueba 4.1).
5. Colocar sobre la película un espesor de material de acumulación adecuado ( $d_{max}$ ).
6. Irradiar a una dosis absorbida adecuada.
7. Analizar la película. Se debe valorar la coincidencia sobre todas las láminas, y obtener la desviación máxima y promedio de la coincidencia.
8. Repetir desde el punto 2 hasta el 7 con el brazo girado a 90° y a 270°.
9. Repetir también para estos ángulos de brazo con el colimador girado 180°.
10. Repetir desde el punto 2 hasta el 7, salvo el 4, con el brazo girado a 180°.



#### **10.4.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Véase el apartado 10.1.3-P0(C)

#### **10.4.3-P0(D) Periodicidad**

- Estado de referencia inicial, 3 ángulos de brazo

#### **10.4.3-P1 Verificación mediante análisis dosimétrico de película para un único giro de brazo y colimador**

##### **10.4.3-P1(A) Material**

Véase el apartado 10.4.3-P0(A)

##### **10.4.3-P1(B) Método**

Véase el apartado 10.4.3-P0(B)

##### **10.4.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Véase el apartado 10.1.3-P0(C)

##### **10.4.3-P1(D) Periodicidad**

- Mensual, cada vez para una combinación de giro de brazo y colimador.

## 10.5. Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas.

### 10.5.1. Definición y objetivos

Esta verificación tiene por objeto determinar el grado de exactitud en el posicionamiento de las láminas respecto a su posición nominal, así como el grado de repetibilidad.

En los sistemas MLC donde la posición de las láminas se verifica a través de un sistema óptico, la posición relativa de las mismas es bastante reproducible. Sin embargo en aquellos sistemas donde dicha verificación se realiza mediante potenciómetros independientes, el posicionamiento es más preciso, pero a su vez es más probable que aparezcan problemas de falta de reproducibilidad, es decir, que la posición de las láminas individualmente esté desalineada [18].

Por otro lado, en la modalidad de 3DCRT, donde el sistema MLC define la parte externa del campo de radiación, una incertidumbre de 1 ó 2 mm en la posición de las láminas puede ser irrelevante en relación a los tamaños de campo empleados habitualmente [31]. En los tratamientos con IMRT se utilizan segmentos con tamaño de campo muy pequeños, y por otra parte, los bordes de los mismos pueden quedar en el seno del área a tratar; discrepancias del orden de décimas de milímetro pueden tener una gran influencia dosimétrica para pequeños segmentos [31], de ahí que la posición relativa de las láminas deba conocerse con mayor precisión. Esto hace que la exactitud que presentan los sistemas MLC en el posicionamiento de las láminas, para su uso en IMRT, deba ser mejor que 1 mm y que en general las verificaciones de aplicación al MLC para su uso estático no serán suficientes [31].

Cuando se utiliza el sistema MLC para IMRT dinámica, la exigencia en la exactitud de la posición de las láminas es más elevada, y será imprescindible realizar con mayor periodicidad las verificaciones anteriormente descritas; de hecho estas pruebas se introdujeron en el contexto de dicha aplicación clínica. Por otro lado, es de gran importancia determinar la exactitud en la separación entre láminas opuestas [32].

Así pues, debe evaluarse la exactitud de la posición de las láminas y además, su reproducibilidad y estabilidad con el giro de brazo.

### **10.5.2. Tolerancia [24]**

- Posición de las láminas para 3DCRT:  $\pm 1$  mm
- Posición de las láminas para IMRT estática:  $\pm 0,5$  mm
- Posición de las láminas para IMRT dinámica:  $\pm 0,2$  mm
- Distancia máxima entre las dos láminas opuestas más separadas:  $< 2$  mm
- Repetibilidad:  $\pm 0,2$  mm

### **10.5.3. Procedimientos de medida**

#### **10.5.3-P0 Verificación mediante irradiación de campos adyacentes**

##### **10.5.3-P0(A) Material**

- Véase el apartado 10.1.3-P0(A).
- Plantilla de papel con las formas de los campos predefinidos impresas en el plano del isocentro. Es de utilidad también dibujar en la plantilla los límites correspondientes a la tolerancia alrededor de cada campo.

##### **10.5.3-P0(B) Método**

Las últimas recomendaciones de la AAPM [31], indican que para calibrar la posición de las láminas en aquellos aceleradores donde su posición nominal esté ajustada con el campo luminoso, se debe determinar en primer lugar, la correspondencia entre el campo de radiación (50% dosis absorbida) y las posiciones nominales en función de la distancia al eje central. A continuación, se debe crear una secuencia de haces, conformando bandas adyacentes que abarquen todo el recorrido de las láminas de forma que las líneas del 50% de dosis absorbida se superpongan. Para evaluar esta secuencia, se ha de tener en cuenta la correspondencia hallada en el primer paso, y las posibles correcciones a las posiciones nominales que ésta implique.

En la literatura, existen descritas numerosas verificaciones basadas en la irradiación de bandas adyacentes, ya que en los bordes del campo, el valor de la dosis absorbida es muy sensible a pequeñas variaciones en la posición de las láminas. Este tipo de verificaciones se denominan comúnmente *garden fence* o *picket fence* debido a la similitud de la imagen obtenida con el aspecto de una verja. El descrito a continuación sería un ejemplo del procedimiento a seguir:

1. Situar el brazo y el colimador del acelerador a  $0^\circ$ .
2. La SEPH [21] propone situar el banco de láminas X1 en segmentos sucesivos entre las posiciones 19 cm, 9 cm, 0 cm y -9 cm respecto al eje; a la vez que las láminas del banco X2 se sitúan en las posiciones a -9 cm, 0 cm, 9 cm y 19 cm respecto al eje, las posiciones propuestas por Mubata [33] para el colimador Varian sugiere desplazar cada banco de láminas en las posiciones que van desde -16 cm a +16 cm, de 4 cm en 4 cm.
3. Ubicar una película radiográfica perpendicular al eje del haz y en el plano de referencia.
4. Marcar sobre la película en el exterior del campo la proyección del retículo
5. Colocar sobre la película un espesor de material de acumulación adecuado ( $d_{\max}$ ).
6. Irradiar cada segmento a una dosis absorbida adecuada.
7. Digitalizar la película.
8. Análisis de la película: obtener perfiles de dosis absorbida en la dirección del desplazamiento de las láminas, para cada par de láminas enfrentadas, y referidos a la posición del eje central del haz. Evaluar sobre los perfiles la anchura y altura de las regiones de sobre- o infradosificación. Según el TG50 [19] desviaciones mayores del 20% del valor de la densidad óptica neta media, en la franja de unión, indican un problema en la posición.
9. Repetir la prueba con el brazo girado a  $90^\circ$  y a  $270^\circ$ .

10. Repetir también para estos ángulos de brazo con el colimador girado 180°
11. Repetir desde el punto 2 hasta el 7, salvo el 4, con el brazo girado a 180°.

Para verificar la repetibilidad del posicionamiento:

1. Realizar 5 veces consecutivas los pasos 3 a 9.
2. Analizar la distribución de los resultados obtenidos, calculando la desviación típica para cada lámina.

En este tipo de verificaciones, cuando se efectúa un procesado exhaustivo de la película (incluyendo correcciones por rotación, traslación, etc.) se pueden detectar variaciones con una incertidumbre de aproximadamente 0,2 mm ( $k=2$ ) [31, 13, 34].

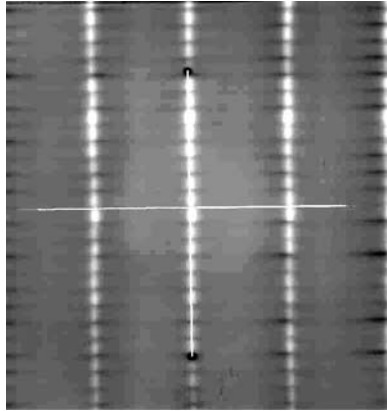
Existe una variación de esta prueba, consistente en irradiar bandas de 1 mm separadas del orden de 1 ó 2 cm, de este modo mediante inspección visual se pueden detectar discrepancias de aproximadamente 0,5 mm [31]. En el caso del sistema MLC de Elekta, donde las láminas opuestas no pueden acercarse 1 mm se puede plantear dicha verificación solapando las posiciones (calibradas) 1 mm. Este tipo de prueba que no requiere análisis posterior sería adecuado para ser realizado con mayor frecuencia.

### 10.5.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

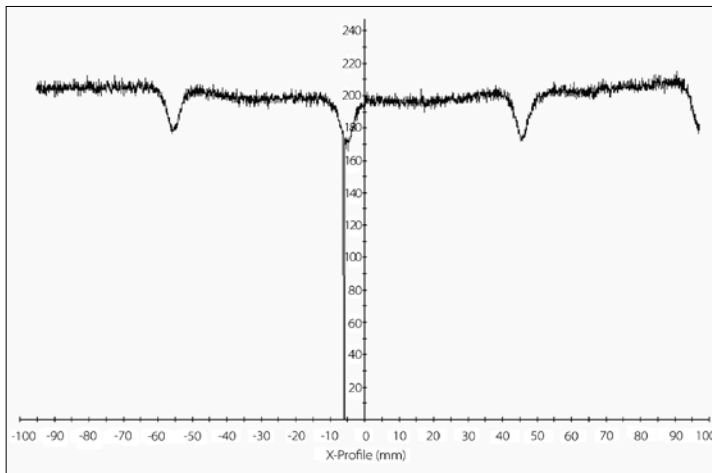
Véase el apartado 10.1.3-P0(C)

### 10.5.3-P0(D) Periodicidad

- Estado de referencia inicial
- Anual



**Fig. 9a.** Ejemplo de película realizada con bandas de 5 cm coincidentes en sus posiciones nominales (Sli, Elekta). La película se ha digitalizado con un escáner (resolución: 300 ppp, 8bit); se han realizado marcas correspondientes a la posición del retículo en la imagen digitalizada con ayuda de herramientas de dibujo.



**Fig. 9b.** Tramo de perfil obtenido con el programa Verisoft (PTW) para un área seleccionada de la película; la resolución empleada ha sido 0,1 mm.

### **10.5.3-P1 Verificación mediante irradiación de campos adyacentes para un único giro de brazo y colimador**

#### **10.5.3-P1(A) Material**

Véase el apartado 10.5.3-P0(A)

#### **10.5.3-P1(B) Método**

Véase el apartado 10.5.3-P0(B)

#### **10.5.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre**

Véase el apartado 10.1.3-P0(C)

#### **10.5.3-P1(D) Periodicidad**

- Exactitud: Mensual, cada vez para una combinación de giro de brazo y colimador.
- Repetibilidad: Mensual, sólo con campo luminoso.

## **10.6. Transmisión a través de las láminas o atenuación del sistema MLC**

### **10.6.1. Definición y objetivos**

La transmisión a través de las láminas o atenuación del sistema MLC, depende fundamentalmente del espesor y material de las láminas y del correspondiente “nivel de colimación” (solo láminas, láminas + colimador convencional, etc.).

La atenuación no es susceptible de variar con el tiempo, pero sí se pueden producir variaciones de la posición relativa de las láminas, lo cual repercutirá directamente en la transmisión entre éstas, por este motivo se deben verificar periódicamente las distintas componentes de la transmisión (véase la Fig. 10) [37]. Los valores de transmisión adquieren especial relevancia en el caso de IMRT, sobre todo en el modo dinámico [31].

### **10.6.2. Tolerancia**

Se recomienda aplicar los mismos requisitos sobre la transmisión global que para los bloques de conformación o que para los colimadores [19]. Desglosando en sus distintas componentes:

- Transmisión promedio de las láminas o atenuación < 2% de la dosis absorbida de referencia

### **10.6.3. Procedimiento de medida**

#### **10.6.3-P0 Verificación de la transmisión promedio de las láminas o atenuación mediante película**

##### **10.6.3-P0(A) Material**

Véase el apartado 10.1.3-P0(A).



### 10.6.3-P0(B) Método

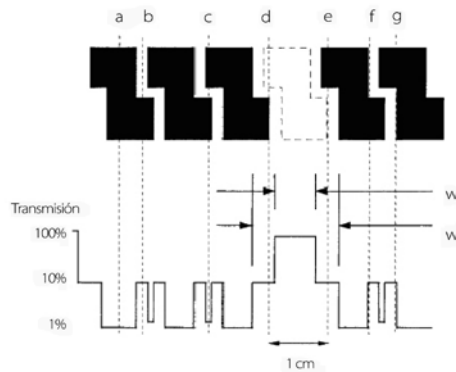
1. Situar el brazo y el colimador a  $0^\circ$ .
2. Establecer un campo simétrico de tamaño 10 cm x 10 cm.
3. Ubicar, en un maniquí sólido, una película perpendicular al eje del haz y en el plano de referencia, bajo un espesor de material de acumulación adecuado ( $d_{\max}$ ).
4. Calibrar una película para obtener la relación dosis absorbida-densidad, Childress et al. [35] proponen un método de calibrado mediante una única película.
5. Ubicar una nueva película en las condiciones de referencia.
6. Establecer un campo  $F_x=0$  cm y  $F_y="max"$ . En los sistemas MLC en que existe un espacio entre los bancos de láminas cerrados (Elekta), utilizar un dispositivo que bloquee la radiación proveniente del mismo.
7. Irradiar esta película con un nuevo número de UM adaptado aproximadamente a la importancia de las fugas previstas. Así por ejemplo, para una transmisión esperada de aproximadamente el 5%, se impartirán "20\*x" UM, donde x es el número de UM habitualmente impartidos según el tipo de película y energía.
8. Digitalizar la película.
9. Análisis: obtener varios perfiles de densidad equidistantes perpendiculares a la dirección de movimiento de las láminas, utilizar la curva de calibración correspondiente para asignar los valores de dosis absorbida. Calcular los valores máximo y promedio de la transmisión como cociente porcentual respecto a la dosis absorbida en condiciones de referencia, en toda el área del sistema MLC, a partir de los perfiles.
10. Repetir el proceso con giros de brazo  $90^\circ$  y  $270^\circ$  y giro de colimador tal que las láminas sean paralelas al suelo para detectar eventuales variaciones de la transmisión máxima.

### 10.6.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

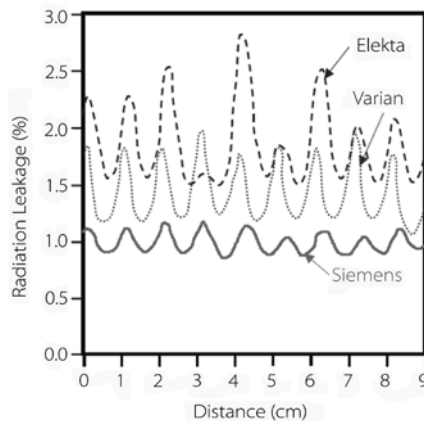
Véase el apartado 10.1.3-P0(C)

### 10.6.3-P0(D) Periodicidad

- Estado de referencia inicial
- Anual



**Fig. 10a.** Esquema de la fluencia resultante del paso a través de las láminas en una situación ideal.



**Fig. 10b.** Medida de la transmisión real entre láminas adyacentes, el valle de dosis absorbida en el centro del pico no llega a verse debido a las pequeñas dimensiones de la hendidura (tomado de [22]).

## 10.7. Transmisión entre las láminas. Efecto de lengüeta y surco (“*tongue and groove*”)

### 10.7.1. Definición y objetivos

La transmisión global en el caso de los sistemas MLC viene dada por tres componentes diferentes: la transmisión a través de las láminas (atenuación), entre láminas adyacentes y entre los extremos de láminas enfrentadas (Véase la Fig. 10).

En la transmisión entre láminas, el factor determinante es el diseño; las láminas deben estar focalizadas al menos en el sentido perpendicular al movimiento; este aspecto minimiza la transmisión entre láminas adyacentes (Véase la Fig. 2). Relacionada con la transmisión entre láminas, se encuentra la subdosificación producida al aplicar técnicas de tratamiento que utilizan campos con segmentos adyacentes por la parte lateral de las láminas; dicha subdosificación es debida al diseño de éstas. Este efecto se denomina en la literatura lengüeta y surco (“*tongue and groove*”). Es necesario conocer el valor del mismo, ya que puede ser importante sobre todo en técnicas de irradiación mediante IMRT, aunque actualmente muchos planificadores todavía no reproducen adecuadamente su cálculo.

Respecto a la transmisión entre láminas enfrentadas, cuando se trata de láminas con extremos redondeados los valores son más elevados, máxime cuando el sistema MLC dispone de una seguridad anticolidión que impide el contacto entre láminas opuestas.

### 10.7.2. Tolerancia

- Transmisión máxima o transmisión entre láminas adyacentes < 5% de la dosis absorbida de referencia
- Transmisión entre láminas enfrentadas < 25%

### 10.7.3. Procedimientos de medida

#### 10.7.3-P0 Verificación de las distintas componentes de transmisión

##### 10.7.3-P0(A) Material

Véase el apartado 10.1.3-P0(A).

##### 10.7.3-P0(B) Método

###### a) Transmisión entre láminas adyacentes

El método es el propuesto en el apartado 10.1.3-P0(A), de hecho la verificación de atenuación y transmisión entre láminas se hace conjuntamente.

###### b) Transmisión entre láminas enfrentadas

En el caso de sistemas MLC cuyas láminas opuestas puedan tocarse, se debe verificar el valor de la transmisión variando la posición de la unión entre láminas en todo el intervalo posible. Se irradiarán varias películas, cada una corresponderá a una posición de "láminas cerradas".

###### c) Machihembrado ("*tongue and groove*")

El procedimiento a seguir, el mismo que el descrito en el apartado A), es el método propuesto por Sykes y Williams [36], según el cual se irradia una película con una disposición de campos que permiten evaluar el efecto machihembrado ("*tongue and groove*"), producido tanto por segmentos adyacentes contiguos, como por adyacentes entre pares de láminas enfrentadas. En ambos casos se trata de irradiar una película con 2 campos consecutivos complementarios, tal como se observa en la Fig. 12.

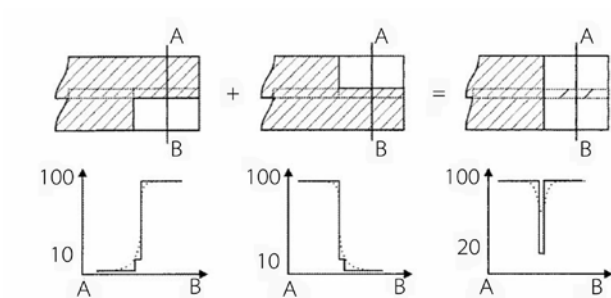
El método de análisis consiste en obtener varios perfiles perpendiculares a la dirección de movimiento de las láminas, la medida de la subdosificación se realiza calculando la diferencia de dosis absorbida entre cada mínimo y la media de sus máximos adyacentes, estimada en referencia al máximo de dosis absorbida en el perfil. La anchura de la región subdosificada se cuantifica como la anchura a la mitad del máximo de la reducción de dosis absorbida.

### 10.7.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

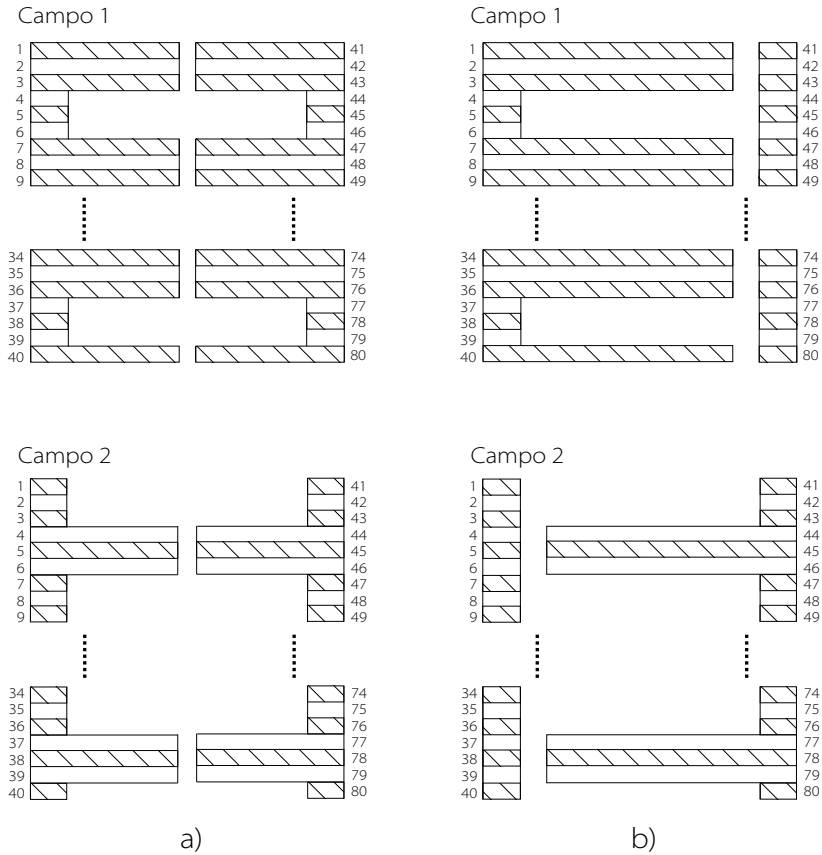
Véase el apartado 10.1.3-P0(C)

### 10.7.3-P0(D) Periodicidad

- Estado de referencia inicial
- Anual



**Fig. 11.** Esquema que ilustra el efecto de machihembrado ("tongue and groove") para dos campos definidos por las partes superior e inferior de dos láminas adyacentes. En la parte inferior de la figura se representa la fluencia primaria a través de la sección AB, para los campos 1 y 2 y para la superposición de ambos campos, en el caso de SSD infinita (línea continua) y en el caso de SSD no infinita con un tamaño de punto focal finito (línea discontinua).



**Fig. 12.** a) Campos de MLC para la medida del efecto del machihembrado (“tongue and groove”) producido por láminas adyacentes en el que se muestra la posición de las láminas 1–40 para el banco izquierdo y 41–80 para el derecho. (b) Campos de MLC para la medida del “tongue and groove” producido por láminas adyacentes y opuestas adyacentes en el que se muestra la posición de las láminas 1–40 para el banco izquierdo y 41–80 para el derecho.

## 10.8. Determinación de las penumbras

### 10.8.1. Definición y objetivos

Los sistemas MLC con láminas de extremos planos y los colimadores estándar presentan escasas diferencias en los resultados de penumbra. Sin embargo, los sistemas MLC de extremo curvo, muestran un incremento de estos valores debido a la transmisión a través de la parte más estrecha del extremo de las láminas [19]. Además, el resultado de la penumbra en sistemas MLC que no sean doblemente focalizados puede variar dependiendo de la posición de las láminas respecto al eje del haz, pudiendo alcanzar esta variación los 3 mm [19]. En la Fig. 13 se muestran unas medidas de esta variación para distintos sistemas MLC [22].

Además de las consideraciones descritas para la penumbra frontal de las láminas, debe evaluarse también el valor de la penumbra en su parte lateral.

En los sistemas MLC, además de la penumbra estándar producida en los bordes frontales de las láminas, observada en los campos rectangulares, también se genera una combinación de penumbras frontal y lateral que da lugar a la ondulación en las líneas de isodosis, más pronunciada en aquellos campos donde las láminas se disponen escalonadamente. Para cuantificar este efecto, se define la penumbra efectiva, como la distancia perpendicular entre la línea que une los valles de la isodosis correspondiente al 20% y la línea que une las cimas de la isodosis del 80%.

En cuanto a la definición de distintos campos conformados, la evaluación de la penumbra efectiva para cada sistema MLC; es de gran importancia en el ámbito clínico. Los resultados obtenidos no variarán con el tiempo, ya que depende de las características propias del sistema MLC, se determinará en el establecimiento del ERI.

### 10.8.2. Tolerancia

- Variaciones en el valor de la penumbra (80%-20%) < 1,5 mm en todo el recorrido de las láminas [37].

### **10.8.3. Procedimientos de medida**

#### **10.8.3-P0 Determinación de las penumbras en distintas posiciones de los campos**

El procedimiento general para calcular los resultados de la penumbra, es similar al descrito en el tema 7 (DCR.2.3), por lo que no se describen aquí los pasos con detalle. La particularidad para los sistemas MLC, como ya hemos dicho, es que el valor de la penumbra puede variar según la posición respecto al eje del haz, y por tanto la verificación debe contemplar este hecho. Es de mayor relevancia cuando se utilizan campos definidos por superposición de segmentos pequeños como es el caso de IMRT.

#### **10.8.3-P0(A) Material**

Véase el apartado 10.1.3-P0(A).

#### **10.8.3-P0(B) Método**

Mediante el análisis de las penumbras existentes en los bordes de una serie de campos cuadrados de diferentes tamaños se valora la penumbra frontal y lateral para las láminas en función de su distancia al eje central.

