

COLECCIÓN DE INFORMES TÉCNICOS N°

398

(REV. 1)

Determinación de la dosis absorbida en radioterapia externa

Un código de práctica internacional
para la dosimetría basada en patrones de
dosis absorbida en agua

Avalado por la Sociedad Europea de Radioterapia y Oncología



IAEA

Organismo Internacional de Energía Atómica

NORMAS DE SEGURIDAD DEL OIEA Y PUBLICACIONES CONEXAS

NORMAS DE SEGURIDAD DEL OIEA

Con arreglo a lo dispuesto en el artículo III de su Estatuto, el OIEA está autorizado a establecer o adoptar normas de seguridad para proteger la salud y reducir al mínimo el peligro para la vida y la propiedad, y a disponer lo necesario para aplicar esas normas.

Las publicaciones mediante las cuales el OIEA establece las normas pertenecen a la *Colección de Normas de Seguridad del OIEA*. Esta colección abarca la seguridad nuclear, radiológica, del transporte y de los desechos. La colección comprende las siguientes categorías: **Nociones Fundamentales de Seguridad, Requisitos de Seguridad y Guías de Seguridad.**

Para obtener información sobre el programa de normas de seguridad del OIEA puede consultarse el sitio del OIEA:

www.iaea.org/es/recursos/normas-de-seguridad

En este sitio se encuentran los textos en inglés de las normas de seguridad publicadas y de los proyectos de normas. También figuran los textos de las normas de seguridad publicados en árabe, chino, español, francés y ruso, el *Glosario de Seguridad Tecnológica del OIEA* y un informe de situación sobre las normas de seguridad que están en proceso de elaboración. Para más información se ruega ponerse en contacto con el OIEA en la dirección: Vienna International Centre, PO Box 100, 1400 Viena, Austria.

Se invita a los usuarios de las normas de seguridad del OIEA a informar al Organismo sobre su experiencia en la utilización de las normas (por ejemplo, si se han utilizado como base de los reglamentos nacionales, para realizar exámenes de la seguridad o para impartir cursos de capacitación), con el fin de asegurar que sigan satisfaciendo las necesidades de los usuarios. Se puede hacer llegar la información a través del sitio del OIEA o por correo postal a la dirección anteriormente señalada, o por correo electrónico a la dirección: Official.Mail@iaea.org.

PUBLICACIONES CONEXAS

El OIEA facilita la aplicación de las normas y, con arreglo a las disposiciones de los artículos III y VIII.C de su Estatuto, pone a disposición información relacionada con las actividades nucleares pacíficas, fomenta su intercambio y sirve de intermediario para ello entre sus Estados Miembros.

Los informes sobre seguridad en las actividades nucleares se publican como **Informes de Seguridad**, en los que se ofrecen ejemplos prácticos y métodos detallados que se pueden utilizar en apoyo de las normas de seguridad.

Existen asimismo otras publicaciones del OIEA relacionadas con la seguridad, como las relativas a la **preparación y respuesta para casos de emergencia**, los **informes sobre evaluación radiológica**, los **informes del INSAG** (Grupo Internacional Asesor en Seguridad Nuclear), los **informes técnicos** y los **documentos TECDOC**. El OIEA publica asimismo informes sobre accidentes radiológicos, manuales de capacitación y manuales prácticos, así como otras obras especiales relacionadas con la seguridad.

Las publicaciones relacionadas con la seguridad física aparecen en la *Colección de Seguridad Física Nuclear del OIEA*.

La *Colección de Energía Nuclear del OIEA* comprende publicaciones de carácter informativo destinadas a fomentar y facilitar la investigación, el desarrollo y la aplicación práctica de la energía nuclear con fines pacíficos. Incluye informes y guías sobre la situación y los adelantos de las tecnologías, así como experiencias, buenas prácticas y ejemplos prácticos en relación con la energía nucleoelectrónica, el ciclo del combustible nuclear, la gestión de desechos radiactivos y la clausura.

DETERMINACIÓN
DE LA DOSIS ABSORBIDA EN
RADIOTERAPIA EXTERNA

Los siguientes Estados son Miembros del Organismo Internacional de Energía Atómica:

ALBANIA	FINLANDIA	PAÍSES BAJOS, REINO DE LOS
ALEMANIA	FRANCIA	PAKISTÁN
ANGOLA	GABÓN	PALAU
ANTIGUA Y BARBUDA	GAMBIA	PANAMÁ
ARABIA SAUDITA	GEORGIA	PAPUA NUEVA GUINEA
ARGELIA	GHANA	PARAGUAY
ARGENTINA	GRANADA	PERÚ
ARMENIA	GRECIA	POLONIA
AUSTRALIA	GUATEMALA	PORTUGAL
AUSTRIA	GUINEA	QATAR
AZERBAIYÁN	GUYANA	REINO UNIDO DE GRAN BRETAÑA E IRLANDA DEL NORTE
BAHAMAS	HAÍTÍ	REPÚBLICA ÁRABE SIRIA
BAHREIN	HONDURAS	REPÚBLICA CENTROAFRICANA
BANGLADESH	HUNGRÍA	REPÚBLICA CHECA
BARBADOS	INDIA	REPÚBLICA DE MOLDOVA
BELARÚS	INDONESIA	REPÚBLICA DEMOCRÁTICA DEL CONGO
BÉLGICA	IRÁN, REPÚBLICA ISLÁMICA DEL	REPÚBLICA DEMOCRÁTICA POPULAR LAO
BELICE	IRAQ	REPÚBLICA DOMINICANA
BENIN	IRLANDA	REPÚBLICA UNIDA DE TANZANÍA
BOLIVIA, ESTADO PLURINACIONAL DE	ISLANDIA	RUMANIA
BOSNIA Y HERZEGOVINA	ISLAS COOK	RWANDA
BOTSWANA	ISLAS MARSHALL	SAINT KITTS Y NEVIS
BRASIL	ISRAEL	SAMOA
BRUNEI DARUSSALAM	ITALIA	SAN MARINO
BULGARIA	JAMAICA	SAN VICENTE Y LAS GRANADINAS
BURKINA FASO	JAPÓN	SANTA LUCÍA
BURUNDI	JORDANIA	SANTA SEDE
CABO VERDE	KAZAJSTÁN	SENEGAL
CAMBOYA	KENYA	SERBIA
CAMERÚN	KIRGUISTÁN	SEYCHELLES
CANADÁ	KUWAIT	SIERRA LEONA
COLOMBIA	LESOTHO	SINGAPUR
COMORAS	LETONIA	SOMALIA
CONGO	LÍBANO	SRI LANKA
COREA, REPÚBLICA DE	LIBERIA	SUDÁFRICA
COSTA RICA	LIBIA	SUDÁN
CÔTE D'IVOIRE	LIECHTENSTEIN	SUECIA
CROACIA	LITUANIA	SUIZA
CUBA	LUXEMBURGO	TAILANDIA
CHAD	MACEDONIA DEL NORTE	TAYIKISTÁN
CHILE	MADAGASCAR	TOGO
CHINA	MALASIA	TONGA
CHIPRE	MALAWI	TRINIDAD Y TABAGO
DINAMARCA	MALÍ	TÚNEZ
DJIBOUTI	MALTA	TURKMENISTÁN
DOMINICA	MARRUECOS	TÜRKIYE
ECUADOR	MAURICIO	UCRANIA
EGIPTO	MAURITANIA	UGANDA
EL SALVADOR	MÉXICO	URUGUAY
EMIRATOS ÁRABES UNIDOS	MÓNACO	UZBEKISTÁN
ERITREA	MONGOLIA	VANUATU
ESLOVAQUIA	MONTENEGRO	VENEZUELA, REPÚBLICA BOLIVARIANA DE
ESLOVENIA	MOZAMBIQUE	VIET NAM
ESPAÑA	MYANMAR	YEMEN
ESTADOS UNIDOS DE AMÉRICA	NAMIBIA	ZAMBIA
ESTONIA	NEPAL	ZIMBABWE
ESWATINI	NICARAGUA	
ETIOPÍA	NÍGER	
FEDERACIÓN DE RUSIA	NIGERIA	
FIJI	NORUEGA	
FILIPINAS	NOVA ZELANDIA	
	OMÁN	