Para valorar la penumbra efectiva se pueden utilizar campos cuyos lados resulten de escalonar las láminas dando diferentes inclinaciones, analizando las curvas de isodosis en los bordes del campo. La forma de campo propuesta en IPEM [18] para verificación de funcionalidad puede servir de ejemplo.

Bayouth and Morrill [38] proponen una serie de verificaciones enfocadas a la definición de campos pequeños. Para evaluar la penumbra en el extremo, todas las láminas se sitúan con una separación frontal de 1 cm, realizándose medidas en distintas posiciones que abarquen todo el intervalo posible. Para evaluar la penumbra lateral se propone retraer consecutivamente en diferentes irradiaciones una sola lámina. Se muestra un ejemplo de cada disposición en la Fig. 14 en la que se indica las posiciones propuestas por estos autores. En aquellos sistemas MLC que no sustituyen totalmente al colimador es importante realizar



la verificación de la penumbra frontal retrayendo una lámina por detrás de la posición que se quiere estudiar.

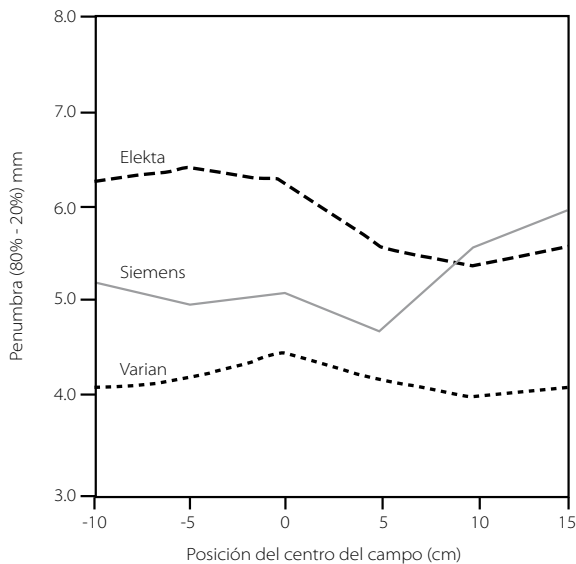
El análisis se realiza obteniendo perfiles de dosis absorbida. Para la penumbra lateral, se tomarán varios perfiles equiespaciados perpendiculares a la dirección longitudinal de la lámina. Para la determinación de ambas penumbras (frontal y lateral), sobre los perfiles obtenidos se calculará el resultado medio y se analizará si existen variaciones significativas en los resultados de las penumbras según la posición de las láminas respecto al eje central.

### 10.8.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

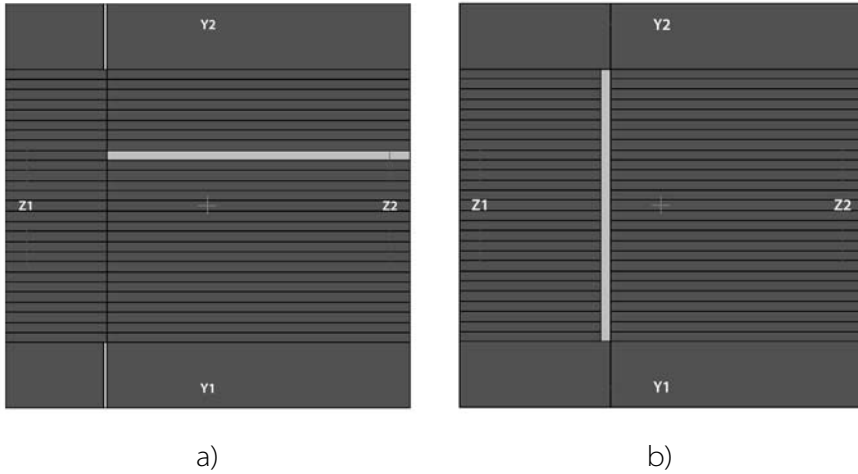
Véase el apartado 10.1.3-P0(C)

### 10.8.3-P0(D) Periodicidad

- Estado de referencia inicial
- Anual



**Fig. 13.** Valor de la penumbra (isodosis del 80%–20%) determinada a la profundidad del máximo para haces de 6 MV para un campo de 10 cm × 10 cm creado en distintas posiciones respecto al eje del haz para varios sistemas MLC (tomado de [22]).



**Fig. 14.** Ejemplos de disposición del MLC para la evaluación de las penumbras propuestos por Bayouth et al. a) Verificación de la penumbra lateral; una de las 7 posiciones, la lámina nº 9 retraída, las posiciones estudiadas por los autores corresponden a las láminas 2, 6, 10, 15, 24 y 28. b) Verificación de la penumbra frontal; una de las 11 posiciones, las láminas separadas 1 cm a 5 cm del eje del haz, se propone abarcar desde +10 cm hasta -10 cm situando la separación cada 2 cm.

## 10.9. Velocidad de las láminas

### 10.9.1. Definición y objetivos

En los modos de terapia mediante intensidad modulada dinámica (DMLC) resulta imprescindible una correcta interacción entre la posición de las láminas, su velocidad de desplazamiento, el número de UM a impartir y la tasa de dosis absorbida aplicada.

Según las recomendaciones de la AAPM [31] se deben establecer verificaciones que comprueben situaciones limitadas por la velocidad de las láminas y la tasa de dosis absorbida. Se propone en este documento desplazar una banda abarcando el máximo tamaño de campo; variando el número de UM variará la velocidad de las láminas y/o la tasa de dosis absorbida, si esta banda se desplaza a velocidad uniforme la fluencia será uniforme a lo ancho del campo. El método de medida propuesto es mediante película radiográfica combinada con cámara de ionización, por ejemplo, en la parte central del campo.

La aceleración de las láminas cuando éstas se desplazan de un segmento al siguiente, puede afectar de forma no deseada a la fluencia administrada, por lo que también se recomienda verificar la influencia de las posibles aceleraciones y/o deceleraciones.

### 10.9.2. Tolerancia

- Dado el tipo de prueba propuesto, los perfiles obtenidos desplazando las láminas deberán presentar una homogeneidad similar a los campos obtenidos de forma estática.
- En la Ref. [24] se propone un valor para la tolerancia en la velocidad de  $\pm 0,1$  mm/s.

### 10.9.3. Procedimientos de medida

#### 10.9.3-P0 Verificación indirecta a partir de la fluencia obtenida en película

Una de las verificaciones a realizar es la de que para un intervalo de velocidades, éstas se deben mantener constantes al desplazarse las láminas. Chui et al. [39] describen un método de verificación que con-

siste en desplazar distintos pares de láminas enfrentadas, abarcando un determinado tamaño de campo y fijando el nivel de tasa de fluencia (número de UM) para cada par; el mapa de fluencia obtenido sobre la película, debe mostrar bandas de diferentes densidades constantes para cada par de láminas. Esta prueba es especialmente relevante con el brazo a 90° y 270° si el colimador está rotado de forma que las láminas tengan que trabajar en contra o a favor de la gravedad.

### 10.9.3-P0(A) Material

Véase el apartado 10.1.3-P0(A).

### 10.9.3-P0(B) Método

1. Establecer una irradiación consistente en varios pares de láminas enfrentadas recorriendo un tamaño de campo determinado, impartiendo distintos números de UM. Se ha de irradiar cada segmento por separado, de lo contrario existiría una contribución no uniforme correspondiente a la irradiación de las láminas contiguas.
2. Situar el brazo y el colimador del acelerador a 0°.
3. Ubicar una película perpendicular al eje del haz y en el plano de referencia.
4. Colocar sobre la película un espesor de material de acumulación adecuado ( $d_{\max}$ ).
5. Irradiar cada segmento a una dosis absorbida adecuada.
6. Digitalizar la película.
7. Análisis: obtener perfiles de dosis absorbida para cada par de láminas enfrentadas.
8. Repetir la prueba con el brazo girado a 90° y a 270°.
9. Para analizar la influencia de la aceleración Chui et al. [39] proponen realizar diversas interrupciones en un campo como el descrito anteriormente (varias en la misma banda de intensidad).

Este mismo método puede llevarse a cabo utilizando dispositivos de medida consistentes en matrices de cámaras de ionización o diodos.

### **10.9.3-P0(C) Principales Fuente de Incertidumbre**

Véase el apartado 10.1.3-P0(C)

### **10.9.3-P0(D) Periodicidad**

- Estado de referencia inicial
- Mensual

## 10.10. Funcionalidad del sistema MLC

### 10.10.1. Definición y objetivos

La finalidad de la prueba es asegurar la correcta funcionalidad y repetibilidad del sistema MLC en la definición de los campos prescritos. Las verificaciones tienen dos vertientes: comprobaciones periódicas de la exactitud del proceso y comprobaciones para cada paciente.

En el primer caso, será necesario verificar el proceso completo de establecimiento y transferencia de campos conformados mediante el MLC, aplicando la utilización de campos irregulares prediseñados (véase la Fig. 15).

Los controles periódicos deben ser más frecuentes en el caso de sistemas basados en la digitalización de formas [18]. Además de dichas pruebas, se recomienda verificar para cada paciente que las formas de los campos establecidos son correctas, esta última verificación depende de las prestaciones que ofrezca el acelerador.

Para cada tratamiento se verificarán todos los campos, previamente al inicio del mismo.

### 10.10.2. Tolerancia [19]

- Funcional de todo el proceso
- Diferencia entre el campo definido y el campo luminoso  $\leq 2$  mm

### 10.10.3. Procedimientos de medida

#### 10.10.3-P0 Verificaciones de funcionalidad

##### 10.10.3-P0(A) Material

- Plantilla de papel con las formas de los campos predefinidos impresas en el plano del isocentro. Es de utilidad también dibujar en la plantilla los límites correspondientes a la tolerancia alrededor de cada campo.
- Regla milimétrica.

### 10.10.3-P0(B) Método

1. Para la realización de esta prueba, preestablecer y grabar en la consola del acelerador varios campos irregulares diseñados para este propósito, mediante el modo habitual de definición de campos de multilámina. Como es muy difícil que un solo campo sea representativo de las posibles combinaciones de posiciones de láminas + mandíbulas, es recomendable disponer de varios campos, utilizando a diario solo alguno de ellos de modo que con periodicidad mensual se revisen todos. Existen varias propuestas en la literatura sobre la forma de estos campos; algunos autores [7] proponen establecer campos con forma de *diamante* o de *equis*, otras formas son circulares o elípticas [40]. En la Fig. 15 se exponen algunos ejemplos.
2. Verificar que todos los parámetros son correctos, tanto la identificación del paciente, como los parámetros geométricos.
3. Verificar en el plano de referencia que el campo definido es correcto, comparando el campo luminoso con una plantilla impresa del campo deseado. Se puede bordear la forma del campo con las marcas definidas por el nivel de acción.

### 10.10.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Exactitud en la definición de la forma del campo en la plantilla.
- Ubicación de la plantilla en el plano del isocentro.
- Exactitud en la asignación visual del borde del campo luminoso

### 10.10.3-P0(D) Periodicidad

- Estado de referencia inicial
- En 3DCRT, para cada paciente todos los campos antes de la 1ª sesión
- Diario: uno de los campos

- Mensual: todos los campos, incluido el utilizado para verificación de la exactitud en el posicionamiento de las láminas, vallado o cercado (“picket fence”)



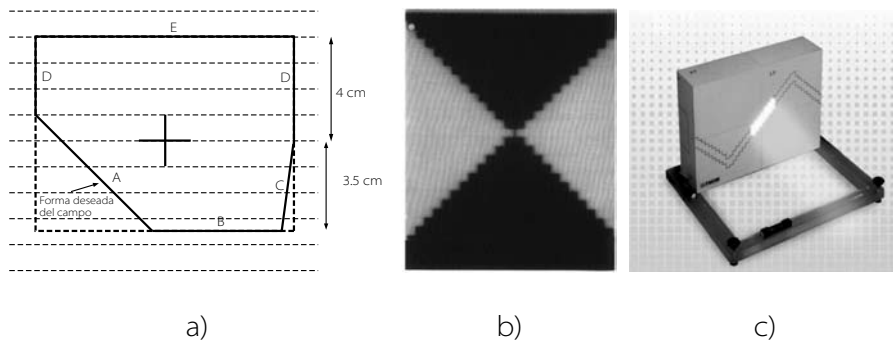
## 10.11. Seguridades (enclavamientos en modo clínico)

### 10.11.1. Definición y objetivos

En los sistemas MLC, los dispositivos existentes para garantizar la seguridad del paciente y del propio equipo, dependen fundamentalmente del diseño del propio sistema MLC, al igual que el tipo y periodicidad de las verificaciones a realizar. En todo caso deben comprobarse los sistemas relacionados tanto con el *software* (verificación de que la posición relativa de las láminas respecto a los colimadores es *segura*, verificación de que no se producen movimientos no autorizados, etc.) como con el *hardware* (electrones + MLC) [18, 19].

### 10.11.2. Tolerancia

- Funcional



**Fig. 15.** Ejemplos de campos utilizados para verificar la funcionalidad del MLC (a) campo propuesto por el IPEM [18], (b) campo propuesto por Klein y col.[7] y (c) Fig. propuesta con el dispositivo GEOCHECK-1 para verificaciones diarias.

### 10.11.3. Procedimientos de medida

#### 10.11.3-P0 Verificación de seguridades [21]

##### 10.11.3-P0(A) Material

### **10.11.3-P0(B) Método**

1. Verificar que una interrupción en las comunicaciones entre el acelerador y el sistema MLC conlleva una parada de la alta tensión.
2. Verificar que cuando el sistema MLC no está en modo tratamiento (Elekta o Varian) es imposible administrar una irradiación con láminas.
3. Verificar que la posición de las mandíbulas X1 y X2 mostrada en el ordenador de control asegura una cobertura suficiente de las láminas.
4. Verificar que la presencia de una lámina en el campo de irradiación cuando el sistema MLC está en posición "aparcado", corta la irradiación (específico del colimador Varian).
5. Verificar en la unidad de tratamiento que el campo coincide con el creado por el sistema de preparación de láminas.

### **10.11.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- No aplicable

### **10.11.3-P0(D) Periodicidad**

- Estado de referencia inicial
- Mensual

Sistema de colimación multilámina (MLC)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del colimador	MLC 10.1.3 P0	Anual	3DCRT $\leq$ 1 mm IMRT $\leq$ 0,75 mm
Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del brazo	MLC 10.2.3 P0	Anual	3DCRT $\leq$ 1 mm IMRT $\leq$ 0,75 mm
Ortogonalidad de los bancos de láminas respecto a los colimadores	MLC 10.3.3 P0	Anual	$\leq$ 0,5°
Correspondencia entre campo luminoso/ indicado y campo de radiación. Verificación mediante análisis dosimétrico de película	MLC 10.4.3 P0	Anual 3 ángulos brazo	2 mm; (tamaños de campo < 20 cm x 20 cm)
Análisis dosimétrico de película para un único giro de brazo y colimador	P1	Mensual	1%; (tamaños de campo > 20 cm x 20 cm)
Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas. Verificación mediante irradiación de campos adyacentes	MLC 10.5.3 P0	Anual	Varios parámetros: véase el texto
Verificación sencilla mediante irradiación de campos adyacentes para un único giro de brazo y colimador	P1	Mensual	
Transmisión a través de las láminas o atenuación del sistema MLC. Verificación de la transmisión promedio o atenuación mediante película	MLC 10.6.3 P0	Anual	< 2%
Transmisión entre las láminas / "tongue and groove". Verificación de los distintos componentes de transmisión	MLC 10.7.3 P0	Anual	Varios parámetros: véase el texto
Determinación de las penumbras. Verificación de las penumbras en distintas posiciones de los campos	MLC 10.8.3 P0	Anual	< 1,5 mm
Velocidad de las láminas. Verificación indirecta a partir de la fluencia obtenida en película	MLC 10.9.3 P0	Mensual	véase el texto $\pm$ 0,1 mm/s
Verificaciones de funcionalidad	MLC 10.10.3 P0	Diaria (uno o dos campos) Mensual (todos los campos)	$\leq$ 2 mm
Seguridades ("enclavamientos" en modo clínico)	MLC 10.11.3 P0	Mensual	Funcional

## Referencias

- [1] REAL DECRETO 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia.
- [2] Norma UNE-EN 60601-2-1. "Equipos electromédicos. Parte 2-1: Requisitos particulares en la seguridad de los aceleradores de electrones en el rango de 1 MeV a 50 MeV." 2000.
- [3] Norma UNE-EN 60976. "Equipos electromédicos. Aceleradores de electrones para uso médico. Características funcionales." 2001
- [4] Norma UNE-EN 61217. "Equipos utilizados en Radioterapia. Coordenadas, movimientos y escalas." 1999.
- [5] Boyer A, Ochrán T, Nyerick C, Waldron T, Huntzinger C, "Clinical dosimetry for implementation of a multileaf collimator", *Med. Phys.*, 19: 1255–1261, 1992.
- [6] Palta J, Yeung D, Frouhar V, "Dosimetric considerations for a multileaf collimator system", *Med. Phys.*, 23: 1219-1224, 1996.
- [7] Klein E, Low D, Maag D, Purdy J., "A quality assurance program for ancillary high technology devices on a dual-energy accelerator", *Radiother. Oncol.*, 38: 51-60, 1996.
- [8] Hounsell A, Jordan T, "Quality control aspects of the Philips multileaf collimator", *Radiother. Oncol.*, 45: 225-33, 1997.
- [9] Georg D, Julia F, Briot E, Huyskens D, Wolff U, Dutreix A, "Dosimetric comparison of an integrated multileaf-collimator versus a conventional collimator", *Phys. Med. Biol.*, 42: 2285-303, 1997.
- [10] Das I, Desobry G, McNeeley S, Cheng E, Schultheiss T, "Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator". *Med. Phys.*, 25: 1676-1684, 1998.
- [11] Low D, Sohn J, Klein E, Markman J, Mutic S., "Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy", *Med. Phys.*, 28: 752-6, 2001.

- [12] Graves M, Thompson A, Martel M, McShan D, Fraass B., "Calibration and quality assurance for rounded leaf-end MLC systems", *Med. Phys.*, 28: 2227-33, 2001.
- [13] Bayouth JE, Wendt D, Morrill SM, "MLC quality assurance techniques for IMRT applications", *Med. Phys.*, 30: 743-50, 2003.
- [14] Saw C, Ayyangar K, Zhen W, Thompson R, Enke C., "Commissioning and quality assurance for MLC-based IMRT", *Med. Dosim.*, 26: 125-33. 2001.
- [15] Chen Y, Boyer A, Ma C, "Calculation of x-ray transmission through a multileaf collimator", *Med. Phys.*, 27: 1717-1726, 2000.
- [16] Sociedad Española de Física Médica "Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en Radioterapia de Haces Externos", SEFM. 1984.
- [17] Nath R, Biggs P, Bova F, Ling C, Purdy J, van de Geijn J, Weinhaus M, AAPM Report No. 47, "Code of practice for radiotherapy accelerators", Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45, *Med. Phys.*, 21: 1093-1121, 1994.
- [18] Institute Of Physics And Engineering In Medicine (IPEM), "Physics aspects of quality control in radiotherapy", IPEM Report 81, edited by Mayles WPM, Lake R, McKenzie A, Macaulay EM, Morgan, HM, Jordan TJ and Powley, SK, IPEM, York, United Kingdom, 1999.
- [19] Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D, Mah K, Yu C, AAPM Report No. 72, "Basic Applications of Multileaf Collimators", Report of Task Group No. 50 Radiation Therapy Committee, 2001.
- [20] Cozzi L, Fogliata-Cozzi A, Ionescu-Farca F, Lomax N, Roser H, Schneider U, Trueb P, "Quality Control of Medical Electron Accelerators", Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics, Recommendations Number 11, ISBN: 3 908 125 34 0, 2003.
- [21] Hoornaert MT, Closset M, Briot E, Denis JM, Gaboriaud G, Lafay F, Tomsej M, "Contrôle de qualité des collimateurs multilames", Rapport SFPM. n° 20, Societe Française De Physique Médicale Et Societe Belge Des Physiciens Des Hopitaux 2003.

- [22] Saiful M, Das I, Steinberg T, Galvin J, "A dosimetric comparison of various multileaf collimators", *Phys. Med: Biol.* 47 : 159-170, 2002.
- [23] Kutcher G, Coia L, Gillin M, Hanson W, Leibel S, Morton R, Palta R, Purdy J, Reinstein L, Svensson G, Weller M, Wingfield L, AAPM Report No. 46, "Comprehensive QA for Radiation Oncology", Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 40, *Med. Phys.*, 21: 581-618, 1994.
- [24] Palta R, "Linear Accelerator Acceptance Testing and Commissioning", 45th AAPM Annual Meeting, San Diego CA, 2003.
- [25] Das I, Cheng C, "Basic Film Dosimetry", 43rd AAPM Annual Meeting - Therapy Track, Salt Lake City, UT - 2001.
- [26] Letourneau D, Gulam M, Yan D, Oldham M, Wong JW, "Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance", *Radiother. Oncol.* 70: 199-206, 2004.
- [27] Samant S, Zheng W, Parra NA, Chandler J, Gopal A, Wu J, Jain J, Zhu Y, Sontag M, "Verification of multileaf collimator leaf positions using an electronic portal imaging device" *Med. Phys.* 29: 2900-12, 2002.
- [28] Baker J, Budgell G, MacKay R, "Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration", *Phys. Med. Biol.* 50: 1377-1392, 2005.
- [29] Richart J, "Uso del aSi en control de calidad de aceleradores", Curso de la SEFM Control de Calidad en aceleradores de electrones para uso médico, 2008.
- [30] Galvin J, "The Multileaf Collimator - A Complete Guide", DSc Thomas Jefferson University Hospital Jefferson Medical School Philadelphia, PA.
- [31] Ezzell G, Galvin J, Low D, Palta J, Rosen I, Sharpe M, Xia P, Xiao Y, Xing L, Yu C, "Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT", Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee, *Med. Phys.* 30: 2089-2115, 2003.

- [32] LoSasso T, Chui C, and Ling C, "Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multi-leaf collimator used in the dynamic mode", *Med. Phys.* 28: 2209-19, 2001.
- [33] Mubata C, Childs P, Bidmead A, "A quality assurance procedure for the Varian multi-leaf collimator", *Phys. Med. Biol.* 42: 423-431, 1997.
- [34] Sastre-Padro M, Van der Heide UA, Welleweerd H, "An accurate calibration method of the multileaf collimator valid for conformal and intensity modulated radiation treatments", *Phys. Med. Biol.* 49: 2631–2643, 2004.
- [35] Childress N, Dong L, Rosen I, "Rapid radiographic film calibration for IMRT verification using automated MLC Fields", *Med. Phys.* 29: 2384-2390, 2002.
- [36] Sykes J, Williams P, "An experimental investigation of the tongue and groove effect for the Philips multileaf collimator", *Phys. Med. Biol.* 43: 3157–3165, 1998.
- [37] Núñez A.T, Pinza Molina C, Pérez JL, Morillas MD, García S, Jiménez JI, Chapel ML, Tatode F. "Caracterización geométrica y dosimétrica de un sistema de colimación multilámina en un acelerador Mevatron-Primus". XV Congreso Nacional de Física Médica. Pamplona 2005.
- [38] Bayouth J, Morrill S, "MLC dosimetric characteristics for small field and IMRT applications", *Med. Phys.* 30: 2545-2552, 2003.
- [39] Shou-Chui C, Spirou S, LoSasso T, "Testing of dynamic multileaf collimation", *Med. Phys.*, 23: 635-641, 1996.
- [40] Killorana J, Giraud J, Chin L, "A dosimetric comparison of two multi-leaf collimator designs" *Med. Phys.*, 29: 1752-1758, 2002.





## 11. Caracterización de los sistemas electrónicos de imagen portal (EPID)

Lucía Franco Ferreira

### Introducción

El objetivo de la radioterapia es suministrar una dosis adecuada a la zona de tratamiento minimizando en lo posible la dosis a los tejidos sanos circundantes. Para ello, la precisión geométrica de los tratamientos radioterapéuticos es de vital importancia clínica. Esta exactitud requerida incluye una colocación reproducible de los campos de tratamiento así como un posicionamiento correcto de los pacientes. La utilización de la imagen portal es un método efectivo de verificación de dichos aspectos en la radioterapia externa [1-3].

La **imagen portal** tradicional es aquella que se obtiene mediante el uso de un haz terapéutico de rayos X y en la que se visualiza el área irradiada. Se utiliza para verificar que los distintos campos de radiación corresponden efectivamente con los planificados y que la posición del paciente es correcta.

La utilización más relevante de los sistemas de imagen portal en la práctica clínica es la evaluación de errores de posicionamiento. Éstos pueden clasificarse en errores aleatorios (o de ejecución), y sistemáticos (o de preparación). Los errores aleatorios son desviaciones entre las diferentes fracciones de una cierta serie (para un mismo paciente y campo de tratamiento), y los sistemáticos se calculan a partir de las desviaciones medidas respecto de la posición real promedio del tumor en una serie de un tratamiento.

Los sistemas electrónicos de imagen portal (*“electronic portal imaging devices”*, EPIDs) comerciales se dividen básicamente en tres grupos:

sistemas de fluoroscopia, de cámara de ionización líquida y de silicio amorfo [4-5]. Actualmente, hay mas aplicaciones para los sistemas EPID que la imagen portal: se utilizan en dosimetría portal [6-8] así como en control de calidad del propio acelerador (determinación del isocentro [9], coincidencia campo de luz – radiación [10], verificación del multilámina, etc.).

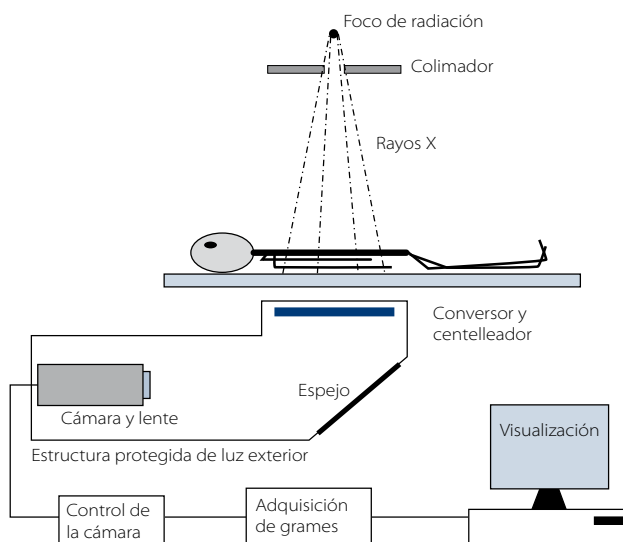
### **EPIDs basados en fluoroscopia**

Los EPIDs de sistema fluoroscópico son la base de la mayoría de los modelos comerciales. Constan básicamente de un conversor de rayos X a luz visible acoplado ópticamente a una cámara mediante un espejo y una lente. El conversor es una placa metálica (de cobre, acero o latón de 1 a 1,5 mm de espesor) y una pantalla fluorescente, usualmente de oxisulfuro de gadolinio activado con terbio ( $Gd_2O_2S:Tb$ ). La placa metálica convierte los rayos X primarios a electrones de alta energía, y por otra parte reduce la radiación dispersa de baja energía que alcanza la pantalla de centelleo, aumentando el contraste del sistema de imagen. La pantalla de fósforo convierte igualmente los rayos X primarios a electrones de alta energía, y además transforma una fracción de la energía de los electrones producidos por la placa metálica en luz visible. Parte de esta luz se difunde a través de la pantalla, saliendo hacia el espejo, la lente y la cámara capturan parte de la luz reflejada por el espejo transformándola en una señal de vídeo, señal que será digitalizada y procesada para su visualización y archivo. Los componentes ópticos se encuentran cerrados y aislados para evitar la incidencia de luz que no provenga de la pantalla fluorescente. Se ha estimado que, dependiendo de la pantalla y la energía del haz de radioterapia, menos de un 2 – 4 % de los rayos X incidentes interaccionan y generan señal medible en este tipo de sistemas.

Una de las ventajas de estos dispositivos es que cubren todo el tamaño del conversor, y lo leen entero de forma simultánea. Por tanto, toda radiación que atraviese al paciente e incida en el conversor puede potencialmente producir señal y obtener una imagen. Por otro lado, la mayor desventaja es la propia óptica del sistema, ya que tan sólo los fotones de luz que salen del fósforo que llegan a la lente de la cámara

general señal en ésta. Además, alguna luz emitida por la pantalla puede reflejarse en el espejo, dispersarse de nuevo en la pantalla y producir una nueva señal espuria que reduce el contraste y puede dar problemas a la hora de utilizar el sistema de imagen, por ejemplo, con fines dosimétricos.

Una mejora introducida en este tipo de EPIDs es la sustitución del sistema óptico de cámara de vídeo por una cámara CCD (*“charge coupled device”*), que reduce el ruido y mejora la formación de imagen del sistema.



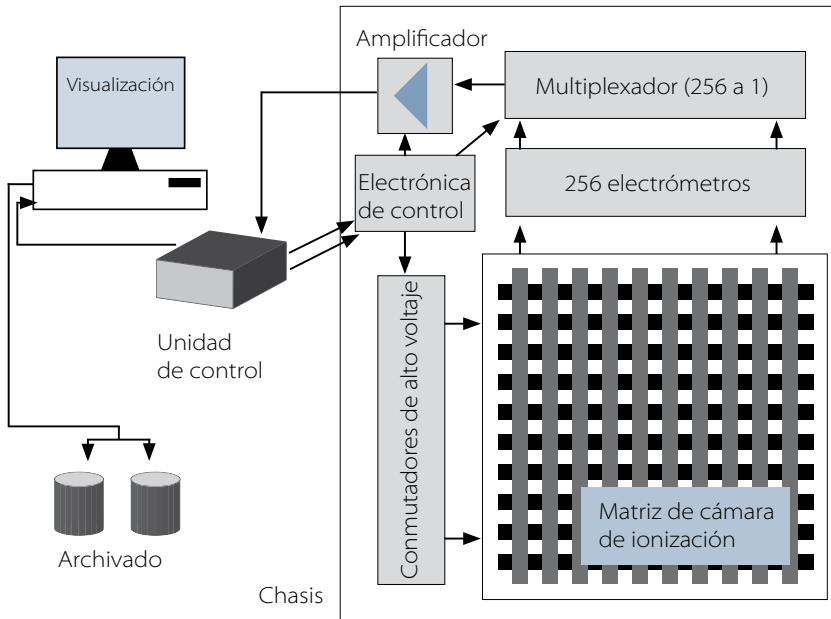
**Fig. 1.** Esquema de un EPID de fluoroscopia.

## EPIDs de cámara de ionización líquida

Al igual que los anteriores, estos EPIDs están ampliamente extendidos, si bien en la actualidad están desapareciendo. El sistema se basa en el uso de una cámara de ionización líquida, formada por dos planos de electrodos separados por un gap de 0.8 mm. El gap se rellena de isoocetano (2,2,4-trimetilpentano), líquido que actúa como medio de ionización al irradiar la cámara. Cada plano de electrodos consta de 256 pistas paralelas, orientadas perpendicularmente respecto a las pistas del otro

plano. Además, se coloca sobre la cámara de ionización una placa de plastroferrita (1 mm de grosor) que actúa como la placa metálica en los EPIDs ópticos: permite la conversión de rayos X a electrones y evita la radiación dispersa. El medio de ionización convierte también rayos X a electrones, y parte de la energía de los electrones a una señal medible.

En uno de los planos se aplica un voltaje a cada electrodo, de forma individual y sucesiva, mientras que en el otro plano los electrodos están conectados, también individualmente, a electrómetros. Por tanto, el sistema de imagen asesta formado por la cámara de ionización líquida, una fuente de alto voltaje y un electrómetro de 256 canales y la electrónica de control. La lectura de la imagen se consigue aplicando el voltaje a cada electrodo de forma sucesiva, de forma que se requieren algunos segundos para la lectura de todo el dispositivo, aunque existe un modo de lectura más rápido, pero de menor resolución.



**Fig. 2.** Esquema de un EPID de cámara de ionización líquida.

Las principales ventajas de estos detectores consisten en que son muy compactos y en que no distorsionan la imagen. Como inconveniente presentan una eficiencia cuántica de detección baja al no utilizar todos los fotones incidentes en la superficie detectora. Esto es debido a que en cada instante sólo está activa una banda estrecha del detector (lectura por barrido), por lo que la señal obtenida corresponde a una pequeña fracción de la ionización producida por el haz en el panel. Además esta señal contiene información de la interacción de rayos X de los 0,5 segundos previos, debido a que la recombinación de iones en el medio de ionización es lenta.

### **EPIDs de matriz activa y panel plano (active matrix, flat-panel imager, AMPFI)**

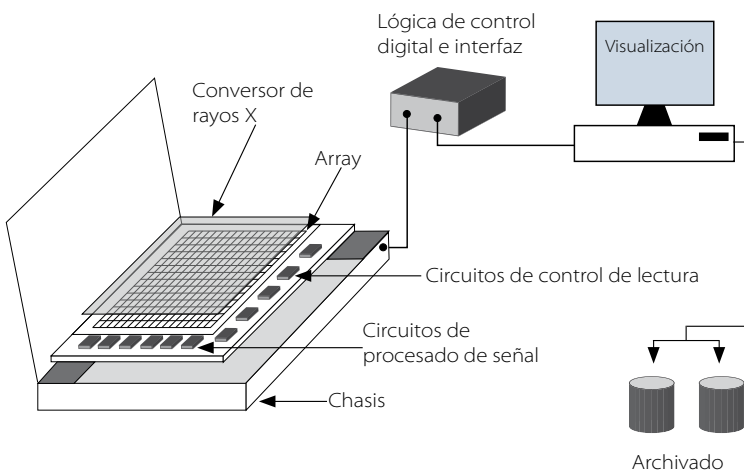
Los EPIDs de matriz activa y panel plano (comúnmente de silicio amorfo) pueden considerarse compuestos por tres subsistemas: una matriz activa de píxeles sobre una gran área, un conversor de rayos X a luz visible y un sistema de adquisición electrónico. Este último controla cómo opera la matriz, extrayendo y procesando las señales analógicas de los píxeles de la matriz.

El hecho que caracteriza la tecnología AMFPI es la matriz activa, que consiste en un sustrato de cristal de 1 mm de grosor en el cual se encuentran los transistores de capa fina. Por definición, cada píxel en una línea de matriz activa incorpora un transistor de capa fina conectado a un elemento capacitivo. Los píxeles se organizan en una red bidimensional y la conductividad de los conmutadores de los píxeles se controla por variación del voltaje de las líneas de control, con cada línea de control conectada a todos los píxeles de una única fila. Durante la creación de la imagen, los conmutadores se mantienen sin conducir, de forma que la carga generada por la radiación (bien directa o indirectamente) se integra en el elemento capacitivo de cada píxel. La lectura de estas señales se realiza dejando conducir a los conmutadores. En general y para una mayor resolución espacial, se lee cada fila de píxeles por separado, aunque se puedan leer varias filas a la vez, dando lugar a una menor resolución en la imagen. Cuando los conmutadores de los píxeles de una fila dada conducen, las señales de imagen almacenadas en

los píxeles se transmiten a la electrónica mediante las líneas de datos, con cada línea conectada a los conmutadores de una columna dada. La acción de leer los píxeles también los reinicializa.

Los conmutadores de los píxeles utilizados en la mayor parte de los AMFPIs son los transistores de capa fina, *thin-film transistors* (TFTs), fabricados con silicio amorfo hidrogenado (a-Si:H). En general, se distinguen dos tipos de AMFPIs, de detección directa e indirecta, según cómo se genere y almacene la señal, .

Para la detección indirecta se utiliza un convertor de rayos X, que consiste en una placa metálica y un centelleador, con este último colocado directamente sobre el fotosensor integrado en la matriz (fotodiodo). La luz generada en el centelleador incide en el fotodiodo, donde se convierte en pares electrón – hueco. El elemento capacitivo de cada píxel está formado por este mismo fotodiodo, de forma que se mide la carga generada. Por otro lado, para la detección directa, los AMFPIs utilizan un convertor de rayos X consistente en una combinación de una placa metálica y un fotoconductor, éste acoplado electrónicamente a un condensador construido en cada píxel de forma separada. La radiación genera los pares electrón – hueco directamente en el fotoconductor y la señal de imagen se almacena en los condensadores de los píxeles hasta su lectura.



**Fig. 3.** Esquema de un EPID de matriz activa y flat panel.

Los EPIDs comerciales se basan en los AMFPIs de detección indirecta, que presentan como ventajas para la aplicación en imagen portal la posibilidad de crear matrices de grandes dimensiones, con una respuesta de señal de los píxeles altamente lineal, lo cual resulta útil para fines dosimétricos, además de tratarse de una tecnología resistente a daño por radiación. Sin embargo, su característica más importante sea quizás su alto grado en calidad de imagen, ya que utilizan alrededor del 50 % de la luz emitida por el centelleador, orden muy superior al utilizado por otros dispositivos de imagen portal. Igualmente, el brillo producido por luz dispersa (factor importante que afecta a la respuesta lineal en sistemas ópticos) aparece limitado por la proximidad de los fotodiodos al centelleador. Uno de los problemas que presentan es la aparición de artefactos de imagen, debidos a la frecuencia del acelerador, que disminuyen la calidad visual y hacen necesario obtener una imagen promedio a partir de fracciones de la imagen.

Aunque los TFTs de silicio amorfo y los fotodiodos son altamente resistentes a daño por radiación, los efectos de RX de MV en los circuitos periféricos de lectura no están suficientemente estudiados y hace necesario tenerlos en cuenta en la duración de de estos dispositivos.

## Características de los sistemas comerciales

Proveedor	Elekta – Philips	Eliav	Cablon Medical	Siemens
<b>Nombre</b>	SRI 100	Port Pro	Theraview	Beamview Plus
<b>Tipo</b>	Cámara CCD	Cámara CCD	Cámara Plumbicon	Cámara Newwicon
<b>Píxeles del detector</b>	512 x 512	512 x 512	512 x 512	512 x 512
<b>Placa metálica (convertor).</b>	1,5 mm acero	1,5 mm acero	1,5 mm latón	1,2 mm latón
<b>Centelleador</b>	O <sub>2</sub> Gd <sub>2</sub> S (411 mg/cm <sup>2</sup> )	O <sub>2</sub> Gd <sub>2</sub> S (411 mg/cm <sup>2</sup> )	O <sub>2</sub> Gd <sub>2</sub> S (400 mg/cm <sup>2</sup> )	O <sub>2</sub> Gd <sub>2</sub> S (411 mg/cm <sup>2</sup> )
<b>Montaje mecánico</b>	Desmontable	Móvil	Retractable, parcialmente desmontable	Totalm. retractable
<b>Campo de visión en isocentro (cm x cm)</b>	Fijo 19 x 24	Variable	Variable 31,8 Ø Varian 31,5 Ø Scanditronix 31,6 Ø GE	Fijo 24 x 30
<b>Distancia detector-isocentro</b>	60	No aplica	30-60 Varian 26-67 GE 27-28 Scanditronix	39

Tabla 1. Características de los sistemas EPID comerciales [1].

Proveedor	Siemens	Varian	Varian	Elekta
<b>Nombre</b>	Beamview TI	LC250	aS500 <sup>1</sup>	iViewGT
<b>Tipo</b>	Cámara Pasecon	Matriz cámara líquida	EPID de silicio amorfo	EPID de silicio amorfo
<b>Píxeles del detector</b>	480 x 512	256 x 256	512 x 384	512 x 512
<b>Placa metálica</b>	1,2 mm de latón.	1 mm de plastroferrita.	1 mm de cobre.	1 mm de cobre.
<b>Centelleador</b>	O <sub>2</sub> Gd <sub>2</sub> S:Tb (320 mg/cm <sup>2</sup> ).	0,8 mm 2.24-trimetilpentano, electrodos.	O <sub>2</sub> Gd <sub>2</sub> S:Tb (134 mg/cm <sup>2</sup> ), reflector de poliéster y una matriz de a-Si.	O <sub>2</sub> Gd <sub>2</sub> S:Tb (134 mg/cm <sup>2</sup> ), reflector de poliéster y una matriz de a-Si.
<b>Montaje mecánico</b>	Totalmente retractable	Retractable y movable	Retractable	Totalmente retractable.
<b>Campo de visión en isocentro (cm x cm)</b>	24 x 30	32,5 x 32,5	40 x 30	Fijo
<b>Distancia detector-isocentro (cm)</b>	40	5 - 80	5 - 80	

Tabla 2. Características de los sistemas EPID comerciales [1].

<sup>1</sup> Recientemente ha aparecido el sistema aS1000 de Varian para IGRT, con características mecánicas similares al aS500, de mejores prestaciones y mayor número de píxeles (1024 x 768).



Tal y como se ha descrito, las características y especificaciones técnicas entre distintos modelos de EPID varían enormemente entre sí. Estas particularidades, afectan especialmente a los resultados de las pruebas sobre calidad de imagen (apartados 11.5 a 11.10 descritos a continuación) cuyos valores esperados pueden diferir sustancialmente entre distintos dispositivos. Este hecho, unido a la escasa bibliografía existente respecto a valores estándar de tolerancia en los parámetros de calidad de imagen para sistemas de imagen portal, nos llevan a indicar dichas tolerancias como una medida de estabilidad del EPID. En dichos parámetros la tolerancia se considerará como 3 veces la desviación típica a partir de un valor inicial calculado de forma individual para cada sistema de imagen.

## **11.1. Pruebas de seguridad e integridad del EPID**

### **11.1.1. Definición y objetivos**

La integridad mecánica del EPID debe comprobarse para el giro del brazo del acelerador. Debe prestarse especial atención al punto de soporte en EPID desmontables así como al mecanismo de montaje en los retractables. Deben verificarse los mecanismos de detección de colisiones para evitar la posibilidad de choque del EPID con el paciente y el recorrido del EPID hasta su situación de trabajo.

La integridad eléctrica ha de ser inspeccionada, para evitar conectores sueltos, cables desgastados o cualquier peligro eléctrico potencial.

### **11.1.2. Tolerancia**

- Funcional (se exige un correcto funcionamiento) [1-2].

### **11.1.3. Procedimiento de medida**

#### **11.1.3-P0 Estudio de la estabilidad e integridad del EPID**

##### **11.1.3-P0(A) Material**

- No es necesario ningún material específico.

##### **11.1.3-P0(B) Método**

- Inspección del sistema de imagen portal para comprobar si existe algún componente dañado, peligro eléctrico potencial y un correcto funcionamiento del dispositivo de detección de colisiones. Ha de comprobarse el recorrido del EPID hasta la posición de trabajo.

##### **11.1.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- No existen fuentes de incertidumbre relevantes.

##### **11.1.3-P0(D) Periodicidad**

- Diaria.

## **11.2. Pruebas mecánicas: Posicionamiento en el plano de imagen**

### **11.2.1. Definición y objetivos**

El centro mecánico del sistema de imagen portal ha de estar perfectamente alineado con el eje de rotación del colimador para todos los ángulos de giro del brazo. Esta alineación del centro mecánico con el eje de rotación es necesaria para la obtención de imágenes centradas, evitando perder detalles en caso de un EPID desplazado.

### **11.2.2. Tolerancia**

- 2 mm (distancia centro-eje de rotación) [1-2,11].

### **11.2.3. Procedimiento de medida**

#### **11.2.3-P0 Estudio del posicionamiento en el plano de la imagen**

##### **11.2.3-P0(A) Material**

- Puntero mecánico. Si el puntero no alcanza la superficie del EPID, se puede utilizar un marcador láser.
- Papel milimetrado.

##### **11.2.3-P0(B) Método**

1. Marcar el centro del detector con un papel milimetrado sobre él.
2. Colocar el puntero mecánico o el marcador láser en el portabandejas.
3. Comprobar la alineación del centro con el eje de rotación del colimador (dado por el puntero, o por el marcador láser con el puntero), para los cuatro ángulos cardinales de rotación del brazo ( $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$ ).

### **11.2.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Marcaje del centro del sistema de imagen portal.
- Posición del puntero o del marcador láser.

### **11.2.3-P0(D) Periodicidad**

- Mensual

## **11.3. Pruebas mecánicas: Posicionamiento perpendicular al plano de imagen**

### **11.3.1. Definición y objetivos**

La distancia del EPID al foco del acelerador o al isocentro ha de mantenerse fija y coincidir con lo establecido (EPIDs de distancia a foco variable) o con lo indicado (EPIDs de distancia fija). Igualmente, el plano del detector ha de mantenerse perpendicular al haz. La variación de esta distancia afecta a la imagen, por introducir una magnificación no cuantificada. Esta magnificación en la imagen afectará en el cálculo de desviaciones geométricas en una serie en el curso de un tratamiento.

### **11.3.2. Tolerancia**

- 3 - 8 mm para perpendicularidad (ángulo menor de un  $1,5^\circ$  con la vertical o según lectura en el nivel digital, véase cada procedimiento) [11].
- 10 mm (menor de un 1%) para la distancia [11].

### **11.3.3. Procedimientos de medida**

#### **11.3.3-P0 Estudio del posicionamiento perpendicular al plano de la imagen**

##### **11.3.3-P0(A) Material**

- Esferas metálicas de unos 2-3 mm de diámetro.
- Cinta métrica.

##### **11.3.3-P0(B) Método**

1. Posicionar las esferas metálicas sobre el detector: una en el centro de la retícula y otra en el centro del EPID, así como una en cada extremo del campo de visión sobre el EPID.
2. Medir la distancia del centro del EPID al colimador con el brazo a  $0^\circ$ .

3. Realizar una imagen, de forma que se visualicen perfectamente todas las esferas, en un modo de adquisición predefinido o un número de UM preestablecido (dentro del rango clínico).
4. Calcular la distancia entre los centros de las esferas en la imagen. Los centros de la esfera del EPID y de la retícula deben superponerse, dentro del diámetro de ambas esferas. Las distancias de la esfera central a las esferas de los extremos han de ser iguales y la diferencia entre ellas no puede sobrepasar los 3 mm, para no superar un ángulo de aproximadamente  $1,5^\circ$  con respecto a los  $90^\circ$  entre el eje del haz y el plano del EPID. El valor de este ángulo depende de la distancia esfera – EPID y del tamaño que abarca el plano del mismo.

#### **11.3.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Variación en la colocación de las esferas.
- Cálculo del centro de las esferas en la imagen.

#### **11.3.3-P0(D) Periodicidad**

- Semestral.

#### **11.3.3-P1 Evaluación cualitativa del posicionamiento perpendicular al plano de la imagen**

##### **11.3.3-P1(A) Material**

- Nivel digital.

##### **11.3.3-P1(B) Método**

1. Situar el nivel digital directamente sobre el centro del detector y en las 4 esquinas del plano.
2. Medir (por el nivel) la variación con respecto a la horizontal.

##### **11.3.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Colocación errónea del nivel digital.

### **11.3.3-P1(D) Periodicidad**

- Mensual.

### **11.3.3-P2 Verificación del posicionamiento perpendicular al plano de la imagen mediante la distancia EPID – base del sistema de colimación**

#### **11.3.3-P2(A) Material**

- Metro semi rígido.

#### **11.3.3-P2(B) Método**

1. Medir la distancia del centro del EPID al colimador con el brazo a 0°.
2. Repetir esta medida, desde los extremos del detector, para comprobar que se mantiene la perpendicularidad. Al contrario que con el procedimiento anterior, aquí las distancias se miden directamente, no como proyecciones en la imagen, por lo que la tolerancia (según tipo de EPID por sus características mecánicas) es de unos 8-10 mm.

#### **11.3.3-P2(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- No perpendicularidad en la colocación del metro.

#### **11.3.3-P2(D) Periodicidad**

- Mensual.

## 11.4. Pruebas de calidad de imagen: Contraste – resolución

### 11.4.1. Definición y objetivos

La calidad de imagen clínica (detección de detalles) en un sistema EPID se basa principalmente en el contraste y en la resolución espacial del sistema de imagen portal.

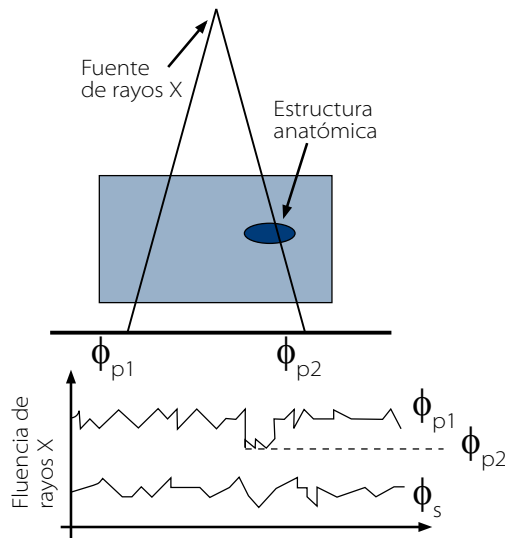
**Contraste.** El contraste,  $C$ , describe cuánto destaca un objeto de los alrededores, definiéndose como:

$$C = \text{señal/señal media} = (\phi_{p2} - \phi_{p1}) / ((\phi_{p2} + \phi_{p1} + 2\phi_s) / 2),$$

Donde  $\phi_{p2}$ ,  $\phi_{p1}$ ,  $\phi_s$  son las fluencias fotónicas primaria y dispersada que llegan al receptor de la imagen.