El Estatuto del Organismo fue aprobado el 23 de octubre de 1956 en la Conferencia sobre el Estatuto del OIEA celebrada en la Sede de las Naciones Unidas (Nueva York); entró en vigor el 29 de julio de 1957. El Organismo tiene la Sede en Viena. Su principal objetivo es “acelerar y aumentar la contribución de la energía atómica a la paz, la salud y la prosperidad en el mundo entero”.

COLECCIÓN DE INFORMES TÉCNICOS N° 398 (Rev. 1)

DETERMINACIÓN
DE LA DOSIS ABSORBIDA EN
RADIOTERAPIA EXTERNA

UN CÓDIGO DE PRÁCTICA INTERNACIONAL
PARA LA DOSIMETRÍA BASADA EN PATRONES DE
DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA
VIENA, 2025

DERECHOS DE AUTOR

Todas las publicaciones científicas y técnicas del OIEA están protegidas conforme a lo dispuesto en la Convención Universal sobre Derecho de Autor aprobada en 1952 (Ginebra) y revisada en 1971 (París). Desde entonces, la Organización Mundial de la Propiedad Intelectual (Ginebra) ha ampliado la cobertura de los derechos de autor para incluir la propiedad intelectual de obras electrónicas y virtuales. Podría ser necesaria una autorización para utilizar textos completos, o parte de ellos, que figuren en publicaciones del OIEA, en formato impreso o electrónico. Para obtener más detalles a ese respecto, sírvase consultar la siguiente dirección: www.iaea.org/es/publicaciones/derechos-y-permisos. Las solicitudes de información pueden dirigirse a:

Sección Editorial
Organismo Internacional de Energía Atómica
Vienna International Centre
PO Box 100
1400 Viena, Austria
Teléfono: +43 1 2600 22529 o 22530
Correo electrónico: sales.publications@iaea.org
www.iaea.org/es/publicaciones

© OIEA, 2025

Impreso por el OIEA en Austria

Enero de 2025

STI/DOC/010/398

DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN
RADIOTERAPIA EXTERNA. UN CÓDIGO DE PRÁCTICA
INTERNACIONAL PARA LA DOSIMETRÍA BASADA EN
PATRONES DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

OIEA, VIENA, 2025

STI/DOC/010/398

ISBN 978-92-0-319724-3 (papel) | ISBN 978-92-0-319824-0 (PDF)

| ISBN 978-92-0-319924-7 (EPUB)

ISSN 3006-2918

PREFACIO

En atención a las recomendaciones que en 1996 formuló el Comité Científico de la Red OIEA/OMS de Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica, que tiene carácter permanente, entre 1997 y 1999 se llevó a cabo un proyecto coordinado de investigación con la finalidad de elaborar un nuevo código de práctica internacional en el que se utilizaran patrones basados en la dosis absorbida en agua. En el año 2000, el OIEA publicó el documento titulado *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua (Colección de Informes Técnicos del OIEA N° 398 (TRS-398))*. En aquel momento, la mayor parte de los laboratorios primarios de calibración dosimétrica estaban preparados para calibrar dosímetros en función de la dosis absorbida en agua según las calidades de radiación de referencia que se recomendaban en la publicación TRS-398, o tenían previsto hacerlo.

Desde su publicación, el documento TRS-398 ha facilitado la transición de las calibraciones basadas en patrones primarios de kerma en aire a las que se efectúan con base en la dosis absorbida en agua. En la radioterapia, la dosis absorbida en agua guarda relación directa con distintas magnitudes de interés. Además, los patrones basados en la dosis absorbida en agua constituyen un sistema de patrones primarios más sólido que los patrones basados en kerma en aire, permiten utilizar formalismos sencillos y ofrecen la posibilidad de reducir la incertidumbre en la dosimetría de los haces de radioterapia. Hoy en día, en la mayor parte de los hospitales del mundo, la dosis absorbida en agua se utiliza como fundamento para la dosimetría de referencia en la radioterapia externa, y para casi todos los haces de radioterapia se cuenta con un sistema dosimétrico coherente basado en patrones de dosis absorbida en agua.

Entre los avances que se han registrado desde los años 2000 se encuentran la publicación de nuevos datos clave para los patrones de medición en la dosimetría de la radiación ionizante, la invención de nuevos detectores de radiación que ya están disponibles en el mercado y el lanzamiento de nuevas tecnologías de radioterapia en las que se utilizan haces de fotones de megavoltaje, protones e iones más pesados. Con el fin de reflejar esos adelantos, en 2014, el Comité Científico de la Red OIEA/OMS de Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica recomendó que se actualizara del documento TRS-398.

En la presente publicación se aborda la necesidad de contar con un enfoque sistemático y unificado a nivel internacional relativo a la calibración de cámaras de ionización en función de la dosis absorbida en agua y a la manera en la que esos detectores pueden utilizarse para determinar la dosis absorbida en agua para los haces de radiación que se utilizan en radioterapia, a saber, los haces de fotones de baja, media y alta energías, los haces de electrones, los haces de protones y los

haces de iones más pesados. El público destinatario está compuesto por usuarios que ofrecen servicios de calibración en función de la dosis absorbida en agua que pueden rastrearse hasta laboratorios primarios de calibración dosimétrica.

El OIEA desea expresar su agradecimiento a todos cuantos contribuyeron a la redacción y la revisión de la presente publicación, en especial a P. Andreo (Suecia), D. Burns (Francia), R.-P. Kapsch (Alemania), M. McEwen (Canadá) y S. Vatnitsky (Federación de Rusia). Este código de práctica internacional fue avalado por la Sociedad Europea de Radioterapia y Oncología (ESTRO).

Los funcionarios del OIEA encargados de esta publicación fueron M. Carrara y K. Christaki de la División de Salud Humana.