El contraste es el resultado de las diferencias en la atenuación de rayos X en el paciente. A energías bajas, domina el efecto fotoeléctrico (que depende del número atómico como  $Z^3$ ), mientras que para las altas energías utilizadas en radioterapia (de unidades de MeV) predomina el efecto Compton. La sección eficaz de la dispersión Compton depende de la densidad electrónica del material, la cual, exceptuando para el hidrógeno, varía tan sólo ligeramente con el número atómico. De esta forma, las densidades electrónicas del agua y del hueso son comparables:  $\rho_e(\text{agua}) = 3,34 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$  y  $\rho_e(\text{hueso}) = 3,81 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ . Debido a esto, el contraste en imagen portal está limitado por las energías utilizadas en radioterapia.





**Fig. 4.** Representación esquemática del proceso de imagen.

**Resolución espacial:** la resolución espacial está relacionada con la capacidad de distinguir detalles en la imagen, y de manera simple, puede expresarse con el tamaño que un píxel representa o el número de píxeles empleado para representar una determinada zona anatómica.

El estudio de todo sistema de imagen médica se basa en la teoría de comunicación de sistemas lineales e invariantes, teoría que caracteriza un sistema dado estableciendo una dependencia entre una entrada y su salida correspondiente. Dicho estudio se simplifica para sistemas que cumplen el principio de superposición (lineales) y son isoplanares (la imagen mantiene la forma del objeto si éste se mueve en el plano del objeto).

Por la propiedad de isoplanaridad se puede definir una única característica del sistema de imagen, la **función de dispersión puntual** (*point spread function, PSF*), que mide la borrosidad que introduce el sistema. Es la distribución de intensidad de radiación en la imagen de una apertura infinitamente pequeña (fuente puntual) que radia con intensidad unidad. Para sistemas lineales también se puede definir la **función de dispersión lineal** (*line spread function, LSF*), que representa la distribución de intensidad de una fuente lineal. Es posible obtener la PSF a partir de

la LSF, siendo necesaria una única medida de la LSF en el caso de un sistema isotrópico.

Es interesante estudiar una tercera distribución de intensidad, con patrón sinusoidal en el plano del objeto y estacionario en el tiempo. Este patrón está descrito por una frecuencia espacial dada en pares de líneas por milímetro, y suele caracterizarse por su modulación (relación entre la amplitud y el valor medio de la distribución de intensidad), menor que la unidad. La **función de transferencia óptica** (*optical transfer function, OTF*) es la relación entre la modulación de salida y la de entrada junto con el desfase, expresada en función de la frecuencia espacial. El valor absoluto de la OTF se define como la **función de transferencia de modulación** (*modulation transfer function, MTF*) del sistema. Para sistemas isótropos, el desfase es cero, por lo que la MTF describe completamente la transferencia de entradas sinusoidales en estos sistemas. Su importancia radica en que es posible entonces reducir el estudio de transferencia de señales complejas al de señales sinusoidales (debido al teorema de Fourier), puesto que la MTF de un sistema complejo es la multiplicación de las respectivas MTF de las componentes. Es posible calcular la PSF del sistema a partir de la MTF mediante una transformada de Fourier bidimensional.

En cuanto a la medida de la **resolución espacial** del sistema de imagen, se suele cuantificar el parámetro  $f_{50'}$  que se define como la resolución en pares de líneas por milímetro al 50 % de la MTF normalizada, y proporciona un valor numérico para la resolución espacial del sistema [12-15].

#### 11.4.2. Tolerancia

- Reproducibilidad en los resultados respecto al ERI (pruebas cualitativas) [1-2].
- 3 veces la incertidumbre (calculada como la desviación típica relativa -%- en una serie de medidas para el estado de referencia del sistema) en las pruebas cuantitativas. [12,15]. Ver introducción de éste capítulo.

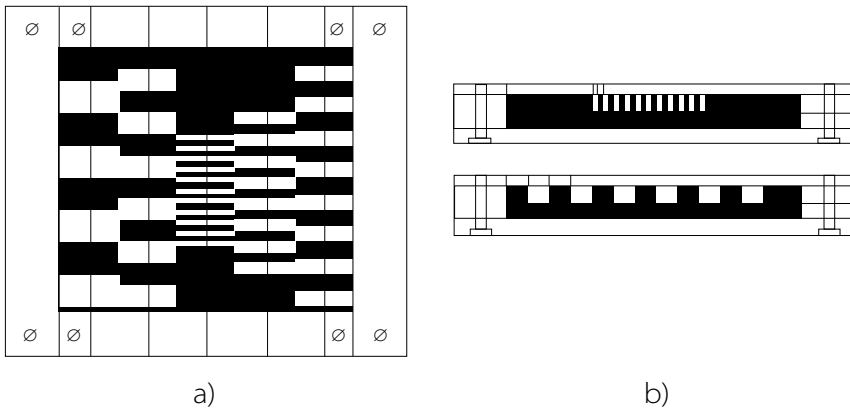
### 11.4.3. Procedimientos de medida

#### 11.4.3-P0 Resolución espacial: Cálculo del MTF a partir del patrón de barras

La resolución espacial del EPID se puede cuantificar a partir de la medida de la función de transferencia de modulación, MTF.

##### 11.4.3-P0(A) Material

- Maniquí con patrones de barras de distintas frecuencias espaciales [12,16]. Típicamente, estos maniqués pueden presentar patrones de 0,1, 0,2, 0,25, 0,4 y 0,75 pares de líneas por milímetro, de forma que un valor típico de 0,25 pares/mm indica que el sistema de imagen distingue objetos de 2 mm de tamaño. Un ejemplo comercial de estos maniqués es el maniqué QC3 de PipsPRO [13].



**Fig. 5.** Ejemplo de maniquí de patrón de barras, vista a) superior, b) lateral.

### 11.4.3-P0(B) Método

1. Colocar el maniquí en el isocentro.
2. Adquirir dos imágenes consecutivas del maniquí, a un número de unidades monitor (dentro del rango de uso clínico) o en un modo de adquisición preestablecido.
3. Calcular la MTF:

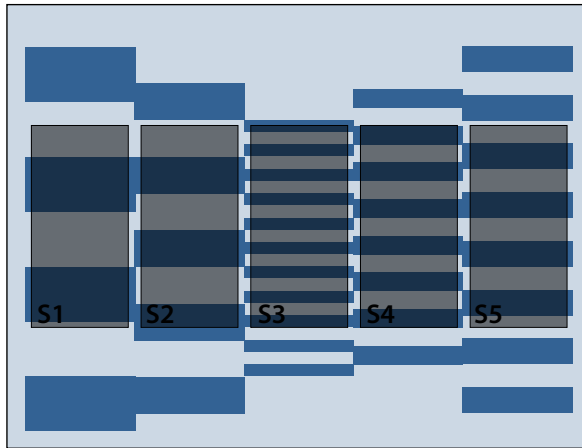
El valor de la MTF (relativa) en función de la frecuencia viene dado por la relación entre las modulaciones de salida del sistema a una frecuencia dada,  $f$ , y la de menor frecuencia,  $f_1$  [12]. Las modulaciones cuadráticas pueden expresarse como las varianzas de las imágenes respectivas. Las imágenes aquí referidas corresponden a regiones de interés de tamaño análogo para cada uno de los distintos patrones de barras, y suficiente para que el perfil en cada uno de los patrones cubra al menos dos de los escalones (pares de líneas). Se tiene entonces para la función de transferencia de modulación es:

$$MTF(f) = M(f) / M(f_1)$$

Donde  $M^2(f) = \sigma_m^2(f) + \sigma^2(f)$ , con  $\sigma_m^2(f)$  la varianza total medida y  $\sigma^2(f)$  la varianza debida al ruido aleatorio de la imagen. Para medir el ruido aleatorio de la imagen se restan dos imágenes similares y se calcula la varianza de dicha diferencia, lo que elimina posibles contribuciones de artefactos asociados al ruido. La varianza debida a ruido será entonces la suma de las varianzas de ruido aleatorio de las imágenes a restar, por lo que la expresión final para el cálculo de la MTF es la siguiente:

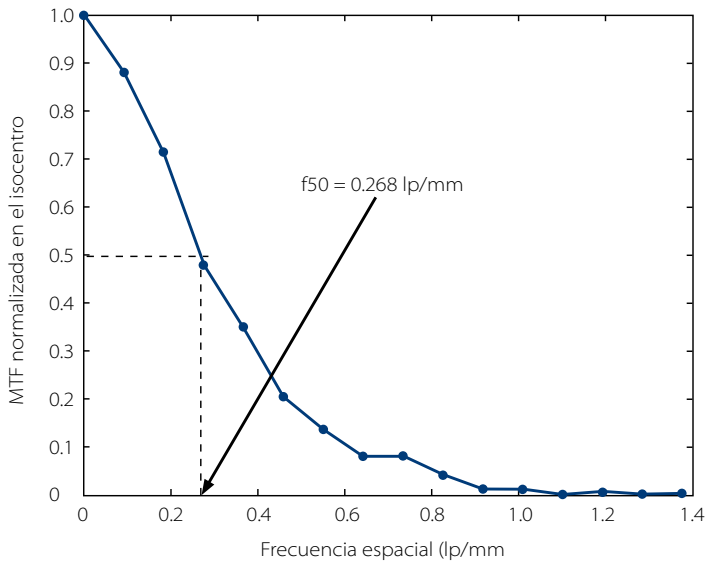
$$MTF = \sqrt{(\sigma_m^2(f) - \sigma_{sub}^2 / 2) / (\sigma_m^2(f_1) - \sigma_{sub}^2 / 2)}$$

Siendo  $\sigma_{sub}^2$  la varianza de la resta de las dos imágenes similares, y  $f_1$  la menor frecuencia espacial.



**Fig. 6.** Esquema de imagen de un maniquí de patrón de barras, con las distintas regiones de interés indicadas.

Una vez obtenida la MTF, se normaliza, y se calcula la frecuencia al 50 % (mediante interpolación lineal entre los valores más cercanos), valor nominal para la resolución espacial del sistema de imagen portal.



**Fig. 7.** Ejemplo de perfil de MTF y obtención del parámetro  $f_{50}$ .

4. Repetir la medida con el maniquí situado a 90° en aquellos EPIDs cuyo tamaño de píxel no sea cuadrado o que no sean sistemas isotrópicos. En caso de sistemas no isotrópicos es necesaria una caracterización de la resolución espacial en las dos direcciones perpendiculares del plano de imagen.
5. Repetir la medida a todas las energías del acelerador.

#### **11.4.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Posicionamiento del maniquí de barras.
- Espaciado de los distintos patrones del maniquí.

#### **11.4.3-P0(D) Periodicidad**

- Semestral.

#### **11.4.3-P1 Resolución espacial: cálculo del MTF a partir de la función de dispersión de borde**

Un segundo método para el cálculo de la resolución espacial consiste en la obtención de la MTF a partir de la función de dispersión de borde, (*edge spread function*, ESF) [14].

#### **11.4.3-P1(A) Material**

- Bloque de aluminio (u otro metal) de 1 o 1,5 cm de espesor.

#### **11.4.3-P1(B) Método**

1. Colocar el bloque en el isocentro, con un extremo en el medio del campo de luz de forma que quede perpendicular al plano de imagen.
2. Adquirir una imagen a un número de UM (dentro del rango de uso clínico) o en un modo de adquisición preestablecido.
3. Calcular el valor de la frecuencia espacial sobre la imagen:
4. Se obtiene el perfil del borde; la derivada de este perfil es la función de dispersión lineal, la LSF. Se calcula su transformada de Fourier unidimensional, que, una vez normalizada, es la función

de transferencia de modulación del sistema. La resolución espacial será el valor de la frecuencia espacial (pares de líneas por milímetro) al 50 %, obtenido por interpolación lineal.

5. Repetir la medida orientando el bloque de forma perpendicular a la posición anterior.
6. Repetir estas medidas a todas las energías del acelerador.

#### 11.4.3-P1(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Posicionamiento del bloque metálico.

#### 11.4.3-P1(D) Periodicidad

- Semestral.

**Nota:** En los dos procedimientos anteriores se ha calculado la resolución espacial en ambos ejes, procedimiento no necesario en caso de EPID con píxeles cuadrados y homogéneos. En sistemas radiológicos estos cálculos se hacen con el maniquí girado un pequeño ángulo respecto a la dirección perpendicular, para evitar artefactos por “aliasing” (traslación errónea de un espectro frecuencial fuera de rango dado por la frecuencia de corte). En caso de aparecer estos efectos, es necesario realizar la medida con el maniquí según este método [6].

Valores orientativos para el parámetro $f_{50}$					
Energía de haz	A-Si Siemens	AS-500 Varian	Portal Vision Varian	Beamview Siemens	Philips SRI-100
6 MV	0,41	0,39	0,25	0,20	0,18
18 MV	0,29	0,31	0,16	0,18	-

**Tabla 3.** Valores típicos del parámetro  $f_{50}$ .

(EPID Workshop, Bruselas 2000). Referenciado en [www.ucsf.edu/jpouliot/Pages/ConeBeam/DetectorDevelopment.htm](http://www.ucsf.edu/jpouliot/Pages/ConeBeam/DetectorDevelopment.htm). Otras referencias son [12,14] para el Beamview de Siemens, y [15] para AS-500 de Varian.

#### 11.4.3-P2 Contraste – resolución: Estudio cualitativo.

Es posible medir el contraste del sistema, conjuntamente con la resolución, de forma cualitativa.

### 11.4.3-P2(A) Material

- Maniquí Las Vegas.

El maniquí Las Vegas es un bloque de aluminio con agujeros de distintos anchos y profundidades, que representan puntos de referencia para resolución espacial y de contraste. Típicamente, son visibles los 17 agujeros en negro de la Fig. 8; además, la mayoría de los EPIDs resuelven los indicados con una cruz, y los AMPFIs deben resolver todos los agujeros [1]. Los maniquíes Las Vegas son distribuidos por los suministradores de sistemas de imagen portal.

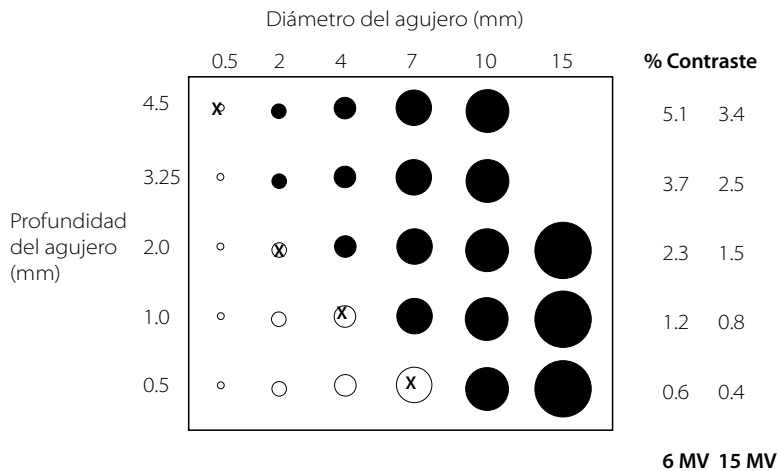


Fig. 8. Maniquí de aluminio Las Vegas.

### 11.4.3-P2(B) Método

1. Colocar el maniquí sobre la mesa de tratamiento, en el isocentro.
2. Obtener una imagen del maniquí, a las energías disponibles del acelerador, tasa de dosis y modo de adquisición, según el rango de uso clínico, y a un número de UM (o modo de adquisición) preestablecido.
3. Comparar la visibilidad de los agujeros con la correspondiente a la de las imágenes validadas en las verificaciones de aceptación del EPID.



#### **11.4.3-P2(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Borrosidad de la pantalla en donde se analicen las imágenes.

#### **11.4.3-P2(D) Periodicidad**

- Diaria (para una energía y modo de adquisición prefijados).
- Mensual (para todos los casos).

## 11.5. Uniformidad y artefactos

### 11.5.1. Definición y objetivos

Se define la uniformidad de una imagen dada como el mayor valor medio de gris para los cuatro cuadrantes y la zona central de una imagen de campo abierto entre el valor medio de toda la imagen, en tanto por ciento. Por otro lado, en las imágenes clínicas pueden aparecer artefactos tales como barras, líneas, burbujas en las cámaras de ionización líquida, franjas debidas a fluctuaciones por falta de sincronización en los pulsos, etc. La uniformidad de un sistema de imagen permite asegurar que la distribución de un cierto objeto se reproduce sin distorsiones ni artefactos debido al proceso de creación de imagen, por lo que ha de ser medida para mantener un valor aceptable de la misma para el sistema de imagen portal.

Hay que tener en cuenta que el valor de gris obtenido en las imágenes depende del tipo de EPID (y el modo de adquisición), así como del número de unidades monitor. Por tanto, ha de establecerse previamente el número de UM para la adquisición de imágenes, basándose en el rango de uso clínico o en el utilizado al determinar el estado de referencia del sistema.

### 11.5.2. Tolerancia

- 3 veces la incertidumbre (calculada como la desviación típica relativa  $-\%$  en una serie de medidas para el estado de referencia del sistema). Ver introducción de este capítulo.
- Reproducibilidad (cualitativo) [11]

### 11.5.3. Procedimiento de medida

#### 11.5.3-P0 Estudio de la uniformidad y artefactos

##### 11.5.3-P0(A) Material

- Software de análisis de imagen.
- Maniquí o planchas de PMMA. El uso de maniquí es opcional, según se haya utilizado o no en la calibración durante el ERI.

### **11.5.3-P0(B) Método**

- 1.** Adquirir una imagen de campo abierto (con o sin el maniquí), a un número de unidades monitor (o modo de adquisición) preestablecido.
- 2.** Calcular el valor medio de niveles de gris de la imagen para cinco zonas: los cuatro cuadrantes de la imagen y la zona central, de igual tamaño que los cuadrantes (1/4 del tamaño total de la imagen).
- 3.** Calcular la uniformidad, que será el mayor valor medio de los anteriores, entre el valor medio de gris de la imagen completa, en tanto por ciento [17,18].
- 4.** Repetir para cada una de las energías nominales, tasa de dosis y modo de adquisición del acelerador (dentro del rango clínico).
- 5.** A partir de la misma imagen adquirida, variar el contraste y el brillo con las herramientas del sistema, en el propio monitor, analizando la imagen en la zona central y los cuadrantes.
- 6.** Verificar de forma cualitativa la no existencia de artefactos en la imagen.

### **11.5.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Borrosidad del sistema.

### **11.5.3-P0(D) Periodicidad**

- Mensual.

## 11.6. Distorsión y escalas geométricas

### 11.6.1. Definición y objetivos

La distorsión geométrica es una de las causas de la degradación de la imagen y aparece en sistemas de imagen en general al no preservarse una relación geométrica simple entre los datos adquiridos y el objeto a investigar.

La distorsión es una aberración óptica causada porque la magnificación transversal sea función de la distancia de la imagen al eje central, y puede ser positiva (distorsión en corsé) o negativa, denominada distorsión de barril. En este último caso el efecto visible es que las distancias en la periferia de la imagen son mayores que en la zona central, causando un abombamiento global de la imagen.

Los sistemas que utilizan una cámara de vídeo analógica son susceptibles a distorsiones por variaciones en el campo magnético y pueden depender del ángulo del brazo. Igualmente, un desplazamiento o curvado de los espejos pueden causar distorsiones geométricas.

En las medidas de distorsión geométrica es posible y necesario cuantificar las escalas de tamaño de píxel a milímetro en el plano de la imagen, puesto que estas escalas no son conocidas en todos los EPIDs, y son necesarias para medidas cuantitativas de los errores de posicionamiento.

Por tanto, es necesario mantener el nivel de calidad de imagen y conocer el tamaño de píxel en la imagen a la hora de utilizar herramientas de medida vía software sobre las imágenes clínicas.

### 11.6.2. Tolerancia

- Reproducibilidad [1-2].
- 0,1 mm para las escalas (aproximadamente un 20 % del tamaño de píxel en isocentro) [2].

### 11.6.3. Procedimiento de medida

#### 11.6.3-P0 Estudio de la distorsión y escalas geométricas

##### 11.6.3-P0(A) Material

- Maniquí mecánico simple.

Este tipo de maniqués los proporciona la propia casa comercial o son fáciles de fabricar, consistentes básicamente en una rejilla metálica o una red de marcas fiduciales radio opacas (esferas, hilos) de un tamaño suficiente como para cubrir el detector.

##### 11.6.3-P0(B) Método

1. Colocar el maniquí en el isocentro.
2. Adquirir imágenes de campo abierto, para las cuatro posiciones principales del giro del brazo ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$ ), a un número de unidades monitor (o modo de adquisición) preestablecido, de forma que el maniquí sea perfectamente visible.
3. Verificar, de forma cualitativa, que las marcas del maniquí no aparecen combadas o con cualquier otro tipo de distorsión.
4. En la imagen obtenida, medir en píxeles el tamaño conocido de los espaciados del maniquí utilizado, obteniendo así la escala de píxel a milímetro.

##### 11.6.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre

- Posicionamiento del maniquí.
- Borrosidad de la imagen.
- Determinación del centro de las marcas del maniquí en la imagen para medir los espaciados.

##### 11.6.3-P0(D) Periodicidad

- Semestral.

## 11.7. Ruido

### 11.7.1. Definición y objetivos

Los sistemas de imagen reales introducen una componente estocástica, ruido, a los datos adquiridos. La incertidumbre que este hecho representa puede provenir de limitaciones de física fundamental, como las fluctuaciones estadísticas en el flujo del haz de fotones, o de factores instrumentales, como la detección incompleta de la señal disponible o el ruido electrónico o térmico en la parte detectora del sistema. Igualmente, la óptica del sistema de adquisición influye en la existencia de ruido. Debido a su naturaleza aleatoria, la presencia de ruido limita fundamentalmente el grado con el que se puede recuperar información del objeto a través de la imagen adquirida, por lo que es necesaria su medida y control para preservar la calidad de imagen del dispositivo.

La medida más sencilla del ruido de salida del sistema es el cálculo de la varianza de la intensidad sobre la imagen de un objeto uniforme. Sin embargo, esta medida no especifica la correlación espacial del ruido, correlación muy importante al ser una de las causas principales de la degradación irreversible de la imagen. La correlación espacial del ruido se caracteriza mediante su espectro Wiener, que mide la potencia del ruido en función de la frecuencia espacial, y se deriva del análisis de Fourier de un patrón de ruido aleatorio. Sus unidades son de área.

Por otro lado, esta medida no da una idea directa de la calidad de imagen del dispositivo en relación con el ruido, para lo que habrá que referirse a la relación contraste – ruido presentada más adelante.

Al igual que en la medida de uniformidad, tanto el valor de referencia como el número de UM para las imágenes han de establecerse para cada EPID, dentro del rango de uso clínico o del utilizado al determinar el estado de referencia del sistema o como un modo de adquisición prefijado.

### **11.7.2. Tolerancia**

- 3 veces la incertidumbre (calculada como la desviación típica relativa -%- en una serie de medidas para el estado de referencia del sistema; en relación con la uniformidad del sistema). Ver la introducción de este capítulo.

### **11.7.3. Procedimiento de medida**

#### **11.7.3-P0 Estudio del nivel de ruido**

##### **11.7.3-P0(A) Material**

- No es necesario ningún material específico.

##### **11.7.3-P0(B) Método**

1. Obtener de una imagen de campo abierto a un número preestablecido de unidades monitor (o modo de adquisición) dentro del rango clínico.
2. Calcular la varianza de la intensidad de una región de interés de la imagen. Esta región de interés estará a 2 cm de los bordes de la imagen completa, para evitar efectos de borde.
3. Repetir la medida para las distintas energías nominales, tasa de dosis y modo de adquisición del acelerador (dentro del rango clínico).

##### **11.7.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- La incertidumbre aquí es la propia medida de interés.

##### **11.7.3-P0(D) Periodicidad**

- Mensual.

## 11.8. Relación contraste – ruido

### 11.8.1. Definición y objetivos

La relación contraste – ruido (*contrast to noise ratio, CNR*, [12]) es una medida objetiva y cuantitativa para comprobar el funcionamiento del sistema de imagen portal. Dada la imagen de un cierto objeto, se obtienen valores relativos del contraste como la diferencia entre la señal media del objeto y la señal media del fondo que rodea al objeto, normalizada por esta última. Es decir:

$$C = (\phi_{\text{fondo}} - \phi_{\text{objeto}}) / \phi_{\text{fondo}}$$

El valor de  $C$  en esta ecuación es siempre positivo, ya que la señal en la región de fondo es mayor que la correspondiente al objeto en cuestión. En la zona del fondo, con una exposición nominal uniforme, el valor medio de la señal es  $\phi_{\text{fondo}}$  y la desviación estándar medida es  $\sigma$ . El nivel de ruido relativo,  $N$ , viene dado por:

$$N = \sigma / \phi_{\text{fondo}}$$

Finalmente, el cociente contraste – ruido, CNR, se obtiene dividiendo el contraste medio entre el ruido correspondiente, obteniendo:

$$CNR = (\phi_{\text{fondo}} - \phi_{\text{objeto}}) / \sigma$$

Por tanto, el CNR, es el cociente entre el contraste de la imagen respecto a las fluctuaciones aleatorias sobre el valor de la señal media del fondo, ambos medidos utilizando la misma escala. Esta ecuación es independiente del tamaño del objeto, y no predice el funcionamiento del sistema de imagen para la “detección” de este tipo de objetos en un fondo uniforme. Los cambios relativos en el valor del CNR son los que representan cuantitativamente el rendimiento o degradación del sistema a lo largo del tiempo.



Esta medida es una forma de cuantificar la relación contraste – ruido y no meramente un análisis cualitativo como la realizada con el maniquí Las Vegas.

El número de unidades monitor con el que se realizan las medidas tiene que fijarse dentro del rango de uso clínico (como en los apartados de uniformidad y ruido), debido a que la medida de contraste buscada ha de corresponder a la propia utilización del sistema.

### **11.8.2. Tolerancia**

- 3 veces la incertidumbre (calculada como la desviación típica relativa -%- en una serie de medidas para el estado de referencia del sistema; en relación con la uniformidad del sistema). Ver la introducción de este capítulo.

### **11.8.3. Procedimiento de medida**

#### **11.8.3-P0 Estudio de la relación Contraste-Ruido**

##### **11.8.3-P0(A) Material**

- Objeto uniforme (por ejemplo, un bloque metálico como en el apartado EPID.5-P2.
- Software de análisis de imagen.

##### **11.8.3-P0(B) Método**

1. Colocar el bloque en el isocentro, de forma que la imagen se divida en dos zonas, una correspondiente al objeto y otra al fondo.
2. Adquirir una imagen del objeto a un número preestablecido de unidades monitor (o modo de adquisición) dentro del rango clínico.
3. Sobre la imagen adquirida, definir regiones de interés análogas en las dos zonas. El tamaño de estas zonas ha de estar incluido dentro de los bordes del objeto evitando la zona de penumbra del campo.

4. Calcular el valor medio de la intensidad (niveles de gris) de estas regiones, así como la desviación típica para la zona de fondo (sin el objeto).
5. Calcular el CNR, como el cociente de la diferencia de los valores medios y la desviación típica calculada. Se trata de un valor adimensional.
6. Repetir a las energías restantes, tasa de dosis y modos de adquisición del acelerador, dentro del rango clínico.

#### **11.8.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- No existen fuentes de incertidumbre relevantes.

#### **11.8.3-P0(D) Periodicidad**

- Semestral.

## 11.9. Respuesta del sistema con la dosis

### 11.9.1. Definición y objetivos

Una aplicación importante de los sistemas de imagen portal es su utilización para verificación de dosis a pacientes, esto es, dosimetría portal, en especial en el caso de silicios amorfos, si bien también esta aplicación puede extenderse a otros campos (verificación de compensadores, campos de IMRT). [6-7] Las imágenes producidas por los EPIDs no se pueden convertir directamente en imágenes portal dosimétricas (con una curva de calibración directa), al no ser que los EPIDs sean equivalentes a tejido. Por tanto, la dependencia del EPID con la energía es de gran interés.

El valor medio de gris de los píxeles de una imagen depende tanto de la dosis depositada (número de unidades monitor) como del tamaño de campo utilizado. Por tanto, para considerar una dosimetría portal es necesario medir la relación de estos valores de gris con una dosis portal correspondiente y se esperaría que esta relación fuese lineal, si bien esta linealidad no aparecerá en sistemas portal fluoroscópicos. Las curvas de calibración de niveles de gris y unidades monitor se suelen utilizar en software de dosimetría para imagen portal, sobre todo en EPIDs de silicio amorfo ya que es posible que aparezcan artefactos como el "*ghosting*". El "*ghosting*" es una luminosidad añadida a la imagen, dada por una pérdida de ganancia o una luz remanente entre imágenes sucesivas y que es de relevancia en dosimetría.

### 11.9.2. Tolerancia

- 3 veces la incertidumbre (calculada como la desviación típica relativa -%- en una serie de medidas para el estado de referencia del sistema) respecto al valor de referencia de los coeficientes del ajuste cuando se utilice para dosimetría [8]. Ver la introducción de este capítulo.

### **11.9.3. Procedimiento de medida**

#### **11.9.3-P0 Estudio de la respuesta del sistema con la dosis**

##### **11.9.3-P0(A) Material**

- Software de análisis de imagen.

##### **11.9.3-P0(B) Método**

1. Se adquiere una imagen plana sin haz, de 10 cm x 10 cm. En los sistemas de distancia foco – detector variables, se fija una distancia previamente.
2. Se adquieren imágenes portal (también de 10 cm x 10 cm) para distintos valores de unidades monitor, variando dentro del rango de uso clínico del sistema (este número varía según el tipo de EPID; en la bibliografía al respecto no existe un consenso).
3. Se resta la imagen plana a estas imágenes y se calcula el valor medio de gris. Se realiza una gráfica del número de UM (eje x) frente al nivel de gris correspondiente (eje y). Se realiza el ajuste de estos datos (lineal o el correspondiente según el tipo de EPID).
4. Se repiten estas medidas a las distintas energías nominales del acelerador, así como a un tamaño de campo de 5 cm x 5 cm, realizando el ajuste de la señal normalizada frente al tamaño de campo cuadrado. Los tamaños de campo que aparecen en la bibliografía varían típicamente entre 5 cm x 5 cm y 20 cm x 20 cm, por lo que se toman los valores indicados para contabilizar distintos tamaños de campo en uso clínico.

##### **11.9.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Variaciones de uniformidad del sistema con el tiempo.
- Artefactos como el “ghosting” (luminosidad añadida a la imagen), que aparece en EPIDs de silicio amorfo, dado por una pérdida de ganancia o por una luz remanente entre imágenes sucesivas.

##### **11.9.3-P0(D) Periodicidad**

- Semestral.

## **11.10. Pruebas de hardware y software: Controles del monitor y archivado.**

### **11.10.1. Definición y objetivos**

La comprobación del “*hardware*” y “*software*” involucra diversos chequeos como por ejemplo el control del EPID-acelerador, las conexiones de red, almacenamiento, archivo-recuperación y copiado (incluyendo esquemas de compresión), funciones de seguridad y herramientas de análisis. En el apartado específico de control de calidad del EPID entran los controles del monitor.

Se pretende verificar el correcto funcionamiento del dispositivo electrónico de imagen portal.

### **11.10.2. Tolerancia**

- Funcional [1,2].

### **11.10.3. Procedimiento de medida**

#### **11.10.3-P0 Controles del monitor y archivado**

##### **11.10.3-P0(A) Material**

- No es necesario ningún material específico.

##### **11.10.3-P0(B) Método**

1. Comprobar el monitor en el que se revisan las imágenes.
2. Establecer una focalización óptima, así como un contraste y brillo adecuados para la visualización.

##### **11.10.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- No existen fuentes de incertidumbre relevantes.

##### **11.10.3-P0(D) Periodicidad**

- Mensual.

## **11.11. Pruebas de “hardware” y “software”: Herramientas de medida sobre las imágenes y de verificación de posicionamiento.**

### **11.11.1. Definición y objetivos**

Si se pretende utilizar un EPID para evaluación cuantitativa de posicionamiento de pacientes, han de incluirse medidas de errores de posición conocidos, medidas que han de separar los resultados para campo de radiación y para la localización de un maniquí en dicho campo. Igualmente, han de contabilizarse los efectos del procesado de imagen (como realce de imágenes y detección de bordes), ya que pueden afectar a los resultados cuantitativos de desviaciones.

Existen dos posibilidades de realizar un test de estas características: una transformada nula entre dos imágenes idénticas o reproducción de una transformación conocida, utilizando una imagen de referencia de un maniquí. En la primera se mide el error de posicionamiento que proporciona el software de medida, y en la segunda se compara la transformación medida con la esperada.

### **11.11.2. Tolerancia**

- 3 mm, 2° [1].

### **11.11.3. Procedimiento de medida**

#### **11.11.3-P0 Herramientas de medida sobre imágenes y verificación del posicionamiento.**

##### **11.11.3-P0(A) Material**

- Maniquí mecánico similar al del apartado EPID.7-P0.

##### **11.11.3-P0(B) Método**

1. Colocar el maniquí en el isocentro.
2. Adquirir imágenes a un número de unidades monitor (o modo de adquisición) preestablecido de forma que el maniquí se visua-

lice perfectamente, en direcciones perpendiculares en el plano de imagen. Repetir las imágenes (transformada nula).

3. Mover el maniquí (o la mesa de tratamiento) distancias conocidas y repetir las imágenes.
4. Estimar las distancias obtenidas de las imágenes con las distancias reales, en varias posiciones en el plano de imagen.
5. Comprobar la exactitud de las herramientas del software de posicionamiento, comparando tanto el desplazamiento nulo como los desplazamientos reales con los obtenidos mediante el propio software.

#### **11.11.3-P0(C) Principales fuentes de incertidumbre**

- Posicionamiento y desplazamientos del maniquí.
- Posicionamiento de la mesa de tratamiento.

#### **11.11.3-P0(D) Periodicidad**

- Semestral.

Sistemas electrónicos de imagen portal EPID			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Pruebas de seguridad e integridad: estabilidad e integridad del EPID	11.1.3-P0	Diaria	Funcional
Pruebas mecánicas: Estudio del posicionamiento en el plano de imagen	11.2.3-P0	Mensual	2 mm
Pruebas mecánicas: Estudio del posicionamiento perpendicular al plano de imagen	11.3.3-P0	Semestral	3-8 mm (1.5°)
Evaluación cualitativa del posicionamiento perpendicular al plano de la imagen	P1	Mensual	
Verificación del posicionamiento perpendicular al plano de la imagen mediante la distancia EPID – base del sistema de colimación	P2	Mensual	
Pruebas de calidad de imagen. Resolución espacial: Cálculo del MTF a partir del patrón de barras.	11.4.3-P0	Anual / Semestral	Ver texto
Resolución espacial: Cálculo del MTF a partir de la función de dispersión de borde.	P1	Semestral	
Contraste – resolución. Estudio cualitativo.	P2	Diaria (una energía y modo de adquisición) Mensual (todos los casos)	
Estudio de la uniformidad y artefactos	11.5.3-P0	Mensual	Ver texto
Distorsión y escalas geométricas	11.6.3-P0	Semestral	0,1 mm + reproducibilidad
Estudio del nivel de ruido	11.7.3-P0	Mensual	Ver texto
Relación contraste-ruido	11.8.3-P0	Semestral	Ver texto
Respuesta del sistema con la dosis	11.9.3-P0	Semestral	Ver texto
Pruebas de "hardware" y "software": controles de monitor y archivado	11.10.3-P0	Mensual	Funcional
Herramientas de medida sobre las imágenes y de verificación de posicionamiento	11.11.3-P0	Semestral	3 mm, 2°



## Referencias

- [1] M. G. Herman, J. M. Balter, D. A. Jaffray, K. P. McGee, P. Munro, S. Shalev, M. Van Herk and J. W. Wong. "Clinical use of electronic portal imaging: report of AAPM radiation therapy committee task group 58", *Med. Phys.* 28 (712-737), 2001.
- [2] C. Arsenault, J. P. Bissonnette, P. Dunscombe, H. Jonhson, G. Mawko, J. Seuntjens. "CAPCA Quality Control Standars: EPID", February 2004.
- [3] V. G. M. Althof, J. C. J. de Boer, H. Huizenga, J. C. Stroom, A. G. Visser, B. N. Swanenburg. "Physical characteristics of a commercial electronic portal imaging device", *Med. Phys.* 23 (1845-1855), 1996.
- [4] K. A. Langmack, "Portal Imaging", *The British Journal of Radiology* 74 (789-804), 2001.
- [5] L. E. Antonuk (topical review) "Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research", *Phys. Med. Biol.* 47 (R31-R65), 2002.
- [6] B. J. M. Heijmen, K. L. Pasma, M. Kroonwijk, V. G. M. Althof, J. C. J. de Boer, A. G. Visser, H. Huizenga. "Portal dose measurement in radiotherapy using an electronic portal imaging device (EPID)", *Phys. Med. Biol.* 40 (1943-1955), 1995.
- [7] H. Parsaei, E. El-Khatib, R. Rajapakshe. "The use of an electronic portal imaging system to measure portal dose and portal dose profiles", *Med. Phys.* 25 (1903-1909), 1998.
- [8] P. Winkler, A. Hefner, D. Georg. "Dose-response characteristics of an amorfous silicon EPID", *Med. Phys.* 32 (3095-3105), 2005.
- [9] J. Calvo-Ortega, A. Eraso-Urien, J. Casals, L. Garrido. "Isocenter alignment verification using an electronic portal imaging device (EPID) for a micromultileaf-based radiosurgery system", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 66 (S625), 2006.
- [10] J. I. Prisciandaro, M. G. Herman, J. J. Kruse. "Utilizing an electronic portal imaging device to monitor light and radiation field congruence", *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 4 (315-320), 2003.

- [11] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE (IPEM), "Physics aspects of quality control in radiotherapy", IPEM Report 81, edited by Mayles, W.P.M., Lake, R., McKenzie, A., Macaulay, E.M., Morgan, H.M., Jordan, T.J. and Powley, S.K, IPEM, York, United Kingdom (1999).
- [12] R. Rajapakshe, K. Luchka, S. Shalev. "A quality control test for electronic portal imaging devices", Med. Phys. 23 (1237-1244), 1996.
- [13] Technical Note 4a: "Parametric analysis of image unsharpness", PipsPRO systems.
- [14] L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, J. Pardo, J. Pena, R. Lobato, J. Mosquera, M. Pombar, J. Sendón, F. Ledo, A. Yáñez. "Blurring and MTF determination of a radiotherapy EPID". NSS-MIC Conference 2004, Rome.
- [15] G. V. Menon, R. S. Sloboda. "Quality assurance measurements of a-si epid performance", Med. Dos. 29 issue 1 (11-17), 2004.
- [16] R. T. Droege, R. L. Morin. "A practical method to measure the MTF of CT scanners", Med. Phys. 9 (758-760), 1982.
- [17] ICRU Report 54, "Medical Imaging – The Assessment of Image Quality".
- [18] Norma Internacional CEI 60976, "Equipos electromédicos, Aceleradores de electrones para uso médico, Características funcionales".

## Apéndice 1

### Glosario de términos

---

**Alcance con la aproximación de frenado continuo** Alcance de una partícula cargada en un medio material cuando pierde la energía de una forma gradual y a un ritmo dictado por el poder de frenado. Para electrones y para medios de bajo número atómico, el alcance, así definido, es comparable con la profundidad de máxima penetración. Se abrevia designándolo alcance csda.

---

**Alcance medio** Valor medio del alcance de un grupo de partículas de la misma energía y naturaleza.

---

**Alcance práctico** Para un haz de electrones y atendiendo a la curva de dosis absorbida en profundidad en un material como el agua, se define como la profundidad de agua donde la tangente a la porción recta del tramo descendente de la curva, corta a la prolongación del fondo de radiación de frenado. Para un haz de protones, como la profundidad de agua donde pasado el pico de Bragg extendido, la dosis absorbida cae a un 10% de su valor máximo. Se designa, en ambos casos, mediante RP y se expresa en  $\text{g cm}^{-2}$ .

---

**Alcance residual** Usado para especificar la calidad de un haz de protones, se define en una profundidad,  $z$ , de agua como la diferencia entre el alcance práctico,  $R_p$ , y la profundidad  $z$ , ambos expresados en  $\text{g cm}^{-2}$ . Obsérvese que con haces de protones la calidad del haz depende de la profundidad en donde se mida. Se designa mediante  $R_{res}$ .

---

<b>Anchura a la mitad del máximo (FWHM)</b>	Anchura del perfil en la mitad del máximo, sobre un perfil de dosis absorbida medido en un plano perpendicular al eje del haz y normalizado a la dosis absorbida recibida en el eje. En otras palabras, distancia entre dos puntos situados a ambos lados del eje, que reciben el 50% de la dosis absorbida en él.
<b>Área de exploración</b>	En densitometría óptica, tamaño mínimo de la imagen que es capaz de resolver la máscara de entrada de un densitómetro.
<b>Artefacto</b>	Término utilizado para indicar cualquier distorsión percibida al observar o medir y cualquier otro error causado por un instrumento, lo que puede provocar una mala interpretación o proporcionar resultados erróneos. Más específicamente y al caracterizar sistemas electrónicos de imagen portal, traslación errónea de un espectro de frecuencias fuera del rango determinado por la frecuencia de corte.
<b>Bobinas focalizadoras</b>	A lo largo de la sección de aceleración, el haz de electrones puede no estar correctamente focalizado, para corregirlo se colocan alrededor de dicha sección unas bobinas por las que circula corriente continua, éstas crean un campo magnético capaz de producir dicha corrección.
<b>Brazo</b>	Soporte en cuyo interior se ubica la sección aceleración, el cañón de electrones y distintos elementos auxiliares como la bomba de vacío. Puede girar entorno a un eje de rotación isocéntrico.
<b>Cabezal</b>	Mecanismo fijado a la parte final del brazo, contiene distintos dispositivos asociados al sistema de colimación y monitorización del haz de radiación.
<b>Calidad</b>	Conjunto de características de un proceso que le confiere la aptitud para satisfacer las necesidades establecidas.
<b>Calidad del haz de radiación</b>	Caracterización de un haz de radiación con fines dosimétricos.

<b>Cámara monitora</b>	Cámara de ionización abierta al aire atmosférico, que se sitúa fuera del eje del haz pero dentro de su influencia y cuya misión es combatir la falta de estabilidad del haz en intervalos cortos de tiempo. Se consigue refiriendo las lecturas de la cámara principal, obtenidas en intervalos sucesivos, a la unidad de lectura de la cámara monitora.
<b>Cámara no sumergible en agua</b>	Cámara de ionización cuyo método de construcción y elección de materiales, no permiten su uso en el interior de un maniquí de agua.
<b>Cámara impermeable</b>	En una cámara de ionización, envoltura acomodada a las dimensiones de la cámara que le hace estanca al agua. Fabricada de un material equivalente al agua, su espesor no debe influenciar la medida y su holgura en la cámara debe ser suficiente para que el aire de la cámara se equilibre rápidamente con la presión atmosférica.
<b>Campo luminoso</b>	Simulación luminosa del haz creada por el foco luminoso.
<b>Cañón de electrones</b>	Recipiente cerrado con alto grado de vacío donde se localiza el filamento o cátodo, el cual se pone incandescente al ser alimentado por un generador de corriente. En frente se ubica una rejilla que actúa de ánodo, se establece entre cátodo y ánodo un flujo pulsado de electrones que puede alcanzar una energía de unos 25 KeV.
<b>Coefficiente de calibración en unidades de dosis absorbida en agua</b>	Coefficiente de calibración cuando la magnitud de interés en el proceso de calibración, es la dosis absorbida en agua.
<b>Colimación primaria</b>	El colimador primario, utilizado además como blindaje, define el mayor campo circular disponible y consiste en un bloque de tungsteno en el que se ha mecanizado una abertura cónica cuyos extremos se proyectan por un lado en el blanco y por el otro en el filtro aplanador.

---

**Colimación secundaria** El colimador secundario consiste en cuatro bloques móviles de los que dos conforman la mandíbula superior y los otros dos la inferior. Proporcionan campos rectangulares o cuadrados, con lados desde unos pocos milímetros hasta 40 cm en el isocentro. Estos colimadores son capaces de rotar sobre su eje (rotación del colimador) y actualmente incorporan el movimiento independiente de las mandíbulas para la conformación de campos asimétricos.

---

**Colimación terciaria** Además de los colimadores primario y secundario, los haces clínicos de electrones necesitan de aplicadores para la mejor definición de los mismos, que constituyen la colimación terciaria. En esta categoría se pueden incluir también los colimadores multilámina que no sustituyen a una de las mandíbulas de los colimadores secundarios y los bloques de plomos sobre una bandeja acoplada al cabezal para la conformación de campos irregulares.

---

**Colimador** Disposición de material de blindaje diseñada para definir las dimensiones de un haz de radiación.

---

**Colimador multilámina ("multileaf collimator (MLC)")** Dispositivo formado por láminas móviles, dispuestas en pares, que permite la conformación de campos irregulares. Puede sustituir a una de las mandíbulas de los colimadores secundarios o añadirse como un colimador terciario.

---

**Contraste** Medida de la diferencia entre un objeto y lo que lo rodea dentro de una imagen.

---

**Control de calidad** Conjunto de técnicas y actividades de carácter operativo destinadas a mantener o mejorar la calidad. Comprende la vigilancia, evaluación y el mantenimiento en niveles óptimos de todas las características de funcionamiento que se pueden definir, medir y controlar.

---

**Criterios de calidad** Conjunto de reglas y valores de parámetros que sirven para calificar una actuación, un documento o un servicio, como adecuados o inadecuados para el fin que se persigue.

---

---

<b>Cuña dinámica</b> ("dynamic wedge" y "enhanced dynamic wedge")	Nombre comercial de los sistemas de cuña blanda de los aceleradores de Varian Medical Systems. Su característica principal es que produce el mismo gradiente en la tasa de fluencia energética el haz cerrando gradualmente una mandíbula mientras se emite el haz, manteniendo la tasa de dosis absorbida constante.
<b>Cuña física</b>	Pieza angulada de plomo o acero que se coloca en el haz para producir un gradiente en la tasa de fluencia energética de la radiación. Se requiere una intervención manual para colocar la cuña física en el cabezal de la unidad de tratamiento.
<b>Cuña motorizada</b>	Sistema de cuñas empleado por los aceleradores de Elekta A.B. Consiste en el uso de un único filtro de cuña (física) motorizada que se interpone automáticamente en el haz de radiación de forma remota, Dependiendo del tiempo que esté fuera o dentro del haz en un tratamiento simula distintos ángulos de cuña. Este filtro está situado dentro del cabezal del acelerador y es, por tanto, invisible para el operador.
<b>Cuña virtual</b> ("virtual wedge")	Nombre comercial de las cuñas blandas de los aceleradores de Siemens Oncology Care Systems. Su característica principal es que produce el mismo gradiente en la tasa de fluencia energética el haz cerrando gradualmente una mandíbula mientras se emite el haz, utilizando una tasa de dosis absorbida variable.
<b>Curva de isodosis</b>	Línea, usualmente plana, a lo largo de la cual es constante la dosis absorbida en el material de interés.
<b>Distancia fuente-cámara (SCD)</b>	Distancia medida sobre el eje del haz desde la superficie frontal de la fuente y el punto de referencia de la cámara de ionización. En ocasiones, esa distancia se toma desde la fuente virtual puntual. Se designa mediante la sigla DFC.
<b>Distancia fuente-eje (SAD)</b>	Distancia medida sobre el eje del haz desde la superficie frontal de la fuente y el isocentro. En ocasiones, esa distancia se toma desde la fuente virtual puntual. Se designa mediante la sigla DFE.

---

<b>Distancia fuente-isocentro</b>	Sinónimo de distancia fuente-eje
<b>Distancia fuente-superficie (SSD)</b>	Distancia medida sobre el eje del haz desde la superficie frontal de la fuente y la superficie de entrada del objeto irradiado. En ocasiones, esa distancia se toma desde la fuente virtual puntual. Se designa mediante la sigla DFS.
<b>Distancia fuente-piel</b>	Sinónimo de distancia fuente-superficie. Se designa mediante la sigla DFP.
<b>Distribución de dosis en profundidad</b>	Sinónimo de distribución de la dosis absorbida en profundidad.
<b>Distribución de la dosis absorbida en profundidad</b>	Representación de la variación de la dosis absorbida en función de la posición en profundidad a lo largo del eje de un haz y en el interior de un maniquí, de un material de interés, donde incide el haz de radiación.
<b>Dosimetría absoluta</b>	Acciones tendentes a caracterizar un haz de radiación ionizante, midiendo la dosis absorbida en un medio dado u otra magnitud dosimétrica, en el punto de calibración y con la menor incertidumbre posible. El calificativo de dosimetría está actualmente en desuso.
<b>Dosimetría relativa</b>	Acciones tendentes a medir la variación de la dosis absorbida en un medio o de otra magnitud dosimétrica, en función de la posición en una zona cualquiera del medio irradiado.
<b>Dosis a la entrada</b>	Sinónimo de dosis en superficie
<b>Dosis a la salida</b>	Es la dosis absorbida en el punto en el que el eje del haz sale del paciente. Dado que en dicho punto no se recibe radiación dispersa desde la región distal fuera del paciente, la dosis absorbida será menor que la predicha por la distribución de dosis en profundidad.
<b>Dosis absorbida (en un material)</b>	Energía impartida media por unidad de masa del material irradiado. Es necesario especificar el material.