AGRADECIMIENTOS

El OIEA agradece los comentarios y las sugerencias que formularon T. Ackerly (Australia), D. Butler (Australia), A. Fukumura (Japón), G. Hartmann (Alemania), A. Nisbet (Reino Unido), H. Nyström (Suecia), M. Pimpinella (Italia) y J. Seuntjens (Canadá).

NOTA EDITORIAL

Aunque se ha puesto gran cuidado en mantener la exactitud de la información contenida en esta publicación, ni el OIEA ni sus Estados Miembros asumen responsabilidad alguna por las consecuencias que puedan derivarse de su uso.

Este informe no aborda cuestiones de responsabilidad, jurídica o de otra índole, por actos u omisiones por parte de persona alguna.

Las orientaciones que aquí se ofrecen, en las que se describen buenas prácticas, representan la opinión de los expertos, pero no constituyen recomendaciones formuladas sobre la base de un consenso entre los Estados Miembros.

El uso de determinadas denominaciones de países o territorios no implica juicio alguno por parte de la entidad editora, el OIEA, sobre la situación jurídica de esos países o territorios, sus autoridades e instituciones o la delimitación de sus fronteras.

La mención de nombres de empresas o productos específicos (se indiquen o no como registrados) no implica ninguna intención de violar derechos de propiedad ni debe interpretarse como una aprobación o recomendación por parte del OIEA.

El OIEA no es responsable de la continuidad o exactitud de las URL de los sitios web externos o de terceros en internet a que se hace referencia en este libro y no garantiza que el contenido de dichos sitios web sea o siga siendo exacto o adecuado.

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN	1
1.1.	Antecedentes	1
1.2.	Objetivo	8
1.3.	Alcance	14
1.4.	Estructura	15
2.	MARCO	24
2.1.	Sistema internacional de medidas	24
2.2.	Patrones en función de la dosis absorbida en agua	28
3.	FORMALISMO BASADO EN $N_{D,w}$	32
3.1.	Formalismo	32
3.2.	Corrección en función de la calidad de radiación del haz, k_{q,q_0}	34
4.	EJECUCIÓN	38
4.1.	Consideraciones generales	38
4.2.	Equipo	42
4.3.	Calibración de cámaras de ionización	56
4.4.	Dosimetría de referencia del haz del usuario	63
4.5.	Calibración interna de cámaras de ionización	79
5.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS GAMMA DE ^{60}Co	85
5.1.	Consideraciones generales	85
5.2.	Equipo de dosimetría	85
5.3.	Caracterización de la calidad de los haces	87
5.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	87
5.5.	Calibración interna de cámaras de ionización de campo	89
5.6.	Mediciones en condiciones distintas a las de referencia	90
5.7.	Cálculo de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	91
5.8.	Planilla de cálculo	94

6.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA.	96
6.1.	Consideraciones generales	96
6.2.	Equipo de dosimetría	97
6.3.	Caracterización de la calidad de los haces	98
6.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	102
6.5.	Los valores de k_{Q,Q_0}	104
6.6.	Calibración interna de cámaras de ionización de campo	111
6.7.	Mediciones en condiciones distintas a las de referencia	112
6.8.	Cálculo de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	114
6.9.	Planilla de cálculo	116
7.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA	119
7.1.	Consideraciones generales	119
7.2.	Equipo de dosimetría	119
7.3.	Caracterización de la calidad de los haces	121
7.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	124
7.5.	Los valores de k_{Q,Q_0}	126
7.6.	Calibración interna de cámaras de ionización	130
7.7.	Mediciones en condiciones distintas a las de referencia	135
7.8.	Uso de maniqués de plástico	136
7.9.	Haces de electrones atípicos	141
7.10.	Cálculo de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	142
7.11.	Planilla de cálculo	147
8.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS X DE KILOVOLTAJE DE BAJA ENERGÍA.	149
8.1.	Consideraciones generales	149
8.2.	Equipo de dosimetría	150
8.3.	Caracterización de la calidad de los haces	152
8.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	154
8.5.	Mediciones en condiciones distintas a las de referencia	161
8.6.	Cálculo de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	163
8.7.	Planilla de cálculo	167

9.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS X DE KILOVOLTAJE DE ENERGÍA MEDIA	169
9.1.	Consideraciones generales	169
9.2.	Equipo de dosimetría	170
9.3.	Caracterización de la calidad de los haces	173
9.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	176
9.5.	Mediciones en condiciones distintas a las de referencia	183
9.6.	Cálculo de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	186
9.7.	Planilla de cálculo	190
10.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE PROTONES	192
10.1.	Consideraciones generales	192
10.2.	Equipo de dosimetría	194
10.3.	Caracterización de la calidad de los haces	196
10.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	197
10.5.	Los valores de k_{Q,Q_0}	201
10.6.	Calibración interna de cámaras de ionización	202
10.7.	Mediciones en condiciones distintas a las de referencia	212
10.8.	Cálculo de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	214
10.9.	Planilla de cálculo	219
11.	CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE IONES LIGEROS	221
11.1.	Consideraciones generales	221
11.2.	Equipo de dosimetría	225
11.3.	Caracterización de la calidad de los haces	227
11.4.	Determinación de la dosis absorbida en agua	227
11.5.	Los valores de k_{Q,Q_0}	232
11.6.	Mediciones en condiciones distintas a las de referencia	235
11.7.	Cálculo de la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia	236
11.8.	Planilla de cálculo	239
APÉNDICE I:	FORMALISMO PARA LA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RAYOS X DE KILOVOLTAJE	241

APÉNDICE II:	DETERMINACIÓN DEL k_{Q,Q_0} Y EL VALOR DE SU INCERTIDUMBRE.....	254
APÉNDICE III:	CARACTERIZACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS HACES.....	283
APÉNDICE IV:	EXPRESIÓN DE LAS INCERTIDUMBRES.....	292
REFERENCIAS.....		297
LISTA DE ABREVIATURAS.....		319
COLABORADORES EN LA REDACCIÓN Y LA REVISIÓN.....		321

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ANTECEDENTES

En la referencia [1], la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU)¹ concluyó que “aunque es demasiado pronto para generalizar, la evidencia disponible para ciertos tipos de tumores señala la necesidad de una exactitud del $\pm 5\%$ en la administración de la dosis a un volumen blanco si se persigue la erradicación del tumor primario”. Además, en el informe se indica que: “algunos médicos han pedido incluso límites inferiores, como $\pm 2\%$, pero en la actualidad (1976) es casi imposible lograr tal valor”. Estas afirmaciones se hicieron en un contexto en el que las incertidumbres se estimaban al nivel de confianza del 95% , y se han interpretado como correspondientes aproximadamente a dos desviaciones típicas ($k = 2$). De esta manera, el requisito de una exactitud del 5% en la administración de la dosis absorbida correspondería a una incertidumbre combinada del $2,5\%$ al nivel de una desviación típica ($k = 1$). En el año 2000, cuando se publicó la primera edición de este código de práctica internacional², se consideró que tal requisito de exactitud era demasiado estricto y que la incertidumbre combinada debería aumentarse hasta aproximadamente una desviación típica del 5% . En aquel momento no existían recomendaciones definitivas al respecto³. En un análisis posterior que Wambersie [6] hizo de datos radiobiológicos y clínicos, se propuso que la incertidumbre típica combinada de la administración de la dosis en el punto de especificación tuviera un valor del $3,5\%$, aunque se reconoció que, en muchos casos, era aceptable utilizar incertidumbres mayores. Esos límites son coherentes con el análisis que figura en la referencia [7], en el que se menciona que, por lo que se refiere exclusivamente al componente dosimétrico de un tratamiento

¹ Al final de la publicación puede consultarse una lista de las abreviaciones utilizadas en el texto.

² ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua, Colección de Informes Técnicos del OIEA N° 398, OIEA, Viena, 2005.

³ En distintos estudios se ha concluido que, respecto de determinados tipos de tumores, en la administración de la dosis, la incertidumbre típica combinada debería ser menor de $\sim 3,5\%$ [2, 4], “aun cuando en muchos casos sea aceptable utilizar valores mayores y en algunos casos especiales deba procurarse emplear valores menores” [3]. Asimismo, se ha afirmado que, al tomar en cuenta las incertidumbres en los algoritmos de cálculo de dosis, sería más adecuado que en la dosis suministrada al volumen blanco el límite de la incertidumbre típica combinada fuera del $\sim 5\%$ [4, 5].

de radioterapia, en la actualidad se considera que una incertidumbre próxima al 3 % ($k = 1$) es el requisito de exactitud aceptable para la diferencia entre la dosis prescrita y la que se administra al paciente en el punto de especificación en circunstancias óptimas. Además de los requisitos clínicos, la incertidumbre en la dosis administrada, que comienza con la incertidumbre de la calibración del haz, es la principal preocupación desde el punto de vista dosimétrico.

En 1987 el OIEA publicó un código de práctica internacional titulado *Determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones* [8], en el que se recomiendan procedimientos para calcular la dosis absorbida en agua a partir de mediciones efectuadas en radioterapia externa con una cámara de ionización. En 1997 se publicó la segunda edición del código de práctica [9], que incluía datos dosimétricos actualizados de los haces de fotones, principalmente los rayos X de kilovoltaje. En 1997 se publicó el código de práctica titulado *Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams* [10] con el fin de proporcionar nuevos datos actualizados para la referencia [8] respecto de las cámaras de ionización de placas paralelas.

Desde entonces, el OIEA ha publicado otros documentos con el fin de mejorar aún más la rastreabilidad, la exactitud y la coherencia de las mediciones radiológicas. En 2009 se publicó la referencia [11] con el objetivo de prestar asistencia a los laboratorios secundarios de calibración dosimétrica en lo tocante a la calibración de dosímetros de referencia para radioterapia externa. Además, en 2017 se publicó la referencia [12] a fin de ofrecer orientación sobre la dosimetría de campos pequeños estáticos de fotones empleada en nuevos métodos y técnicas en los que se utiliza rastreabilidad indirecta hasta la dosimetría de referencia de la radioterapia tradicional.

En el cálculo de las incertidumbres que figura en las referencias [9, 10] quedó patente que, durante la calibración de los haces, lo que más influye sobre la incertidumbre son las distintas magnitudes físicas que intervienen en el proceso y el gran número de etapas que se llevan a cabo, lo que da como resultado incertidumbres típicas de hasta el 4 %. Incluso en el caso de los valores de incertidumbre más bajos calculados [13, 14], la influencia de las primeras etapas sobre la cadena de dosimetría en radioterapia no se ajusta al requisito de reducir al mínimo la incertidumbre final en la dosis que se administra al paciente.

En los hospitales en los que se utilizan protocolos de dosimetría basados en el coeficiente⁴ $N_{D,\text{air}}$ (o N_{gas}) (véanse las definiciones que figuran en la sección 1.4.4), las distintas etapas que median entre la calibración de las cámaras de ionización y la determinación de la dosis absorbida en agua, D_w , son fuente de

⁴ En la norma ISO 31-0 [15] se ofrecen directrices sobre el uso del término “coeficiente”, que debería utilizarse para designar elementos multiplicadores dimensionales, y el término “factor”, que debería reservarse para elementos multiplicadores adimensionales.

incertidumbres no deseadas en la determinación de D_w . En la cadena de dosimetría intervienen diversas magnitudes, por ejemplo, se comienza con un coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire, N_K , que se cuantifica en aire mediante un haz de ^{60}Co , y se finaliza con la dosis absorbida en agua, D_w , cuantificada en agua con haces de uso clínico. En la cadena las incertidumbres dimanan principalmente de las conversiones que los usuarios hacen en los hospitales, por ejemplo, los conocidos factores k_m (factor de corrección para tener en cuenta que el aire y el material de la cámara no son medios equivalentes) y k_{att} (factor de corrección correspondiente a la atenuación y la dispersión de fotones en el material de la cámara), que se utilizan en la mayor parte de los códigos de práctica y protocolos de dosimetría basados en kerma en aire [9, 16-26]. Habida cuenta de los valores de incertidumbre implicados en la conversión de N_K en $N_{D,air}$ (o N_{gas}), en la práctica, el punto a partir del que se calibran los haces de uso clínico ya está afectado por una incertidumbre considerable [13].

Reich [27] propuso que los dosímetros terapéuticos se calibraran en función de la dosis absorbida en agua, e hizo hincapié en las ventajas que conlleva utilizar las mismas magnitudes y condiciones experimentales que los usuarios. La situación actual del desarrollo de patrones primarios de dosis absorbida en agua para fotones y electrones de alta energía, así como los adelantos en los conceptos de dosimetría de la radiación y el aumento de los datos disponibles, han permitido reducir la incertidumbre al calibrar haces de radiación. El desarrollo de patrones de dosis absorbida en agua en los laboratorios primarios de calibración dosimétrica (PSDL) ha sido uno de los principales objetivos del Comité Consultivo de Radiaciones Ionizantes (CCRI) [28]. En primer lugar, por medio de calorímetros de grafito, se hicieron mediciones de la dosis absorbida en grafito, que aún se utilizan en muchos laboratorios. Las comparaciones entre las determinaciones de la dosis absorbida en grafito fueron satisfactorias, por lo que en algunos laboratorios comenzaron a desarrollarse patrones de dosis absorbida en agua. En los dos últimos decenios, en los PSDL se han mejorado y ampliado de manera considerable los procedimientos para determinar la dosis absorbida en agua por medio de mediciones de las magnitudes base o derivadas adecuadas. La ionometría, la dosimetría química y la calorimetría de agua y de grafito son técnicas de eficacia comprobada que se utilizan para hacer esas mediciones. Aunque solo por medio de un calorímetro de agua puede determinarse de manera directa la dosis absorbida en agua en un maniquí de agua, en la actualidad en muchos laboratorios se conocen bien los factores de conversión y de corrección por perturbación que se precisan para aplicar otros procedimientos. Esos avances son prueba de que los coeficientes de calibración que se utilizan en haces de radioterapia pueden expresarse en función de la dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$. En los PSDL se ofrecen servicios de calibración en función de $N_{D,w}$ para haces de rayos gamma de ^{60}Co ; en algunos laboratorios esos procedimientos de

calibración también se ofrecen para haces de fotones y electrones de alta energía y para haces de rayos X de kilovoltaje de energía media, y en otros laboratorios se están desarrollando las técnicas que se precisan para ofrecer esos servicios.