---

**Dosis en superficie; dosis en piel** Dosis absorbida que suministra un haz de radiación en un punto de interés, colocado en la superficie de un paciente o de un maniquí del material irradiado. En terapia con haces múltiples, la dosis absorbida en la piel puede aumentar al sumarse a ella la dosis a la salida de otro haz.

---

**Eficiencia de colección** Para una cámara de ionización con una tensión de colección dada y para un determinado campo de radiación, razón entre la corriente de ionización medida y la corriente de saturación correspondiente.

---

**Eje del haz de radiación** Para un haz de radiación simétrico, la línea que atraviesa el centro del foco de radiación y el centro del campo de radiación limitado por el sistema de colimación.

---

**Enclavamientos (“interlocks”)** En general, medio de prevenir o finalizar una operación a menos que se cumplan ciertas condiciones predeterminadas. En una unidad generadora de radiación con fines terapéuticos, cadena de vigilancia encargada de mantener dentro de unos niveles de tolerancia, fijados previamente, las distintas variables y sistemas sobre las que se sustenta el funcionamiento correcto de la unidad..

---

**Energía nominal** Valor de energía empleado para la identificación administrativa del haz terapéutico. En general este valor representa el valor medio o más probable de la distribución energética en el isocentro de la unidad, si bien depende del fabricante. En cualquier caso se trata de un valor cualitativo aproximado y no puede ser empleado en evaluaciones cuantitativas de ningún tipo.

---

**Equipo de chequeo diario** Instrumento de medida constituido por una o más cámaras de ionización integradas en una estructura que actúa como maniquí que posee un conector de salida para transmitir la señal de cada una de ellas a un dispositivo de lectura. Por sus características y dimensiones resulta un dispositivo muy sencillo de utilizar y montar, de manera que, aún presentando una precisión algo inferior a otros sistemas, permite una evaluación rápida de determinadas características del haz, entre las cuales figuran habitualmente la tasa de dosis de referencia, y la homogeneidad, simetría y calidad del haz.

---

<b>Equipo de imágenes portales electrónico (EPID)</b>	Equipo que consiste en uno o más detectores de radiación y electrónica asociada, que permite que las estructuras anatómicas de un paciente, se puedan ver en una pantalla, como si fuera una radiografía digital, usando el haz del acelerador como fuente de radiación.
<b>Escalada de dosis</b>	Aumento en la prescripción y suministro de la dosis absorbida, posible con las últimas técnicas de conformación, al permitir proteger más eficazmente los órganos de riesgo, limitantes en la mayoría de las ocasiones de la prescripción en el volumen blanco.
<b>Escáner de películas</b>	Dispositivo capaz de registrar una placa radiográfica y crear un archivo de imagen con la información del oscurecimiento de cada píxel
<b>Estados operacionales</b>	Conjunto de etapas consecutivas de obligado cumplimiento, que permitirá la utilización del acelerador desde el estado de apagado hasta la emisión del haz de radiación.
<b>Estativo; brazo (“gantry”)</b>	En una unidad generadora de radiación, parte que soporta el conjunto de la cabeza de irradiación y que permite a ésta, el poder realizar todos los movimientos posibles.
<b>Exactitud</b>	Elipsis por lo general de exactitud de medida
<b>Factor de bandeja</b>	Factor que tiene en cuenta la atenuación del haz de radiación al atravesar la bandeja de sujeción de los bloques de conformación.
<b>Factor de calidad</b>	Magnitud de determinación sencilla que puede ser correlacionada con el índice de calidad y sobre la que se realiza el control estadístico de la calidad del haz. En este documento corresponde con el cociente de lecturas ionométricas (no corregidas) obtenidas a dos profundidades predeterminadas y fijas para cada calidad, próximas a las profundidades de máxima ionización y 50% de ionización de la curva de referencia.
<b>Factor de campo</b>	Cociente entre las lecturas corregidas del electrómetro en un conjunto de condiciones distintas a las de referencia (tamaño de campo y DFS) y las medidas en las condiciones de referencia.

<b>Factor de cuña</b>	Cociente entre la dosis a una determinada profundidad en el eje central del haz con la cuña en el haz y la dosis en las mismas condiciones sin la cuña. Depende de la profundidad y del tamaño del campo.
<b>Factor de puesta en escala</b>	Factor sin dimensiones que aplicado a la profundidad másica de un punto situado en el eje de un haz y en el seno de un maniquí, por lo general, de material plástico, se obtiene para ese mismo haz la profundidad másica del punto correspondiente en un maniquí de agua, donde la fluencia energética o la profundidad de penetración es sensiblemente igual a la que reinaba en el punto del maniquí plástico. Convierte así alcances y profundidades en maniqués plásticos en sus equivalentes en agua.
<b>Factor de salida</b>	Valor de ionización corregido por factores ambientales (si necesario), obtenido para un número de unidades monitor predeterminado y en condiciones de irradiación establecidas. La determinación experimental de este factor es más sencilla que la del coeficiente de calibración, y el valor de ambas magnitudes puede ser correlacionado de forma que el control estadístico del factor de salida sea equivalente al control estadístico del coeficiente de calibración.
<b>Filtro aplanador del haz</b>	Filtro diseñado para hacer que la tasa de fluencia de energía o la tasa de dosis absorbida en un material de interés, sea razonablemente constante en toda la anchura del haz. En general no se puede aplanar por igual un haz a todas las profundidades de un maniquí y, por consiguiente, cada filtro se diseña para conseguir el aplanamiento a la profundidad que se elige para él.
<b>Fluencia de energía</b>	En un punto dado del espacio, energía radiante que entra en una pequeña esfera centrada en ese punto en un intervalo de tiempo dado, dividido por el área del círculo máximo de dicha esfera. Se entiende por energía radiante, la energía de todas las partículas (excluida la de reposo) que se emite, transfiere o recibe.

---

<b>Foco geométrico</b>	Punto situado en el eje de giro del cabezal de una unidad generadora de radiación que permite el cálculo del tamaño de campo a distancias distintas y manteniendo los mismos ángulos de apertura del colimador. En otras palabras, es el punto donde convergen los límites de los campos de radiación (definidos donde se sitúa el 50% de la dosis absorbida en el eje) tomados a diferentes distancias.
<b>Fuente efectiva extensa</b>	En un haz de electrones procedente de un acelerador lineal, fuente no puntual situada a una cierta distancia de la superficie de entrada de un maniquí y que produce la misma distribución de fluencia en energía que el haz real en la superficie de ese maniquí.
<b>Fuente luminosa</b>	Fuente de luz que simula la posición de la fuente de radiación y cuya proyección a través del conjunto colimador debe coincidir con el haz radiante.
<b>Fuente virtual</b>	En un haz de radiación, punto donde parece provenir la radiación. El término "posición de la fuente virtual" se introdujo en dosimetría física con la finalidad de indicar el lugar virtual donde se sitúa esa fuente. En un acelerador lineal, la fuente virtual se sitúa en el eje de giro del cabezal y en las cercanías de la fuente nominal. Su posición permite definir una distancia fuente-superficie efectiva, o lo que es lo mismo una distancia desde la fuente virtual al punto de la distancia fuente-superficie nominal (usualmente el isocentro), permitiendo que en las inmediaciones del isocentro la dosis absorbida responda a la ley del inverso del cuadrado de la distancia.
<b>Fuente virtual puntual</b>	Sinónimo de fuente virtual.
<b>Guía de ondas</b>	Dispositivo donde se conducen las microondas amplificadas desde el Klystron hasta la sección de aceleración.
<b>Haz de radiación</b>	Región espacial limitada en un ángulo sólido que contiene un flujo de radiación ionizante de intensidad especificada, y originado desde una foco de radiación considerado puntual.

---

<b>Homogeneidad</b>	Parámetro dosimétrico que permite evaluar el grado de planitud de los perfiles de dosis dentro de una región de interés.
<b>Imagen fantasma</b>	Expresión utilizada para indicar la existencia sobre una pantalla de una imagen indeseada y superpuesta a la imagen real y deseada. En un sentido más específico puede aparecer como una luminosidad añadida a la imagen, provocada por una pérdida de ganancia del sistema, o como una luz remanente entre imágenes sucesivas. Todo ello es relevante en dosimetría.
<b>Incertidumbre de medida</b>	Parámetro, asociado al resultado de una medición, que caracteriza la dispersión de los valores que podrían razonablemente ser atribuidos al mensurado. Se define mensurando como una magnitud particular sometida a medición.
<b>Índice de calidad</b>	Magnitud representativa de la distribución espectral del haz. Generalmente corresponde a la profundidad a la que se alcanza el valor 50% de la dosis máxima.
<b>Índice de Uniformidad</b>	Razón de las áreas limitadas por la región del 90% y 50% de dosis relativa.
<b>Intensidad modulada dinámica</b>	Modulación de la tasa de fluencia energética que se obtiene al variar la forma del colimador durante la irradiación. Técnica denominada en inglés como "sliding-window".
<b>Intensidad modulada estática</b>	Modulación de la tasa de fluencia energética que se obtiene al variar la forma del colimador entre irradiaciones y no durante la irradiación. Técnica denominada en inglés como "step and shoot".
<b>Isocentro</b>	Muchas unidades generadoras de radiación se construyen para que la fuente de radiación pueda girar alrededor de un eje horizontal, de modo que el eje del colimador se mueva en un plano vertical. El isocentro es la intersección del eje del colimador con el eje de rotación.

---

---

**“Klystron”** Fuente de microondas de alta potencia, su función es amplificar un haz de microondas de baja potencia generado en un dispositivo externo denominado oscilador.

---

**Lámina de acumulación** Lámina de un material de bajo número atómico y equivalente al agua que se sitúa, por lo general, sobre un maniquí de material plástico y de un espesor adecuado para conseguir en el punto de medida, en el eje del haz, un incremento de la acumulación electrónica o en otros casos alcanzar su valor máximo, lo que equivale a disponer de la dosis absorbida máxima.

---

**Lengüeta y ranura (“tongue and groove”)** Denominación de las partes que se refieren a las caras laterales de las láminas de algunos sistemas de colimación multilámina, de modo que la lengüeta de una lámina encaja en la ranura de la lámina contigua. Cuando ambas partes se consideran ensambladas, se dice que el sistema está machiembreado.

---

**Ley del inverso del cuadrado de la distancia** Para una fuente puntual de radiación, emisora de fotones y en el vacío (se supone que no hay interacciones en el aire que rodea la fuente), la tasa de fluencia es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia desde la fuente. Ya que la exposición, el kerma en aire en el seno de aire y la dosis absorbida en una masa muy pequeña de un material (perturbación despreciable de la fluencia) son proporcionales a la fluencia, cabe también aplicar esta ley a estas magnitudes dosimétricas.

---

**“Magnetron”** Dispositivo de geometría cilíndrica con cavidades resonantes que siguen una distribución axial entorno a un eje central que constituye el cátodo. La pared exterior del cilindro hace las funciones de ánodo, al aplicar un intenso campo eléctrico entra cátodo y ánodo los electrones generados por emisión termiónica son acelerados.

---

**Matriz de detectores** Formación de detectores de volumen muy pequeño, de carácter ionométrico o de semiconductor, sobre un material suficientemente equivalente al agua y dispuestos en una fila o en filas y columnas, al modo de los elementos matemáticos de una matriz.

---

---

**Modo de operación** Cadena de actuación en la consola del acelerador que define los distintos niveles de operatividad sobre el acelerador.

---

**Modulador** Dispositivo encargado de suministrar y modular los impulsos de alta tensión al cañón y al Klystron de una forma sincrónica.

---

**Monitor primario** Elemento de la cadena dosimétrica, compuesto por una cadena ionométrica completa, encargado del control principal de la tasa de dosis y la dosis acumulada. Si la tasa de dosis medida por este monitor no toma un valor comprendido en un intervalo de tolerancia preestablecido, el sistema de seguridad interrumpe la irradiación. También se interrumpe la irradiación al alcanzarse el valor de unidades monitor preseleccionado.

---

**Monitor secundario** Elemento de la cadena dosimétrica, compuesto por una cadena ionométrica completa, encargado del control redundante de la tasa de dosis y la dosis acumulada. Para este monitor se preselecciona automáticamente un valor de unidades monitor mayor que el preseleccionado en el monitor primario en un porcentaje predefinido (generalmente el 10%). Si por alguna anomalía el monitor primario no interrumpiera la irradiación al alcanzarse el valor de unidades monitor preseleccionado, lo hará el monitor secundario al alcanzarse el valor de unidades monitor preseleccionado para el mismo.

---

**Monitor de tiempo** Cronómetro redundante en el que se establece automáticamente un tiempo máximo estimado para el suministro de las unidades monitor seleccionadas (generalmente el tiempo nominal necesario para suministrar las unidades monitor del monitor secundario).

---

**Nivel de acción** Límite superior de la variación de un valor o de un nivel de referencia de una característica funcional, dosimétrica o de seguridad de un equipo, sistema o unidad generadora de radiación, que una vez sobrepasado permite asegurar razonablemente que se está en presencia de una anomalía.

---

<b>Nivel digital</b>	Dispositivo que muestra en una pantalla digital la inclinación de uno de sus lados respecto a la horizontal con una precisión del orden de la décima de grado.
<b>Nivel de referencia</b>	Valor de partida que caracteriza las posibilidades funcionales, dosimétricas y de seguridad, de un equipo generador de radiación. Los niveles de referencia se establecen mediante la realización de pruebas de fijación del estado de referencia inicial.
<b>Operador</b>	Personal cualificado que controla el funcionamiento del acelerador a la hora de impartir el tratamiento a los pacientes.
<b>Parámetros del haz de radiación</b>	Cadena de enclavamientos o grados de libertad a seleccionar en el acelerador, que permiten garantizar un haz de radiación según las características prescritas.
<b>Película radiográfica</b>	Lámina con sales de plata que se oscurece al ser radiada. Dentro de un rango de dosis, existe proporcionalidad entre dosis administrada y oscurecimiento.
<b>Penumbra</b>	Zona situada en los límites del haz de radiación y en la cual la tasa de dosis absorbida en el material de interés varía rápidamente en función de la distancia al eje del haz. Se puede definir geométrica y dosimétricamente. La penumbra depende del tamaño de la fuente de radiación o de la mancha focal y del espesor y forma del colimador.
<b>Perfil del campo (de radiación)</b>	Representación de la dosis absorbida en el material de interés o de cualquier otra magnitud dosimétrica, en una sección recta del haz perpendicular al eje del mismo y, por lo general, sobre cualquier recta que pasa por el eje.
<b>Planitud del campo (de radiación)</b>	Característica de un campo de radiación situado en el interior de un maniquí y en una determinada profundidad, relacionada con la desigualdad de la dosis absorbida en el material de interés, en toda la zona plana del campo. En haces de rayos X de alta energía se valora, normalmente, como la razón de la dosis absorbida máxima en cualquier punto del campo y la mínima en la zona plana y a lo largo de un eje del campo (mayores y diagonales).



<b>Plano de referencia</b>	Plano de medida perpendicular al eje central del haz "que contiene" el isocentro.
<b>Poner en escala</b>	Aplicar la relación de profundidades másicas de puntos de aproximadamente la misma fluencia energética o penetración, situados en el eje de un mismo haz pero en maniqués de materiales distintos de interés dosimétrico, por ejemplo de un material plástico y agua.
<b>Porcentaje de dosis en profundidad</b>	Cociente, expresado en tanto por ciento, entre la tasa de dosis absorbida en el material de interés en un punto situado sobre el eje del haz de radiación y la tasa de dosis absorbida en el punto de normalización (o de referencia).
<b>Portabandejas</b>	Dispositivo que, anclado al cabezal, puede alojar las bandejas portadoras de maquetas de conformación.
<b>Procedimiento de medida</b>	Conjunto de operaciones, descritas de forma específica, utilizadas en la ejecución de mediciones particulares según un método descrito.
<b>Profundidad de hemiabsorción</b>	Profundidad en agua (en g/cm <sup>2</sup> ) en la que la dosis absorbida es el 50% del valor de la dosis absorbida máxima, medida con una distancia fuente-superficie SSD constante de 100 cm y un tamaño de campo suficiente para garantizar el equilibrio electrónico lateral.
<b>Profundidad de la dosis máxima</b>	Profundidad en un maniquí, donde se halla el valor máximo de la dosis absorbida en el material de interés sobre el eje del haz de radiación, para un haz único y fijo.
<b>Profundidad de referencia</b>	Para un haz de radiación determinado incidiendo sobre un maniquí de agua, profundidad en g cm <sup>-2</sup> en el eje del haz donde se lleva a cabo la calibración de ese haz y en donde, por lo general, se sitúa el punto de referencia de la cámara. El punto, sobre el eje del haz, situado en la profundidad de referencia coincide con el denominado punto de calibración.

---

**Proyección visual  
del haz**

Herramienta de software que permite la proyección de los ejes de los haces de tratamiento, de los límites de los mismos y de las estructuras delineadas en el paciente sobre un plano de placa virtual, que normalmente se superpone con la correspondiente radiografía digital reconstruida para representar una radiografía de simulación.

---

**Pruebas de  
aceptación**

La compra de unidades de irradiación, de localización y de simulación, sistemas de cálculo dosimétrico y equipos de medida, se realiza mediante la preparación de unas características técnicas específicas, normas de funcionamiento y de seguridad en las que convienen el suministrador del equipamiento y el usuario o comprador. Dentro de esas características técnicas, se incluyen un conjunto de pruebas de aceptación o de conformidad, mediante las cuales el suministrador debe demostrar que el equipamiento cumple satisfactoriamente con todas las características y normas exigidas en el documento de compra.

---

**Puesta en servicio  
("commissioning")**

Realización de un conjunto de pruebas con unas tolerancias especificadas, dictadas normalmente por la autoridad sanitaria pertinente. Esas pruebas, a realizar después de la aceptación del equipo pero antes de su empleo para el tratamiento de pacientes, establecen una serie de medidas a hacer que son la base o fundamento para suministrar el tratamiento prescrito y establecer una base de partida (o estado de referencia inicial (ERI)), que servirá para comprobar periódicamente la estabilidad de ese equipamiento a lo largo de su vida útil, o hasta que se establezca un nuevo estado de referencia con el que se compararán los controles periódicos sucesivos.

---

**Puntera  
("toe")**

En la dirección de la cuña, lado correspondiente a la máxima transmisión (parte más delgada de una cuña física o lado de la mandíbula fija en una cuña blanda). El nombre hace referencia a la forma de la cuña parecida a un pie.

---

<b>Puntero láser</b>	Dispositivo que proyecta planos de luz láser que pasan por los ejes de giro del brazo y del cabezal y que, por tanto, se cruzan en el isocentro.
<b>Punto de normalización (en una curva de dosis en profundidad)</b>	Emplazamiento sobre la curva de dosis en profundidad, en el seno de un maniquí, respecto del cual se normalizan todos los valores de la curva de dosis. Se suele tomar el punto de normalización en el máximo de dicha curva.
<b>Radiación de frenado</b>	Radiación electromagnética emitida al ser acelerada una partícula cargada que penetra en el campo eléctrico de un núcleo atómico.
<b>Razón tejido-maniquí</b>	Cociente entre la dosis (o la tasa de dosis) absorbida en un punto dado en un maniquí y la dosis (o la tasa de dosis) absorbida en el mismo punto del espacio (significa que el punto está a la misma distancia a la fuente y que no se ha modificado la apertura del haz, esto es, el tamaño del campo), pero con la superficie del maniquí desplazada de modo que este punto se sitúe a una profundidad de referencia dada.
<b>Resolución espacial</b>	Medida de la distancia en la que se pueden distinguir dos líneas cercanas en una imagen.
<b>Respuesta</b>	Razón por cociente entre la indicación del conjunto de medición y el valor convencionalmente verdadero del mesurando.
<b>Retículo</b>	Alambres cruzados ortogonalmente que van unidos al sistema de colimación y cuya intersección indica el centro del haz luminoso.
<b>Sección de aceleración</b>	Dispositivo donde se produce la aceleración del paquete de electrones por efecto de las microondas de alta potencia generadas por el Klystron o el Magnetrón.
<b>Simetría del campo de radiación</b>	Característica de un campo de radiación situado en el interior de un maniquí y en una determinada profundidad, relacionada con la desigualdad de la dosis absorbida en el materia de interés, en puntos simétricos respecto de eje del haz de radiación.

<b>Sistema de imagen portal de matriz activa y panel plano</b>	Equipo de imágenes portales, electrónico de matriz activa y de panel plano, frecuentemente de silicio amorfo, y con una respuesta de la señal altamente lineal.
<b>Sistema informático de dosimetría de películas</b>	Programa informático capaz de procesar un archivo de imagen, de manera que se puedan medir distancias, extraer isocontornos (línea que une puntos de igual valor de ennegrecimiento), exportar perfiles (valor de ennegrecimiento en función de la posición), etc...
<b>Sistema de registro y verificación</b>	Herramienta de software para la adquisición de datos e imágenes del paciente y su planificación, para la verificación de su correcto suministro por la unidad de tratamiento y para el registro de todo el proceso.
<b>Talón ("heel")</b>	En dosimetría física y en la dirección de la cuña, lado correspondiente a la mínima transmisión (parte más gruesa de una cuña física o lado opuesto a la mandíbula fija en una cuña dinámica/virtual). El nombre hace referencia a la forma de la cuña parecida a un pie.
<b>Tamaño de campo equivalente</b>	Radio o diámetro de un campo circular, o tamaño de los lados de un campo rectangular que proporcionan la misma distribución de dosis en profundidad que un determinado campo cuadrado.
<b>Tamaño del campo</b>	El tamaño del campo se define en un maniquí, a la profundidad del plano de calibración, cuando este plano se sitúa a la DFS habitual o a la DFE en el caso de técnicas isocéntricas. El tamaño del campo es el área comprendida por la curva de 50% de la dosis absorbida en el punto de calibración. Los valores numéricos del tamaño del campo se dan, para un campo rectangular, como las distancias comprendidas por los límites de la curva de 50% o, en un campo circular, como el diámetro de la curva de 50%.
<b>Tamaño de exploración ("spot size")</b>	En densitometría óptica, la resolución de exploración, es decir, la porción de área de la imagen que se representa por un único valor. Un densitómetro puede disponer de varias resoluciones de exploración, siendo una de ellas la mínima que corresponde a la resolución máxima del densitómetro.

<b>Técnica de irradiación</b>	Conjunto de parámetros específicos que afectan al posicionamiento del paciente y a las características del haz de radiación, y que describen el tipo de tratamiento a impartir.
<b>Telémetro</b>	Dispositivo óptico que proyecta sobre el eje del cabezal la distancia al foco.
<b>Tensión de colección</b>	Tensión que se aplica en una cámara de ionización o en un detector para crear un campo eléctrico entre los electrodos de alta tensión y colector y sea capaz de recoger casi todos los iones formados.
<b>Tolerancia</b>	En un proceso de fabricación o ensayo, definido mediante el valor de una magnitud, es el intervalo de dicha magnitud, establecido mediante criterios objetivos, dentro del cual debe encontrarse el valor verdadero de la magnitud, en tal caso dicho proceso será aceptado como válido.
<b>Transferencia lineal de energía ("linear energy transfer" (LET))</b>	Sinónimo de poder de frenado lineal electrónico (o por colisión) restringido.
<b>Trazabilidad</b>	Propiedad del resultado de una medición o de un patrón, tal que pueda relacionarse con referencias determinadas, generalmente a patrones nacionales o internacionales, por medio de una cadena ininterrumpida de comparaciones teniendo todas las incertidumbres determinadas.
<b>Vallado, cercado ("Picket fence, garden fence")</b>	En un sistema de colimación multilámina, denominación frecuente cuando se trata de verificaciones de las posiciones de las láminas, consistentes en irradiaciones de bandas adyacentes. El término viene de la similitud del resultado con el aspecto de una valla o reja.

## Resumen de siglas y abreviaturas

---

<b>AAPM</b>	<i>"American Association of Physicists in Medicine"</i>
<b>AMPFI</b>	<i>"Active matrix, flat-panel imager"</i> , sistema de imagen portal de matriz activa y flat-panel (frecuentemente silicio amorfo). EPIDs de matriz activa, cuya lectura se realiza con transistores, con una respuesta de señal altamente lineal.
<b>CDV</b>	Cuña dinámica-virtual
<b>CNR</b>	<i>"Contrast to noise ratio"</i> , relación contraste – ruido. Es una medida cuantitativa del cociente entre el contraste y el ruido que presenta un sistema de imagen, y se refiere a la capacidad del sistema de distinguir distintos contrastes de la imagen adquirida y el ruido inherente.
<b>DFC</b>	Distancia fuente-cámara de ionización.
<b>DFD</b>	Distancia fuente-detector.
<b>DFI</b>	Distancia fuente-isocentro.
<b>DFS</b>	Distancia fuente-superficie (referida a la superficie del medio irradiado).
<b><math>d_{\max}</math></b>	Profundidad a la que se obtiene el máximo de dosis absorbida, para una DFS y un tamaño de campo determinados (normalmente DFS =100 cm y un campo de 10x10 cm <sup>2</sup> en la superficie).
<b>EDV</b>	Cuña <i>"dynamic enhanced wedge"</i>
<b>EPID</b>	<i>"Electronic Portal Imaging Device"</i> dispositivo electrónico de imagen portal. Sistema de imagen portal con salida digital y visualización en tiempo real.
<b>ERI</b>	Estado de referencia inicial: valores del conjunto de parámetros funcionales, geométricos, dosimétricos y de seguridad, que deber ser establecidos previamente a la implementación clínica del acelerador.
<b><math>F_E</math></b>	Posición de la fuente efectiva

---

<b><math>F_{TB}</math></b>	Factor de transmisión de bandeja
<b><math>F_{TC}</math></b>	Factor de transmisión de cuña
<b><math>F_V</math></b>	Posición de la fuente virtual
<b>G</b>	Valor de la pendiente de la tangente a la curva de dosis en profundidad para $z = R_{50}$ . Se expresa en %/cm.
<b><math>I_{BR}</math></b>	Isocentro de radiación respecto al giro del brazo
<b><math>I_{CR}</math></b>	Isocentro de radiación respecto al giro del cabezal
<b>IMRT</b>	Terapia mediante modulación de intensidad
<b>IPEM</b>	<i>"The Institute of Physics and Engineering in Medicine"</i>
<b>LIM</b>	Localización del isocentro mecánico
<b>L-R</b>	Coincidencia campo luminoso - campo de radiación.
<b><math>M_1</math></b>	Medida realizada a una profundidad próxima a la del máximo de dosis y empleada para el control estadístico de la calidad y el sistema monitor.
<b><math>M_1^*</math></b>	Valor de $M_1$ corregido por factores ambientales (presión y temperatura).
<b><math>M_2</math></b>	Medida realizada a una profundidad próxima a la del $R_{50}$ y empleada para el control estadístico de la calidad.
<b>MLC</b>	<i>"Multileaf Collimator"</i> , Sistema de Colimación Multilámina
<b>MTF</b>	<i>Modulation transfer function</i> , función de transferencia de la modulación. Valor absoluto de la modulación de salida respecto a la de entrada en un sistema de imagen, siendo la modulación la relación entre la amplitud y el valor medio de una distribución sinusoidal de intensidad. Se suele representar el valor de la MTF normalizado en el espacio de frecuencias, en pares de líneas por milímetro, siendo por tanto un parámetro que caracteriza la resolución del sistema de imagen.
<b>PCC</b>	Programa de Control de Calidad

---

<b>PDD</b>	Porcentaje dosis-profundidad.
<b><math>PDD_{20,10}</math></b>	Cociente de la dosis medida a las profundidades de 20 cm y 10 cm en un maniquí de agua, manteniendo constante la distancia fuente-superficie del maniquí y un tamaño de campo 10x10 cm <sup>2</sup> en superficie.
<b><math>R_1, R_2</math></b>	Cada una de las dos profundidades de medida empleadas en los procedimientos de control de la variabilidad del alcance.
<b><math>R_{50}</math></b>	Profundidad a la que el valor de dosis en el eje de radiación toma valor mitad que el valor máximo de dosis en el eje de radiación. Profundidad de hemiabsorción en agua (en g/cm <sup>2</sup> ), utilizada como índice de calidad del haz para haces de electrones.
<b><math>R_{50,ion}</math></b>	Profundidad a la que el valor de ionización en el eje de radiación toma valor mitad que el valor máximo de ionización en el eje de radiación.
<b><math>S_{m,air}</math></b>	Razón de poderes de frenado entre el medio de medida y el aire de la cámara de ionización.
<b>TPR</b>	Razón tejido maniquí.
<b><math>TPR_{20,10}</math></b>	Cociente de la dosis medida a las profundidades de 20 y 10 cm en un maniquí de agua, manteniendo constante la distancia fuente-detector y un tamaño de campo 10x10 cm <sup>2</sup> en el plano del detector.
<b>UM</b>	Unidad de monitor.
<b>UNE</b>	Una Norma Española, conjunto de normas tecnológicas.
<b>VW</b>	Cuña "virtual wedge"

---



## Apéndice 2

### Aspectos fundamentales en la implantación de programas de control de calidad en aceleradores. Análisis de resultados.

#### Desarrollo e implantación de “Programas de control de calidad”

La Organización Internacional para la Normalización (ISO) define la calidad como: *“El conjunto de características de una entidad o proceso que le confiere la aptitud para satisfacer las necesidades, establecidas e implícitas”.*

En general, un “Programa de control de calidad” debe recoger el conjunto de parámetros que son evaluables. Dicho grupo de parámetros estarán relacionados con determinadas magnitudes mensurables, que llamaremos en general, variables de control, y que necesariamente deberán tener valores bien definidos, junto con sus incertidumbres correctamente determinadas.

El desarrollo e implantación de un “Programa de control de calidad”, tendrá por finalidad el aseguramiento de unos niveles de referencia de calidad, y serán de aplicación sobre un equipo o proceso. Dicho programa debe contemplar una exhaustiva planificación, junto con el estudio y valoración previa de todos los factores que pueden tener un efecto crítico sobre el resultado. Así como, de la cuantificación precisa de las variables control implicadas, con el fin de evaluar si se encuentran dentro del intervalo de tolerancia considerado aceptable.

Toda variable de control posee una cierta variabilidad, resultado de la variabilidad en todos los aspectos implicados en el proceso de medida y evaluación, desde la capacidad del personal implicado en las medidas, el equipamiento utilizado, y el método de evaluación aplicado. Resulta pues imposible, el establecer valores infinitamente

precisos. Durante la aplicación del “Programa de control de calidad”, deberemos establecer la distribución de probabilidad de los resultados obtenidos sobre las medidas individuales o los conjuntos de medidas, a partir de un intervalo temporal o sobre muestras poblacionales de la variable de control.

El desarrollo e implantación de un Programa de Control de Calidad de aceleradores, conlleva la realización de pruebas y la determinación de distintos parámetros geométricos y dosimétricos que permitan el establecimiento del Estado de Referencia Inicial, junto con verificaciones y determinaciones específicas desarrolladas de forma periódica, lo que en total conforma el Programa de Control de Calidad.

### **Análisis de los resultados. Estimación de incertidumbres y niveles de tolerancia**

El objetivo principal en el desarrollo de un Programa de Control de Calidad en Aceleradores, es garantizar que las características físicas, funcionales y de seguridad, a lo largo de la vida útil del equipo, se encuentran dentro de los niveles de referencia establecidos según las tolerancias previstas. La finalidad será participar en el mantenimiento y mejora de unos niveles suficientes de calidad y seguridad en los tratamientos, teniendo en cuenta los niveles de exactitud y precisión clínicamente necesarios.

En general, la completa caracterización de un acelerador para uso médico, conlleva la determinación precisa de un conjunto de parámetros físicos (geométricos, dosimétricos, etc.), lo que implica la medida de distintas magnitudes asociadas.

El término “precisión” se utiliza a menudo de forma ambigua, y éste nunca debe confundirse con la exactitud o la veracidad. En este punto, será oportuno recordar la definición de algunos términos habitualmente utilizados durante la evaluación de resultados asociados a la medida de las distintas magnitudes implicadas [1]:

- Exactitud de medida. Se define como el grado de coincidencia entre el resultado de una medición y un valor verdadero del medido. El concepto de “exactitud” es cualitativo.

- Desviación máxima (o desviación). Se define como la diferencia entre el resultado obtenido en la determinación de una magnitud o medición y un valor convencionalmente verdadero, aceptado como referencia. Se podría decir que es el concepto cuantitativo correspondiente a la "exactitud".
- Precisión. Se define como el grado de coincidencia existente entre resultados independientes de una medición, obtenidos en condiciones estipuladas. Es un concepto cualitativo. El concepto "precisión" no debe utilizarse como "exactitud"
- Repetibilidad, es el grado de coincidencia existente entre los resultados de sucesivos procesos de medida de una magnitud, permaneciendo inalterables las condiciones de medida durante todo el proceso. Se estima a partir de la desviación típica experimental.
- Reproducibilidad es el grado de coincidencia existente entre los resultados de sucesivos procesos de medida de una magnitud, existiendo variaciones en algunas condiciones de medida. Se puede estimar a partir de la desviación típica experimental.

Medir una cantidad de una magnitud es compararla con otra de su misma clase que se adopta como unidad. Este proceso puede realizarse mediante comparación, a partir de patrones y con la ayuda de un instrumento comparador, o por medida directa utilizando un instrumento de medida sobre el mensurando. Además, sobre el resultado final de la magnitud a determinar, influyen determinadas magnitudes. Son las denominadas magnitudes de influencia, es decir aquellas que no constituyendo el objeto de la medida, están presentes durante su realización, por ejemplo: presión, temperatura, pericia del operador, etc.

Lo anterior implica que es imposible conocer el valor exacto del mensurando. Todo valor verdadero es por naturaleza indeterminado. Lo que se hace durante el proceso de medida es determinar un intervalo, dentro del cual se encontrará, con una cierta probabilidad, el valor verdadero del objeto a medir. La semi amplitud de dicho intervalo se denomina incertidumbre de medida. Cuanto menor sea el valor de esta incertidumbre mayor será la calidad de la medida.

El índice de calidad de una medida, se representa mediante un intervalo de la magnitud medida, simétrico respecto al resultado: Resultado  $\pm I$ . La semi-amplitud de dicho intervalo, situado a ambos lados del resultado, representa el conjunto de valores dentro del cual se encuentra el valor "verdadero". La incertidumbre, es el parámetro que caracteriza la dispersión de valores de la magnitud medida, y es el primer índice de la excelencia técnica de una medida. La incertidumbre puede venir dada por una desviación típica, o por el semi-rango de un intervalo con un nivel de confianza dado.

Actualmente, la Guía para la expresión de incertidumbres de medida (2000)[2], clasifica las incertidumbres en dos categorías según su método de evaluación, en incertidumbre de tipo "A" y tipo "B". Ambos métodos de evaluación, se basan en distribuciones de probabilidad, y se cuantifican mediante varianzas o desviaciones típicas [1].

La incertidumbre típica de tipo A, es de carácter objetivo y la varianza estimada  $u_A^2$  se evalúa a partir del análisis estadístico de una serie de medidas repetidas, mediante la denominada varianza estimada estadísticamente  $s^2$ . La incertidumbre de tipo A, puede caracterizarse por desviaciones típicas experimentales  $u(x_i)$ , obtenidas a partir de la raíz cuadrada positiva de  $s^2 = u^2$ .

La incertidumbre típica de tipo B, es de carácter subjetivo y se asigna a parámetros que no son exactamente cuantificables. La varianza estimada  $u_B^2$  se evalúa a partir de información existente extraída de la experiencia. La desviación típica  $u_B$ , raíz cuadrada positiva de  $u_B^2$ , se denomina incertidumbre de tipo B. En un instrumento de medida, entre las posibles fuentes de incertidumbre de tipo B a considerar, estarían las debidas a la resolución del instrumento, y las debidas a su deriva en el tiempo.

En conclusión, la incertidumbre típica de tipo A, se obtiene a partir de una función de densidad de probabilidad derivada de una distribución de frecuencia observada y se asocia con la precisión de la medida. Sin embargo, la incertidumbre típica de tipo B, se obtiene a partir de una función de densidad de probabilidad asumida por la experiencia y en la mayoría de las situaciones, se asocia con la desviación asumida respecto al valor "correcto" [1].

Cuando el resultado de un parámetro cuantificable, se obtiene a partir de los valores de varias magnitudes medidas, la incertidumbre total de dicho resultado se denomina incertidumbre típica combinada  $u_c$ . Se obtiene, utilizando la ley de propagación de incertidumbres y a partir de la raíz cuadrada de la varianza combinada  $u_c^2 = u_A^2 + u_B^2$ .

En algunas aplicaciones comerciales o en documentos con carácter regulador, resulta necesario proporcionar la incertidumbre con un intervalo alrededor del resultado de una magnitud medida ( $y$ ), dentro del cual, se encontrará la mayor parte de la distribución de valores razonablemente atribuidos al mensurando con alto nivel de confianza. Se obtiene así, la denominada incertidumbre expandida  $U$ , calculada al multiplicar la incertidumbre típica combinada  $u_c$  por un factor de cobertura  $k$ ,  $U = k * u_c$ . El resultado de la magnitud medida se expresa en la forma:  $Y = y \pm U$ .

Para el factor de cobertura,  $k$ , habitualmente se usan los valores 2 y 3, según la probabilidad o nivel de confianza requerido en el intervalo. Al redactar el resultado de la magnitud medida, siempre debe especificarse el valor de dicho factor de cobertura.

Habitualmente, en los "Programas de control de calidad", se especifican niveles aceptables de tolerancia para distintos parámetros geométricos y dosimétricos individuales evaluados en los aceleradores, sin considerar, el efecto acumulativo que las desviaciones de dichos parámetros conllevan sobre la incertidumbre combinada, y en consecuencia, sobre la distribución tridimensional de dosis impartida sobre un volumen específico del paciente. Por lo tanto, resulta fundamental el analizar conjuntamente las desviaciones de dichos parámetros, con el fin de estimar su incertidumbre combinada, y estudiar su influencia como una posible fuente sistemática de incertidumbres sobre la dosis impartida a los pacientes.

El estudio del conjunto de parámetros a determinar, se realiza a través de una serie de medidas de las magnitudes asociadas, y el posterior análisis de resultados. El especialista en Radiofísica, deberá concluir si los resultados de las magnitudes medidas se encuentran dentro de la tolerancia ( $T$ ) previamente establecida. El intervalo de variación que representa la tolerancia, será establecido mediante criterios objetivos,

teniendo en cuenta la incertidumbre asociada a las medidas, el método de medida y el equipamiento utilizado.

Tolerancia (T): se define como el intervalo de una magnitud dentro del cual se encontrará el valor verdadero. La tolerancia se expresa de varias formas: por los extremos superior e inferior del intervalo de variación, por la amplitud de dicho intervalo o cuando el intervalo es simétrico alrededor del valor especificado, por la mención de la semi-amplitud.

El resultado de cualquier magnitud viene afectado por una incertidumbre. Si previamente, el intervalo de tolerancia establece la aceptabilidad de dicho resultado, la incertidumbre reduce las posibles variaciones del mismo, ya que son inaceptables situaciones de duda. Este hecho da lugar al concepto de tolerancia efectiva ( $T_{ef}$ ), que se define como el intervalo de tolerancia disminuido en el doble de la incertidumbre,  $T_{ef} = T - 2U$ . En los resultados obtenidos, donde la incertidumbre es despreciable en comparación con la tolerancia, la tolerancia efectiva ( $T_{ef}$ ) será muy próxima a la tolerancia (T) [1].

En la determinación de los distintos parámetros, se establece la recomendación práctica de que la incertidumbre (U) debería ser  $\leq 1/10$  del intervalo de tolerancia (T). Siempre que sea razonablemente posible se tenderá a la situación óptima donde la incertidumbre, que depende de la instrumentación y método de medida utilizados, sea despreciable frente a la tolerancia. Dicha consideración, se tendrá en cuenta especialmente, en las medidas y cálculos realizados durante el establecimiento del "Estado de referencia inicial del acelerador", donde se utilizarán los procedimientos de medida y evaluación más adecuados, junto a la instrumentación de mayor calidad metrológica disponible [3].

Por otro lado, en algunas verificaciones periódicas, se utilizan métodos de medida más sencillos, lo que conlleva la realización de medidas con niveles considerables de incertidumbre, en algunos casos comparables con el intervalo de tolerancia. Las causas de este hecho pueden ser varias: falta de disponibilidad de la instrumentación adecuada, métodos de medida más rápidos y sencillos, instrumentación de medida más conveniente para la frecuencia y tiempo de realización de las pruebas, etc. Estos aspectos, implican mayores dificultades a la hora de discernir resultados aceptables, por lo que para moderar estas situaciones

el “Programa de control de calidad” debe contemplar la “ampliación” de la tolerancia. A este nuevo intervalo ampliado se le denomina nivel de acción [3].

Nivel de acción (A): se define como el límite superior de variación de un valor o nivel de referencia previamente establecido, que afecta a los distintos parámetros funcionales y dosimétricos característicos del acelerador, que una vez sobrepasado permitirá asegurar razonablemente que se está en presencia de una anomalía, y en consecuencia se deberá tomar una decisión [3].

La aplicación del nivel de acción, tendrá en cuenta las incertidumbres de medida asociadas tanto al instrumento, como al método utilizado. Así el nivel de acción se definirá como un intervalo convencionalmente ampliado de la tolerancia (T) que tiene en cuenta las incertidumbres habituales del campo de actuación, y vendrá dado por:  $A = T + 2U$ , en semi-amplitudes  $A/2 = T/2 + U$ . Los valores comprendidos entre  $\pm (T/2 + U)$  se encuentran dentro del nivel de acción y no requerirán la toma de decisiones. Por otro lado, si de forma sistemática se supera el nivel de tolerancia, sin llegar al nivel de acción, la situación debe ser objeto de estudio para determinar las causas de este comportamiento [1].

El “Comité de Dosimetría en Radioterapia” (CDR) de la SEFM, valorando las incertidumbres de distintas magnitudes asociadas a pruebas recogidas en el RD 1566/1998 sobre criterios de calidad en radioterapia, recomendó como acotamiento razonable de la incertidumbre expandida para todas las pruebas, la siguiente  $U(k=2) \leq T/3$ , a excepción de aquellas en las que el semi-intervalo o intervalo de tolerancia para distancias y ángulos fueran de 1mm o 0,5°, donde serían admisibles valores de incertidumbre que no superaran la mitad de la amplitud de tolerancia,  $U(k=2) \leq T/2$  [3].

De acuerdo con las acotaciones descritas de la incertidumbre, el CDR estimó, que la opción más razonable en la elección de nivel de acción para las pruebas en general, sería expandir la tolerancia como máximo 2/3 de su valor. La excepción corresponde a las pruebas de distancias y ángulos, que según lo señalado anteriormente, el intervalo del nivel de acción no debería ser superior al doble del intervalo de tolerancia [3].

Para el conjunto de parámetros analizados, el presente documento recoge las recomendaciones descritas por el CDR y contempladas en el RD 1566/1998 sobre el establecimiento del intervalo de tolerancia, así como, la necesidad de determinar y establecer, por parte del Servicio de Radiofísica, los correspondientes niveles de acción. Estos serán específicos para los distintos parámetros implicados y según las verificaciones periódicas recogidas en el "Programa de control de calidad" de cada acelerador. Se establecerán teniendo en cuenta: la pericia de los profesionales implicados en las medidas, la experiencia propia con el equipamiento y el estudio estadístico de los resultados.



## Referencias

- [1] Brosed, A. y González, A. Curso sobre Metrología y calibración en radiaciones ionizantes y en el área de la radiofísica hospitalaria. Curso de formación continuada de la SEFM. Instituto de estudios de la energía (CIEMAT). Noviembre 2004. Madrid.
- [2] Guía para la expresión de la incertidumbre de medida. 2ª Edición. CEM (2000)
- [3] Real Decreto 1566/1998 de 17 de Julio por el que se establecen los Criterios de Calidad en Radioterapia.



## Apéndice 3

### Relación de verificaciones por parámetros

Condiciones de funcionamiento (CF) y sistemas de seguridad (SS)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Operatividad del acelerador desde el puesto de control	CF 1.1 P0	Anual	Funcional
	P1	Diaria	
Enclavamientos o "interlocks" de seguridad	CF 1.1.2.2. P0	Anual	Funcional
	P1	Diaria	
Enclavamientos o "interlocks" de tratamiento	CF 1.1.2.3. P0	Anual	Funcional
	P1	Diaria	
Sistema de registro, verificación y seguridad de datos	CF 1.1.3 P0	Anual	Funcional
	P1	Mensual	
Operatividad del acelerador desde los controles de sala	CF 1.2 P0	Diaria	Funcional
Pulsadores de parada de emergencia	SS 1.3.1 P0	Semanal	Funcional
Sistema de comunicación audiovisual	SS 1.3.2 P0	Diaria	Funcional
Sistemas de alerta luminosos, acústicos y de radiación	SS 1.3.3 P0	Diaria	Funcional
Verificación de blindajes y radiación de fuga	SS 1.4 P0	Anual	Normativa vigente

Características Mecánicas de la Unidad (MU)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Eje de giro del brazo (mediante barra indicadora, puntero y láminas metálicas)	MU 2.1.3 P0	Semestral	+ 1,0 mm
Verificación mediante barra indicadora y puntero	P1	Mensual	
Eje de giro del colimador (mediante barra indicadora, puntero y láminas metálicas)	MU 2.2.3 P0	Semestral	± 1,0 mm
Verificación mediante proyecciones sobre una plantilla	P1	Mensual	
Indicador luminoso del eje del haz (cruce o retícula)	MU 2.3.3 P0	Mensual	1,5 mm
Verificación de los láseres (mediante análisis dosimétrico de imagen)	MU 2.4.3 P0	Semestral	± 1,0 mm
Verificación mediante las proyecciones sobre un puntero	P1	Diaria	
Escalas angulares: colimador y brazo (mediante nivel y plomada)	MU 2.5.3 P0	Semestral	± 0,5°
Verificación mediante la proyección de un campo a gran distancia	P1	Mensual	
Tamaño del campo luminoso. Definición a DFI y DFS extendidas. Coincidencia con los indicadores	MU 2.6.3 P0	Anual	2,0 mm: <20 cm x 20 cm 1,0%: >20 cm x 20 cm
Verificación para un único giro de brazo y colimador	P1	Mensual	
Verificación de TC para giro de brazo y colimador 0°	P2	Diaria	
Indicador de distancia, telémetro (indicación y linealidad de ID para distintos giros de brazo y colimador)	MU 2.7.3 P0	Anual	2,0 mm: a ±20 cm
Verificación de la indicación y linealidad para una combinación de giro de brazo y colimador	P1	Mensual	4.0 mm: a mayor distancia
Verificación de la indicación y linealidad para giro de brazo y colimador 0°	P2	Diaria	
Paralelismo de los colimadores	MU 2.8.3 P0	Semestral	± 3,0 mm
Perpendicularidad de los colimadores	MU 2.9.3 P0	Semestral	± 3,0 mm
Simetría de los colimadores (mediante análisis dosimétrico de imagen)	MU 2.10.3 P0	Anual	2,0 mm
Verificación mediante el análisis de la proyección del campo luminoso	P1	Mensual	
Posicionamiento de accesorios	MU 2.11.3 P0	Mensual	± 2 mm

### Apéndice 3. Resumen esquemático de verificaciones según procedimientos y periodicidades

Características Mecánicas de la Mesa de Tratamiento (MT)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Ejes de rotación de la mesa. Isocentro mecánico de la mesa (mediante análisis dosimétrico de imagen radiográfica)	MM 3.1.3 P0	Semestral Mensual (RC) <sup>1</sup>	1,5 mm
Verificación mediante la proyección del campo luminoso	P1	Mensual	
Escalas lineales	MM 3.2.3 P0	Mensual	1,0 mm
Escalas angulares	MM 3.3.3 P0	Mensual	0,5°
Verticalidad de la mesa	MM 3.4.3 P0	Mensual	2,5 mm
Horizontalidad longitudinal del tablero	MM 3.5.3 P0	Mensual	1,0°
Horizontalidad lateral del tablero	MM 3.6.3 P0	Mensual	0,5°
Reproducibilidad de elementos de posicionamiento e inmovilización de pacientes (PIP)	MM 3.7.3 P0	Semestral	± 2 mm