En los laboratorios secundarios de calibración dosimétrica (SSDL) se hacen llegar a los usuarios (los hospitales) los coeficientes de calibración provenientes de un PSDL o de la Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM). En lo referente a los haces de rayos gamma de ^{60}Co , la mayoría de los SSDL pueden facilitar a los usuarios coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua, puesto que en todos los SSDL se cuenta con ese tipo de haces. Sin embargo, por lo general no es factible que los SSDL proporcionen coeficientes de calibración determinados por medios experimentales para haces de fotones y electrones de alta energía.

Un gran avance logrado durante el último decenio es el hecho de que en la radioterapia se utilizan cada vez más instalaciones de irradiación de protones y de iones más pesados⁵. En esos ámbitos la dosimetría práctica también se basa en el uso de cámaras de ionización que se calibran en función de la dosis absorbida en agua. Por consiguiente, los procedimientos de dosimetría desarrollados para fotones y electrones de alta energía también pueden utilizarse con los protones y los iones más pesados. En el otro extremo de la gama de haces disponibles para radioterapia externa se encuentran los haces de rayos X de kilovoltaje: el uso de patrones de dosis absorbida en agua para esos haces se presentó en la referencia [9]. No obstante, en la actualidad hay pocos laboratorios que ofrezcan servicios de calibración en función de $N_{D,w}$ para rayos X de kilovoltaje, debido a que en la mayor parte de los PSDL aún no se han establecido patrones primarios de dosis absorbida en agua para esas calidades de radiación. Sin embargo, en los PSDL y los SSDL pueden proporcionarse servicios de calibración en función de $N_{D,w}$ para haces de rayos X de kilovoltaje según sus patrones de kerma en aire y alguno de los protocolos de dosimetría vigentes para haces de rayos X. Por ello, hoy en día puede contarse con un sistema de dosimetría coherente basado

⁵ El OIEA y la ICRU [29, 30] recomendaron que todos los núcleos que tuvieran un número atómico Z igual o menor que el del neón ($Z = 10$) se denominaran “iones ligeros”, y que el término “ion pesado” se utilizara para los núcleos más pesados. En este código de práctica internacional se ofrecen recomendaciones de dosimetría de referencia y dosimetría relativa para protones (sección 10) y para iones más pesados que los protones, a saber, los iones ligeros (sección 11).

en patrones de dosis absorbida en agua para casi todos los haces de radioterapia (véase la fig. 1)⁶.

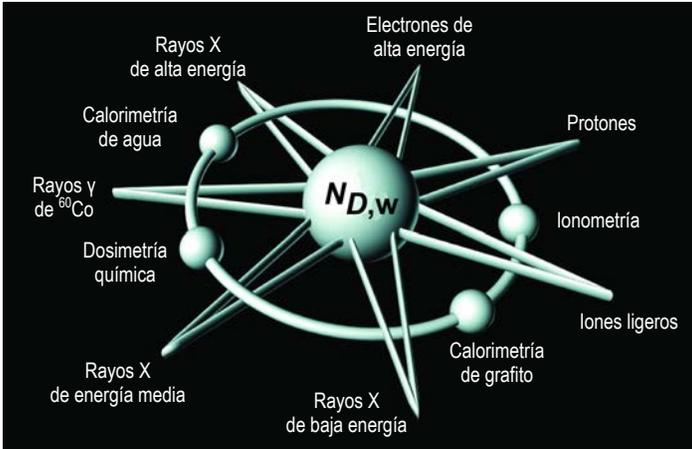


Fig. 1. Sistema de dosimetría coherente basado en patrones de dosis absorbida en agua. Los patrones primarios basados en la calorimetría de agua, la calorimetría de grafito, la dosimetría química y la ionometría permiten calibrar cámaras de ionización en función de la dosis absorbida en agua, ND_{w} . De un único código de práctica internacional proceden los métodos para determinar la dosis absorbida en agua para los haces de fotones de baja, media y alta energías, los haces de fotones de ^{60}Co , los haces de electrones, los haces de protones y los haces de iones ligeros que se utilizan en radioterapia externa.

⁶ En el caso de los haces de neutroterapia, el material de referencia de las dosis absorbidas es el tejido blando, con arreglo a la definición de la ICRU [31]. Este código de práctica internacional se basa en la dosis absorbida en agua. Debido a que los coeficientes de interacción de los neutrones dependen de manera preponderante de la energía de los neutrones y la composición del material, no existe un procedimiento sencillo para calcular la dosis absorbida en tejido blando a partir de la dosis absorbida en agua. Por otra parte, de manera tradicional, la dosimetría neutrónica se lleva a cabo con cámaras de ionización de materiales equivalentes a tejido que se irrigan con un gas equivalente a tejido para determinar la dosis absorbida en un medio homogéneo. Aunque el formalismo resultante [31] puede expresarse en función del k_{Q,Q_0} (factor de corrección para tener en cuenta la diferencia entre la respuesta de una cámara de ionización a la calidad del haz de referencia Q_0 que se utiliza para calibrar la cámara en el laboratorio de calibración, y la respuesta a la calidad del haz del usuario, Q), para la mayor parte de tipos de cámaras de ionización no se cuenta con datos sobre las variables físicas de interés para medir la dosis absorbida en agua en haces de neutrones. Por consiguiente, en este código de práctica internacional no se aborda la cuestión de la dosimetría de haces de neutrones para radioterapia.

1.1.1. Datos clave de la ICRU para la dosimetría

La referencia [32] sobre datos clave para los patrones de medición en la dosimetría de la radiación se redactó con el fin de atender una solicitud expresa del CCRI, constituido por el Comité Internacional de Pesas y Medidas (CIPM), que supervisa la labor de la BIPM. Los materiales que se tomaron en cuenta para la referencia [32] son el aire, el grafito y el agua.

Los nuevos datos clave comprenden valores de magnitudes fundamentales para la determinación del poder de frenado de partículas cargadas livianas y pesadas. En la referencia [32] se ofrecen recomendaciones sobre las energías de excitación medias (I) del aire (85,7 eV), el grafito (81 eV) y el agua (78 eV) y sobre la densidad de grafito que se debe utilizar al evaluar el efecto de la densidad (2,265 g/cm³) en el poder de frenado másico electrónico, S_{el}/ρ . Esas magnitudes arrojan nuevos valores de S_{el}/ρ para electrones y positrones, para protones e iones ligeros (partículas alfa e iones de carbono) y, de manera indirecta, en el caso de los protones y los iones de carbono, también modifican la energía media necesaria para producir un par de iones, W_{air} . Se recomienda asignar a W_{air} un valor de 33,97 eV en el caso de los electrones (que es constante por encima de ~10 keV) y de 34,44 eV en el caso de los protones; en cuanto a los iones de carbono, el valor está sujeto al mismo incremento que en el caso de los protones (el 0,6 %, suponiendo que los factores de corrección por perturbación sean despreciables en el caso de las cámaras de ionización que se utilizan para determinarlo), es decir, $W_{air} = 34,71$ eV. Se han revisado otros datos clave, por ejemplo, el defecto de calor del agua líquida, el rendimiento radiolítico de los dosímetros de Fricke y el factor de corrección para tener en cuenta la carga de los electrones primarios puestos en movimiento por fotones de baja energía.