Parámetros Geométricos del Haz de Radiación (GHR)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Coincidencia entre campo luminoso y radiante (L-R), verificación mediante análisis dosimétrico de imagen	GHR 4.1.3-P0	Semestral	2 mm; (tamaños de campo < 20 cm x 20 cm)
Evaluación visual grado de coincidencia L-R	P1	Mensual	1%; (tamaños de campo > 20 cm x 20 cm)
Isocentro de radiación respecto al giro del brazo, verificación mediante análisis dosimétrico de imagen	GHR 4.2.3-P0	Anual Mensual ( ver criterios en 4.2.3-P0)	Radioterapia: 2 mm de diámetro
Evaluación con película radiográfica y plantilla de referencia	P1	Mensual Diario si Radiocirugía	Radiocirugía: 1 mm de diámetro, con periodicidad diaria (si hay tratamiento)
Isocentro de radiación respecto al giro del cabezal, verificación mediante análisis dosimétrico de imagen	GHR 4.3.3-P0	Anual Mensual ( ver criterios en 4.3.3-P0)	Radioterapia: 2 mm de diámetro
Evaluación con película radiográfica y plantilla de referencia	P1	Mensual Diario si Radiocirugía	Radiocirugía: 1 mm de diámetro, con periodicidad diaria (si hay tratamiento)

<sup>1</sup> Radiocirugía

**Energía del haz de radiación en fotones (EF): Características espectrales**

Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Calidad del haz en haces de fotones (Determinación de la TPR(20,10))	EF 5.1.3-P0	Anual	2%
Determinación de la TPR(20,10) a partir del PDD(20,10)	P1	Semestral	
Determinación de la TPR(20,10) con un maniquí sólido	P2	Mensual	
Constancia de la calidad del haz con un equipo de verificación rápida	P3	Diaria	
Estabilidad de la calidad del haz con la orientación del brazo (medidas con un maniquí sólido)	EF 5.2.3-P0	Mensual	2%
Medidas con un equipo de verificación rápida	P1	Mensual	

**Energía del haz de radiación en electrones (EE): Características espectrales**

Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Verificación de la calidad espectral del haz	EE 6.1.3-P0	Semestral	2 mm
Control estadístico calidad espectral	P1	Semanal	
Constancia de la calidad del haz con el giro del brazo	EE 6.2.3-P0	Semestral	2 mm

Apéndice 3. Resumen esquemático de verificaciones según procedimientos y periodicidades

Caracterización dosimétrica del campo de radiación (DCR)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Tamaño del campo de radiación (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.1-P0	Anual o semestral	2 mm
Determinación con película	P1	Mensual o semanal	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Índice de uniformidad (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.2-P0	Anual o semestral	≤ 2%
Determinación con película	P1	Mensual o semanal	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Penumbra (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.3-P0	Anual o semestral	≤ 1 mm
Determinación con película	P1	Mensual	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Semestral o mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Homogeneidad (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.4-P0	Anual o semestral	Fot.: 2 - 3% Elec.: 3%
Determinación con película	P1	Mensual o semanal	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Simetría (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.5-P0	Anual o semestral	2 - 3%
Determinación con película	P1	Mensual o semanal	
Determinación con una "matriz" de detectores	P2	Mensual	
Medidas con un sistema de verificación rápida	P3	Diaria	
Constancia de los parámetros geométricos y dosimétricos con el giro del brazo (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.2-P0	Anual o semestral	2 %
Determinación con película	P1	Trimestral o mensual	
Determinación con "matriz" de detectores	P2	Trimestral o mensual	

Sistema monitor del haz (SMH)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancias
Dosis absorbida en condiciones de referencia	SMH 8.1.3 P0	Mensual	2%
Verificación periódica de la dosis absorbida en condiciones referencia	P1	Semanal (intercalar diariamente distintas calidades de fotones y electrones)	2%
Repetibilidad del sistema monitor de dosis	SMH 8.2.3 P0	Mensual	0.5%
Linealidad del sistema monitor de dosis	SMH 8.3.3 P0	Mensual	$R^2 > 0,999$ $Abs(A/B) < 0,005 UM$
Estabilidad del sistema monitor en una jornada	SMH 8.4.3 P0	Semestral	2%
Estabilidad del sistema monitor con la tasa de dosis	SMH 8.5.3 P0	Mensual	2%
Estabilidad del sistema monitor con el giro del brazo	SMH 8.6.3 P0	Semestral (mensual en ocasiones)	1%
Verificación periódica de los factores campo	SMH 8.7.3 P0	Semestral	2%



Apéndice 3. Resumen esquemático de verificaciones según procedimientos y periodicidades

Elementos modificadores del haz de radiación en fotones (EMH)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Factor de transmisión de bandejas (medidas en un maniquí de agua).	EMH 9.1.3 P0	Anual	± 1 %
Determinación del $F_{TB}$ en un maniquí sólido.	P1	Anual	
Medidas con aparato de chequeo diario	P2	Mensual	
Angulo de cuña (determinación a partir de un mapa de curvas de isodosis).	EMH 9.2.3 P0	Anual	± 2°
Evaluación a partir de un perfil de dosis modificado.	P1	Anual / Semestral	
Determinación del ángulo de cuña a partir de medidas de dosis en puntos simétricos.	P2	Anual / Semestral (Según tipo de cuña)	
Evaluación de la relación de dosis en dos puntos simétricos del perfil modificado	P3	Mensual (Según tipo de cuña)	
Constancia de la relación de dosis en dos puntos simétricos del perfil modificado. Medidas con un equipo de chequeo diario.	P4	Mensual (Según tipo de cuña)	
Variación del ángulo de cuña con la orientación del brazo, razón de las dosis en dos puntos simétricos a partir de un perfil de dosis en aire	EMH 9.3.3 P0	Anual / Semestral (Según tipo de cuña)	
Medida del ángulo de cuña a partir de la dosis en dos puntos simétricos	P1	Semestral (Según tipo de cuña)	
Evaluación del cociente de dosis en dos puntos simétricos respecto al eje central	P2	Semestral (Según tipo de cuña)	
Factor de transmisión de la cuña (medidas en un maniquí de agua o material plástico).	EMH 9.4.3 P0	Anual / Mensual (Según tipo de cuña)	± 2 %
Constancia del $F_{TC}$ . Medidas con equipo de chequeo diario.	P1	Semanal (Según tipo de cuña)	
Variación de la transmisión de la cuña con la orientación del brazo. Medida del factor de transmisión con un maniquí insertado en el cabezal del acelerador.	EMH 9.5.3 P0	Anual / Semestral (Según tipo de cuña)	3%

Sistema de colimación multilámina (MLC)			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del colimador	MLC 10.1.3 P0	Anual	3DCRT $\leq$ 1 mm IMRT $\leq$ 0,75 mm
Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del brazo	MLC 10.2.3 P0	Anual	3DCRT $\leq$ 1 mm IMRT $\leq$ 0,75 mm
Ortogonalidad de los bancos de láminas respecto a los colimadores	MLC 10.3.3 P0	Anual	$\leq$ 0,5°
Correspondencia entre campo luminoso/ indicado y campo de radiación. Verificación mediante análisis dosimétrico de película	MLC 10.4.3 P0	Anual	$\pm$ 1,5 mm
Análisis dosimétrico de película para un único giro de brazo y colimador		P1 Mensual	
Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas. Verificación mediante irradiación de campos adyacentes	MLC 10.5.3 P0	Anual	Varios parámetros: véase el texto
Verificación sencilla mediante irradiación de campos adyacentes para un único giro de brazo y colimador		P1 Mensual	
Transmisión a través de las láminas o atenuación del sistema MLC. Verificación de la transmisión promedio o atenuación mediante película	MLC 10.6.3 P0	Anual	< 2%
Transmisión entre las láminas / "tongue and groove". Verificación de los distintos componentes de transmisión	MLC 10.7.3 P0	Anual	Varios parámetros: véase el texto
Determinación de las penumbras. Verificación de las penumbras en distintas posiciones de los campos	MLC 10.8.3 P0	Anual	< 1,5 mm
Velocidad de las láminas. Verificación indirecta a partir de la fluencia obtenida en película	MLC 10.9.3 P0	Mensual	véase el texto $\pm$ 0,1 mm/s
Verificaciones de funcionalidad	MLC 10.10.3 P0	Diaria (uno o dos campos) Mensual (todos los campos)	$\leq$ 2 mm
Seguridades ("enclavamientos" en modo clínico)	MLC 10.11.3 P0	Mensual	Funcional

Apéndice 3. Resumen esquemático de verificaciones según procedimientos y periodicidades

Sistemas electrónicos de imagen portal EPID			
Verificaciones propuestas		Periodicidad	Tolerancia
Pruebas de seguridad e integridad: estabilidad e integridad del EPID	11.1.3-P0	Diaria	Funcional
Pruebas mecánicas: Estudio del posicionamiento en el plano de imagen	11.2.3-P0	Mensual	2 mm
Pruebas mecánicas: Estudio del posicionamiento perpendicular al plano de imagen	11.3.3-P0	Semestral	3-8 mm (1.5°)
Evaluación cualitativa del posicionamiento perpendicular al plano de la imagen	P1	Mensual	
Verificación del posicionamiento perpendicular al plano de la imagen mediante la distancia EPID – base del sistema de colimación	P2	Mensual	
Pruebas de calidad de imagen. Resolución espacial: Cálculo del MTF a partir del patrón de barras.	11.4.3-P0	Anual / Semestral	Ver texto
Resolución espacial: Cálculo del MTF a partir de la función de dispersión de borde.	P1	Semestral	
Contraste – resolución. Estudio cualitativo.	P2	Diaria (una energía y modo de adquisición) Mensual (todos los casos)	
Estudio de la uniformidad y artefactos	11.5.3-P0	Mensual	Ver texto
Distorsión y escalas geométricas	11.6.3-P0	Semestral	0,1 mm + reproducibilidad
Estudio del nivel de ruido	11.7.3-P0	Mensual	Ver texto
Relación contraste-ruido	11.8.3-P0	Semestral	Ver texto
Respuesta del sistema con la dosis	11.9.3-P0	Semestral	Ver texto
Pruebas de "hardware" y "software": controles de monitor y archivado	11.10.3-P0	Mensual	Funcional
Herramientas de medida sobre las imágenes y de verificación de posicionamiento	11.11.3-P0	Semestral	3 mm, 2°

## Relación de verificaciones por periodicidades

Diaria		
Operatividad del acelerador desde el puesto de control	CF 1.1 P1	
Enclavamientos o "interlocks" de seguridad	CF 1.1.2.2. P1	
Enclavamientos o "interlocks" de tratamiento	CF 1.1.2.3.P1	
Operatividad del acelerador desde los controles de sala	CF 1.2 P0	
Medidas con un sistema de verificación rápida	DCR.7.1.1 P3	
Medidas con un sistema de verificación rápida	DCR.7.1.2 P3	
Medidas con un sistema de verificación rápida	DCR.7.1.3 P3	
Medidas con un sistema de verificación rápida	DCR.7.1.4 P3	
Medidas con un sistema de verificación rápida	DCR.7.1.5 P3	
Constancia de la calidad del haz con un equipo de verificación rápida	EF 5.1.3 P3	
Pruebas de seguridad: estabilidad e integridad del EPID	EPID 11.1.3 P0	
Contraste – resolución. Estudio cualitativo.	EPID 11.4.3 P2	Diaria (una energía y modo de adquisición) Mensual (todos los casos)
Verificaciones de funcionalidad	MLC 10.10.3 P0	Diaria (uno o dos campos) Mensual (todos los campos)
Verificación mediante las proyecciones sobre un puntero	MU 2.4.3 P1	
Verificación de TC para giro de brazo y colimador 0°	MU 2.6.3 P2	
Verificación de la indicación y linealidad para giro de brazo y colimador 0°	MU 2.7.3 P2	
Sistema de comunicación audiovisual	SS 1.3.2 P0	
Sistemas de alerta luminosos, acústicos y de radiación	SS 1.3.3 P0	

Semanal		
Control estadístico calidad espectral	EE.6.1.3 P1	
Constancia del $F_{TC}$ . Medidas con equipo de chequeo diario.	EMH 9.4.3 P1	Semanal (según tipo de cuña)
Control estadístico del factor de salida	SMH 8.1.3 P1	Semanal (intercalar diariamente distintas calidades de fotones y electrones)
Pulsadores de parada de emergencia	SS 1.3.1 P0	

### Apéndice 3. Resumen esquemático de verificaciones según procedimientos y periodicidades

Mensual		
Sistema de registro, verificación y seguridad de datos	CF 1.1.3 P1	
Determinación con película	DCR.7.1.1 P1	Mensual o semanal
Determinación con una "matriz" de detectores	DCR.7.1.1 P2	
Determinación con película	DCR.7.1.2 P1	Mensual o semanal
Determinación con una "matriz" de detectores	DCR.7.1.2 P2	
Determinación con película	DCR.7.1.3 P1	
Determinación con película	DCR.7.1.4 P1	Mensual o semanal
Determinación con una "matriz" de detectores	DCR.7.1.4 P2	
Determinación con película	DCR.7.1.5 P1	Mensual o semanal
Determinación con una "matriz" de detectores	DCR.7.1.5 P2	
Determinación con película	DCR.7.2 P1	Mensual o trimestral
Determinación con "matriz" de detectores	DCR.7.2 P2	Mensual o trimestral
Determinación de la TPR(20,10) a partir del PDD(20,10)	EF 5.1.3 P2	
Estabilidad de la calidad del haz con la orientación del brazo (medidas con un maniquí sólido)	EF 5.2.3 P0	
Medidas con un equipo de verificación rápida	EF 5.2.3 P1	
Medidas con aparato de chequeo diario	EMH 9.1.3 P2	
Evaluación de la relación de dosis en dos puntos simétricos del perfil modificado	EMH 9.2.3 P3	
Constancia de la relación de dosis en dos puntos simétricos del perfil modificado. Medidas con un equipo de chequeo diario.	EMH 9.2.3 P4	
Factor de transmisión de la cuña (medidas en un maniquí de agua o material plástico)	EMH 9.4.3 P0	
Pruebas de hardware y software: controles de monitor y archivado	EPID 11.10.3 P0	
Pruebas mecánicas: Posicionamiento en el plano de imagen	EPID 11.2.3 P0	
Evaluación cualitativa del posicionamiento perpendicular al plano de la imagen mediante nivel digital	EPID 11.3.3 P1	
Evaluación cualitativa del posicionamiento perpendicular al plano de la imagen mediante medida de distancias al colimador	EPID 11.3.3 P2	
Estudio de la uniformidad y artefactos	EPID 11.5.3 P0	
Estudio del nivel de ruido	EPID 11.7.3 P0	
Evaluación visual del grado de coincidencia L-R	GHR 4.1.3 P1	
Evaluación con película radiográfica y plantilla de referencia	GHR 4.2.3 P1	

Mensual		
Evaluación con película radiográfica y plantilla de referencia	GHR 4.3.3 P1	
Seguridades ( <i>"enclavamientos"</i> en modo clínico)	MLC 10.11.3 P0	
Correspondencia entre campo luminoso y campo de radiación	MLC 10.4.3 P1	
Velocidad de las láminas	MLC 10.9.3 P0	
Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas	MLC 10.5.3 P1	Mensual, varios parámetros: véase el texto
Verificación mediante la proyección del campo luminoso	MT 3.1.3 P1	
Escalas longitudinales	MT 3.2.3 P0	
Escalas angulares	MT 3.3.3 P0	
Verticalidad de la mesa	MT 3.4.3 P0	
Horizontalidad longitudinal del tablero	MT 3.5.3 P0	
Horizontalidad lateral del tablero	MT 3.6.3 P0	
Verificación mediante barra indicadora y puntero	MU 2.1.3 P1	
Verificación mediante el análisis de la proyección del campo luminoso	MU 2.10.3 P1	
Posicionamiento de accesorios	MU 2.11.3 P0	
Verificación mediante proyecciones sobre una plantilla	MU 2.2.3 P1	
Indicador luminoso del eje del haz (cruceta o retícula)	MU 2.3.3 P0	
Verificación mediante la proyección de un campo a gran distancia	MU 2.5.3 P1	
Verificación para un único giro de brazo y colimador	MU 2.6.3 P1	
Verificación de la indicación y linealidad para una combinación de giro de brazo y colimador	MU 2.7.3 P1	
Dosis absorbida en condiciones de referencia	SMH 8.1.3 P0	
Repetibilidad del sistema monitor de dosis	SMH 8.2.3 P0	
Linealidad del sistema monitor	SMH 8.3.3 P0	
Estabilidad del sistema monitor con la tasa de dosis	SMH 8.5.3 P0	

### Apéndice 3. Resumen esquemático de verificaciones según procedimientos y periodicidades

Semestral		
Verificación de la calidad espectral del haz	EE 6.1.3 P0	
Constancia de la calidad del haz con el giro del brazo	EE.6.2.3 P0	
Determinación de la TPR(20,10) a partir del PDD(20,10)	EF 5.1.3 P1	
Evaluación a partir de un perfil de dosis modificado.	EMH 9.2.3 P1	
Medida a partir de la dosis en dos puntos simétricos	EMH 9.3.3 P1	
Herramientas de medida sobre las imágenes y de verificación de posicionamiento	EPID 11.1.1.3 P0	
Pruebas mecánicas: Estudio del posicionamiento perpendicular al plano de imagen	EPID 11.3.3 P0	
Resolución espacial: Cálculo del MTF a partir de la función de dispersión de borde.	EPID 11.4.3 P1	
Distorsión y escalas geométricas	EPID 11.6.3 P0	
Relación contraste-ruido	EPID 11.8.3 P0	
Respuesta del sistema con la dosis	EPID 11.9.3 P0	
Coincidencia entre campo luminoso y radiante (L-R), verificación mediante análisis dosimétrico de película radiográfica	GHR 4.1.3-P0	
Ejes de rotación de la mesa. Isocentro mecánico de la mesa (mediante análisis dosimétrico de película radiográfica)	MT 3.1.3 P0	Semestral / Mensual (RC) <sup>2</sup>
Eje de giro del brazo (mediante barra indicadora, puntero y láminas metálicas)	MU 2.1.3 P0	
Eje de giro del colimador (mediante barra indicadora, puntero y láminas metálicas)	MU 2.2.3 P0	
Verificación de los láseres (mediante análisis dosimétrico de película radiográfica)	MU 2.4.3 P0	
Escalas angulares: colimador y brazo (mediante nivel y plomada)	MU 2.5.3 P0	
Paralelismo de los colimadores	MU 2.8.3 P0	
Perpendicularidad de los colimadores	MU 2.9.3 P0	
Estabilidad del sistema monitor en una jornada	SMH 8.4.3 P0	
Estabilidad del sistema monitor con el giro del brazo	SMH 8.6.3 P0	Semestral (mensual en algunas situaciones)
Verificación de los factores de campo	SMH 8.7.3 P0	

<sup>2</sup> Radiocirugía

Anual	
Operatividad del acelerador desde el puesto de control	CF 1.1 P0
Enclavamientos o "interlocks" de seguridad	CF 1.1.2.2. P0
Enclavamientos o "interlocks" de tratamiento	CF 1.1.2.3. P0
Sistema de registro, verificación y seguridad de datos	CF 1.1.3 P0
Calidad del haz en haces de fotones (Determinación de la TPR(20,10))	EF 5.1.3 P0
Factor de transmisión de bandejas (medidas en un maniquí de agua).	EMH 9.1.3 P0
Angulo de cuña (determinación a partir de un mapa de curvas de isodosis).	EMH 9.2.3 P0
Variación del ángulo de cuña con la orientación del brazo, razón de las dosis en dos puntos simétricos a partir de un perfil de dosis en aire	EMH 9.3.3 P0
Factor de transmisión de la cuña (medidas en un maniquí de agua).	EMH 9.4.3 P0
Variación de la transmisión de la cuña con la orientación del brazo. Medida del factor de transmisión con un maniquí insertado en el cabezal del acelerador.	EMH 9.5.3 P0
Isocentro de radiación respecto al giro del brazo, verificación mediante análisis dosimétrico de película radiográfica	GHR 4.2.3 P0
Isocentro de radiación respecto al giro del cabezal, verificación mediante análisis dosimétrico de imagen	GHR 4.3.3-P0
Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del colimador	MLC 10.1.3 P0
Centrado del sistema MLC respecto al eje de rotación del brazo	MLC 10.2.3 P0
Ortogonalidad de los bancos de láminas respecto a los colimadores	MLC 10.3.3 P0
Correspondencia entre campo luminoso/indicado y campo de radiación. Verificación mediante análisis dosimétrico de película	MLC 10.4.3 P0
Exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas. Verificación mediante irradiación de campos adyacentes	MLC 10.5.3 P0
Transmisión de las láminas / tongue and groove	MLC 10.6.3 P0
Determinación de las penumbras	MLC 10.7.3 P0
Determinación de las penumbras. Verificación de las penumbras en distintas posiciones de los campos	MLC 10.8.3 P0
Simetría de los colimadores (mediante análisis dosimétrico de película radiográfica)	MU 2.10.3 P0



### Apéndice 3. Resumen esquemático de verificaciones según procedimientos y periodicidades

Anual		
Tamaño del campo luminoso. Definición a DFI y DFS extendidas. Coincidencia con los indicadores	MU 2.6.3 P0	
Indicador de distancia, telémetro (indicación y linealidad de ID para distintos giros de brazo y colimador)	MU 2.7.3 P0	
Simetría de los colimadores (mediante análisis dosimétrico de imagen)	MU 2.10.3 P0	
Verificación de blindajes y radiación de fuga	SS 1.4 P0	
Tamaño del campo de radiación (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.1 P0	Anual o semestral
Índice de uniformidad (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.2 P0	Anual o semestral
Penumbra (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.3 P0	Anual o semestral
Homogeneidad (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.4 P0	Anual o semestral
Simetría (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.1.5 P0	Anual o semestral
Constancia de los parámetros geométricos y dosimétricos con el giro del brazo (medidas en un maniquí de agua)	DCR.7.2 P0	Anual o semestral
Resolución espacial: Cálculo del MTF a partir del patrón de barras.	EPID 11.4.3 P0	Anual o semestral



### Apéndice 3. Resumen esquemático de verificaciones según procedimientos y periodicidades

	Enero	Febrero	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Sept.	Octubre	Nov.	Dic.
EPID 11.7.3 P0												
EMH 9.1.3. P2												
EMH 9.2.3. P3												
EMH 9.2.3. P4												
EMH 9.4.3. P0												
GHR 4.1.3 P1												
GHR 4.2.3 P1												
GHR 4.3.3 P1												
MLC 10.10.3 P0												
MLC 10.11.3 P0												
MLC 10.4.3 P1												
MLC 10.9.3 P0												
MLC 10.5.3 P1												
MT 3.1.3 P1												
MT 3.2.3 P0												
MT 3.3.3 P0												
MT 3.4.3 P0												
MT 3.5.3 P0												
MT 3.6.3 P0												
MU 2.1.3 P1												
MU 2.10.3 P0												
MU 2.11.3 P0												
MU 2.2.3 P1												
MU 2.3.3 P0												
MU 2.5.3 P1												
MU 2.6.3 P1												
MU 2.7.3 P1												
SMD 8.1.3 P0												
SMD 8.2.3 P0												
SMD 8.3.3 P0												
SMD 8.5.3 P0												

Semestrales
EE 6.1.3 P0
EE 6.2.3 P0
EF 5.1.3 P1
EMH 9.2.3 P1
EMH 9.3.3 P0
EMH 9.3.3 P1
EPID 11.1.3 P0
EPID 11.3.3 P0
EPID 11.4.3 P1
EPID 11.6.3 P0
EPID 11.8.3 P0
EPID 11.9.3 P0
GHR 4.1.3-P0
MU 2.1.3 P0
MU 2.2.3 P0
MU 2.4.3 P0
MU 2.5.3 P0
MU 2.8.3 P0
MU 2.9.3 P0
SMD 8.4.3 P0
SMD 8.7.3 P0

Anuales
CF 1.1 P0
CF 1.1.2.2 P0
CF 1.1.2.3 P0
CF 1.1.3 P0
EF 5.1.3 P0
EMH 9.1.3 P0
EMH 9.2.3 P0
EMH 9.3.3 P0
EMH 9.4.3 P0
EMH 9.5.3 P0
GHR 4.2.3-P0
GHR 4.3.3-P0
MLC 10.1.3 P0
MLC 10.2.3 P0
MLC 10.3.3 P0
MLC 10.4.3 P0
MLC 10.5.3 P0
MLC 10.6.3 P0
MLC 10.7.3 P0
MLC 10.8.3 P0
MU 2.10.3 P0
MU 2.6.3 P0
MU 2.7.3 P0
MU 2.10.3 P0
SS 1.4 P0

Anuales semestrales
DCR 7.1.1 P0
DCR 7.1.2 P0
DCR 7.1.3 P0
DCR 7.1.4 P0
DCR 7.1.5 P0
DCR 7.2 P0
EPID 11.4.3 P0