Aunque se analizan en detalle los últimos adelantos y las tendencias actuales en materia de secciones eficaces de fotones y coeficientes de absorción de energía másicos, μ_{en}/ρ , así como los cocientes, no se presentan recomendaciones de datos concretos debido a las siguientes cuestiones:

- a) *Secciones eficaces de efecto fotoeléctrico.* Tras las exactas mediciones de μ_{en}/ρ del aire para energías bajas efectuadas mediante radiación sincrotrónica en el Instituto Federal de Física y Tecnología (PTB) (3 a 10 keV [33] y 3 a 60 keV [34]), se ha puesto en duda la aceptabilidad de las secciones eficaces de efecto fotoeléctrico que se utilizan en la actualidad. Los autores descubrieron que las mediciones coincidían más con la antigua recopilación de Hubbell [35], basada en los valores renormalizados de secciones eficaces de subcapas que habían sido determinados por Scofield [36], que con los valores que figuran en la base de datos de coeficientes de atenuación y de absorción de energía másicos del Instituto Nacional de Estándares y Tecnologías (NIST) [37],

basada en el conocido código informático XCOM [38] y en los trabajos de Seltzer [39] sobre el cálculo de coeficientes de transferencia de energía másicos (μ_{tr}/ρ) y coeficientes de absorción de energía másicos (μ_{en}/ρ), o con los que aparecen en la base de datos *Evaluated Photon Data Library* (EPDL) del Laboratorio Nacional Lawrence Livermore (LLNL) [40], todos basados en valores de Scofield sin renormalización. Por otro lado, en la referencia [32] se indica que las mediciones en aire tomada por Kato *et al.* [41] coinciden más con los valores que figuran en el NIST que con las secciones eficaces renormalizadas. Sin embargo, tras analizar los cocientes μ/μ_{en} para conjuntos de datos experimentales y teóricos, Kato *et al.* [41] llegaron a la conclusión de que sus resultados eran coherentes con los de Büermann *et al.* [33].

- b) *Secciones eficaces Compton.* Aunque los efectos de ligadura de los electrones son considerables a energías bajas de fotones, si se aplican los factores de corrección necesarios, pueden observarse diferencias en las secciones eficaces de dispersión incoherente. Un método que se emplea con frecuencia en distintos conjuntos de datos y códigos de Montecarlo consiste en utilizar una función de dispersión incoherente para corregir la fórmula de Klein-Nishina a modo de factor de multiplicación. En el caso de las secciones eficaces que figuran en el XCOM del NIST y en la EPDL del LLNL se utiliza un método más complejo, basado en la teoría de Waller y Hartree [42], y se tienen en cuenta los efectos de ligadura por medio de los valores de la función de dispersión incoherente de Hubbell *et al.* [43, 44]. En este método no se tiene en cuenta el ensanchamiento Doppler, es decir, la energía de los fotones dispersos con un ángulo determinado tiene un valor único (denominado “línea Compton”), que se obtiene de las ecuaciones de cinemática de Compton, en vez de una distribución de energías. En lugar de ello, en el sistema de código PENELOPE para simulaciones de Montecarlo [45, 46] se utiliza la aproximación de impulso relativista formulada por Ribberfors [47], que produce secciones eficaces más realistas y tiene en cuenta tanto el ensanchamiento Doppler en las distribuciones de energía de los fotones dispersos como los efectos de ligadura.

El efecto de los nuevos datos en los patrones de medición y, por consiguiente, en las calibraciones de cámaras de ionización que llevan a cabo los laboratorios de calibración, varía en función de la modalidad de radiación y el tipo de patrón que se utilice. Los cambios son hasta del ~ 1 % en el caso de los patrones de kerma en aire para haces de rayos X de kilovoltaje y haces de ^{60}Co (también para algunas fuentes de braquiterapia; por ejemplo, ^{192}Ir). Aunque cabría esperar que se produjera un cambio parecido en el caso del patrón ionométrico de dosis absorbida en agua de la BIPM para haces de ^{60}Co , la aplicación de los nuevos

datos se evalúa en el marco de los cambios que se sabe que se han hecho a otros factores de corrección, lo que da como resultado un cambio casi insignificante. En el caso de los patrones de calorimetría de grafito, solo hay cambios pequeños, mayormente asociados a uno de los métodos de transferencia que se emplean para convertir la dosis en grafito en dosis en agua, algo que depende del patrón concreto que se utilice en cada laboratorio. En el caso de la calorimetría de agua, no hay cambios.

El presente código de práctica internacional se basa en los cuadros de datos de poder de frenado de partículas cargadas que, para el grafito, el agua y el aire, figuran en la referencia [32]; en el caso de los demás materiales se utilizan datos procedentes de las referencias [48-51]. En cuanto a los fotones, se emplean las secciones eficaces y los valores de μ_{en}/ρ que figuran en la versión de 2014 del código PENELOPE para simulaciones de Montecarlo [45, 46]. El código PENELOPE incluye una base de datos de secciones eficaces fotoeléctricas renormalizadas de todos los materiales, que Sabbatucci y Salvat [52] crearon siguiendo la misma teoría que Scofield [36]; la vasta matriz de energías de esta base de datos permite conseguir una descripción exacta de la variación de la sección eficaz cerca de los bordes de absorción.

Aunque no hay diferencias considerables entre los datos dosimétricos resultantes (por ejemplo, los factores de corrección para tener en cuenta la diferencia entre la respuesta de una cámara de ionización en la calidad del haz de referencia que se utiliza para calibrar la cámara y la respuesta en la calidad del haz que emplea el usuario, es decir, los valores k_Q) que se muestran en la presente publicación y los que figuran en la primera edición de este código de práctica internacional, ya que por lo general se encuentran dentro de los márgenes de incertidumbre que se enunciaron en el documento anterior, era necesario publicar esta versión actualizada para mantener la coherencia con los datos que se utilizan para medir los patrones e incorporar datos referentes a las nuevas cámaras de ionización que están disponibles desde que se publicó la primera edición.

1.2. OBJETIVO

1.2.1. Razones para publicar una versión actualizada del código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua

La primera edición del presente código de práctica internacional se redactó a mediados de la década de 1990. Desde entonces, se han producido

diversos avances en los ámbitos de la radioterapia y la dosimetría de la radiación, por ejemplo:

- a) Se han puesto en funcionamiento sobre el terreno nuevas tecnologías de radioterapia, en su mayoría relacionadas con los haces de fotones de megavoltaje y con los haces de protones e iones más pesados, que han traído aparejada la necesidad de elaborar orientaciones y recopilar datos de dosimetría de referencia para los usuarios finales.
- b) Han salido al mercado nuevos detectores que precisan datos para utilizarse en el ámbito clínico.
- c) La ICRU publicó un informe acerca de datos clave para los patrones de medición en la dosimetría de la radiación [32], en el que se examinaban las magnitudes y los factores de corrección fundamentales para la dosimetría, se calculaban las incertidumbres de datos clave y se analizaban las repercusiones de utilizar los datos de la referencia [32] para hacer mediciones y cálculos. El CCRI avaló [53] esos datos, que posteriormente comenzaron a utilizarse en laboratorios de calibración para calibrar cámaras de ionización. En función de la modalidad de radiación y el tipo de patrón utilizados, los nuevos datos tuvieron distintas repercusiones en los patrones de medición y, por lo tanto, en las calibraciones de cámaras de ionización que se llevan a cabo en los laboratorios de calibración.
- d) El uso de simulaciones de Montecarlo aplicadas al transporte de radiaciones se ha generalizado a la hora de calcular con exactitud las magnitudes dosimétricas de todo tipo de haces, y ese método ha sustituido a distintas técnicas utilizadas para calcular datos en la edición anterior de este código de práctica internacional. Las secciones eficaces y los coeficientes de los códigos para simulaciones de Montecarlo de uso frecuente se han actualizado de conformidad con la referencia [32]. Se han calculado conjuntos amplios de magnitudes dosimétricas en las que se muestran los efectos de los nuevos datos clave en la dosimetría de referencia de los haces de radioterapia de alta energía.
- e) En el caso de la dosimetría de rayos X de kilovoltaje, no se hicieron realidad las predicciones que figuran en la primera edición de este código de práctica internacional acerca de la disponibilidad de calibraciones en función de la dosis absorbida en agua ($N_{D,w}$); además, no se formularon recomendaciones respecto de los datos concretos que debía utilizar. Habida cuenta de que los cambios en las secciones eficaces y los coeficientes para tener en cuenta el efecto fotoeléctrico han producido modificaciones considerables en los datos clave, para ese tipo de haz han surgido [54] nuevos datos que son coherentes con la referencia [32], y se considera necesario incorporarlos en una versión actualizada del código de práctica internacional.

- f) En la primera edición de este código de práctica internacional se incluían recomendaciones acerca de la dosimetría de haces de radioterapia en circunstancias atípicas, es decir, para haces con tamaño de campo distinto de 10 cm × 10 cm. En un código de práctica internacional de carácter general es preciso tener en cuenta los avances recientes, en especial por lo que se refiere a la dosimetría de haces de fotones de megavoltaje de campos pequeños (véase la referencia [12]).
- g) Hay que tener en cuenta la retroinformación que los usuarios han hecho llegar tras años de llevar a la práctica médica lo dispuesto en la primera edición de este código de práctica internacional.

1.2.2. Ventajas de contar con un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua

La dosis absorbida en agua reviste gran interés en el ámbito de la radioterapia puesto que guarda estrecha relación con los efectos biológicos de la radiación. Varios autores [55-57] se han referido a las ventajas de calibrar en función de la dosis absorbida en agua y de los procedimientos de dosimetría en los que se utilizan los coeficientes de calibración conexos; dichas ventajas se detallan en la referencia [58]. A continuación se presenta un resumen de los aspectos de mayor interés.

1.2.2.1. Disminución de la incertidumbre

El afán por mejorar los fundamentos de la dosimetría en el ámbito de la radioterapia ha llevado a los PSDL a dedicar grandes esfuerzos a desarrollar patrones primarios de dosis absorbida en agua para las distintas modalidades de haces. La justificación para cambiar el sistema de calibración de kerma en aire a dosis absorbida en agua fue que se tenía previsto que calibrar las cámaras de ionización en función de la dosis absorbida en agua disminuiría de manera considerable la incertidumbre al determinar la dosis absorbida en agua en los haces de radioterapia. Si se desea hacer mediciones basadas en la calibración en aire en función del kerma en aire, es necesario contar con factores de conversión dependientes de las cámaras para determinar la dosis absorbida en agua. Esos factores de conversión no tienen en cuenta las diferencias entre distintas cámaras de un tipo concreto que, en el caso de algunos modelos, se ha constatado que son considerables. En cambio, la calibración en función de la dosis absorbida en agua puede hacerse en circunstancias parecidas a las de las mediciones ulteriores que se harán en el haz que emplea el usuario, para que se tome en cuenta la respuesta de cada cámara concreta. En la figura 2 se observa la variabilidad entre cámaras que se ha constatado en determinado modelo. Ella obedece a

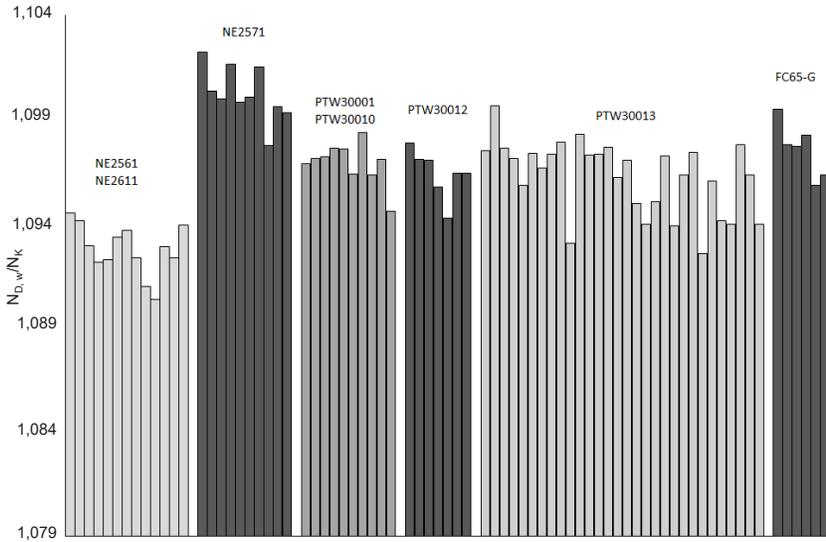


Fig. 2. El cociente de los coeficientes de calibración para haces de ^{60}Co , $N_{D,w}/N_K$, es un indicador útil de la uniformidad en un determinado tipo de cámara [59]. Obsérvese la variabilidad entre cámaras, que puede constatarse por las diferencias en el cociente $N_{D,w}/N_K$ de un gran número de cámaras de ionización cilíndricas de un determinado tipo que se utilizan con frecuencia en la dosimetría de radioterapia. Datos cuantificados en el Laboratorio de Dosimetría del OIEA.

la falta de uniformidad en el cociente $N_{D,w}/N_K$ para haces de ^{60}Co en un gran número de cámaras de ionización cilíndricas que se utilizan con frecuencia en la dosimetría de radioterapia. Además, la BIPM ha informado de que, en el caso de determinado tipo de cámara, la diferencia de una cámara a otra puede ser de hasta el 0,8 % [59]. El motivo principal de promover que las cámaras de ionización se calibren de manera directa en función de la dosis absorbida en agua es acabar con el componente de incertidumbre asociado a la suposición de que todas las cámaras de determinado tipo son idénticas.

En principio, los patrones primarios de dosis absorbida en agua funcionan tanto para haces de ^{60}Co como de aceleradores. Por consiguiente, en el caso de la radiación fotónica y electrónica de alta energía de los aceleradores lineales, puede contarse con determinaciones experimentales de la dependencia energética de las cámaras de ionización, lo que da como resultado una disminución de la incertidumbre debido al efecto de la calidad del haz. Pueden extraerse conclusiones parecidas para el caso de los haces de protones y los haces de iones ligeros que se utilizan con fines terapéuticos; sin embargo, los patrones

primarios de dosis absorbida en agua para esas calidades de radiación aún no son de uso generalizado.

1.2.2.2. Uso de un sistema de patrones primarios más sólido

Aunque en la dosimetría de la radiación la magnitud de interés es la dosis absorbida en agua, cuando se publicó la primera edición del presente código de práctica internacional la mayor parte de las recomendaciones acerca de la dosimetría en los planos nacional, regional e internacional se formulaban sobre la base de un coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire que podía rastrearse hasta un patrón primario nacional o internacional de kerma en aire para radiación gamma de ^{60}Co . Aunque al comparar los patrones internacionales se ha constatado un muy buen nivel de concordancia, un inconveniente considerable es que todos esos patrones se basan en mediciones efectuadas con cámaras de ionización, por lo que pueden verse afectados por errores habituales. Además, se ha descubierto que, en función del método de evaluación, en algunos patrones primarios pueden presentarse variaciones de hasta el 0,7 % en el factor que tiene en cuenta la atenuación de la pared de la cámara utilizada para determinar el kerma en aire [60]. En cambio, los patrones primarios de dosis absorbida en agua se basan en diversos principios físicos, y para trabajar con ellos no es necesario partir de supuestos ni calcular factores de corrección en común. Por ello, al comparar estos patrones suele constatar un buen nivel de concordancia (véase la sección 2.2), lo que genera mucha más confianza en su exactitud.

1.2.2.3. Empleo de un formalismo sencillo

El formalismo que figura en la referencia [9], así como en la mayor parte de los protocolos de dosimetría nacionales e internacionales basados en kerma en aire que se utilizan para determinar la dosis absorbida en agua en haces de radioterapia, se basaba en la aplicación de varios coeficientes y factores de corrección por perturbaciones y otras variables. Ello obedecía a la dificultad práctica de convertir una magnitud cuantificada en aire (kerma en aire) en una magnitud cuantificada en un maniquí (dosis absorbida en agua). Esa complejidad se pone de manifiesto si se analizan las ecuaciones que se precisaban y los procedimientos que tenían que utilizarse para elegir los datos adecuados. También es necesario contar con información fiable acerca de determinadas características físicas de la cámara de ionización que se emplea. Muchos de esos datos, por ejemplo, los factores de corrección por el desplazamiento y la razón de poderes de frenado, se determinan a partir de complejas mediciones y cálculos basados en modelos teóricos. Si se utiliza un procedimiento simplificado que parte de un

coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua y se aplican factores de corrección por todas las magnitudes de influencia, disminuye la posibilidad de cometer errores al determinar la dosis absorbida en agua en el haz de radiación. La sencillez del formalismo que se refiere a la dosis absorbida en agua puede observarse en la ecuación general que se utiliza para determinar la dosis absorbida en agua (véase la sección 3).

1.2.3. Observaciones finales

Debido a las ventajas que se detallan en la sección 1.2.2, en la dosimetría de haces de fotones y electrones de alta energía para radioterapia es preferible calibrar en función de la dosis absorbida en agua y los procedimientos de dosimetría que se basan en $N_{D,w,Q}$ (coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para un dosímetro en el que el usuario emplea un haz de calidad Q), y este enfoque se emplea en todo el mundo. En algunos PSDL, el método se ha ampliado a los rayos X de kilovoltaje de energía media y los patrones de braquiterapia, y, en otros laboratorios de calibración, la aplicación del método a los haces de protones está en fase de desarrollo.

Sin embargo, debería hacerse hincapié en que los procedimientos basados en la calibración en función del kerma en aire aún resultan útiles para diversas aplicaciones de la radioterapia y otros ámbitos de la medicina radiológica. La dosimetría de rayos X de kilovoltaje reviste especial interés: en el caso de haces de baja energía, no hay patrones “auténticos” de dosis absorbida en agua y estos tampoco están en proceso de desarrollarse;⁷ en el caso de los haces de energía media, se necesitará tiempo para que los coeficientes $N_{D,w,Q}$ se utilicen en la práctica médica. En el caso de los haces de protones e iones más pesados, los coeficientes $N_{D,w,^{60}\text{Co}}$ se utilizan de manera habitual, sin embargo, la mayor parte de los datos que se utilizan para calcular el valor de W_{air} para esos haces aún se basa en los coeficientes de calibración de cámaras N_K . Aunque su uso quede fuera del alcance del presente código de práctica internacional, en todo el mundo, la mayor parte de la calibración de fuentes de braquiterapia también se basa en patrones de kerma en aire, al igual que básicamente todos los procedimientos de dosimetría para protección radiológica y para aplicaciones en el ámbito del radiodiagnóstico y la radiología intervencionista. Por ello, no deberían menospreciarse la importancia y la utilidad ininterrumpidas de la calibración en función del kerma en aire.

Las orientaciones y las recomendaciones que se ofrecen en este documento y que guardan relación con las buenas prácticas señaladas representan la opinión

⁷ En el caso de los rayos X de baja energía, no hay patrones primarios para esa gama de dosis. En lugar de ello, se utiliza el kerma en aire y se calculan factores de conversión.

de expertos, pero no son formuladas sobre la base de un consenso entre todos los Estados Miembros.

1.3. ALCANCE

En el presente código de práctica internacional se proporciona un método para determinar la dosis absorbida en agua para haces de fotones de baja, media y alta energías, haces de electrones, y haces de protones e iones más pesados que se utilizan en radioterapia externa. Para ello, se parte de una cámara de ionización o un dosímetro que cuente con un coeficiente de calibración $N_{D,w}$ y que pueda utilizarse en todos los hospitales e instalaciones en los que se proporciona radioterapia a pacientes con cáncer. Aunque esos establecimientos pueden ser de diversa índole, esta publicación es un documento útil para las comunidades que se dedican a la física médica y la radioterapia, y contribuirá a que las dosis de radiación se administren de manera uniforme y coherente en todo el mundo. Además, podría revestir gran valor para la Red OIEA/OMS de Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica, puesto que hace posible aumentar la exactitud y la coherencia de sus determinaciones de dosis y, por consiguiente, fomenta la normalización de la dosimetría de la radiación en los países de operación.

En la presente publicación, el valor de la dosis absorbida en agua determinada en haces de uso clínico es ligeramente distinto al que figura en anteriores códigos de práctica y protocolos de dosimetría basados en patrones de kerma en aire (véanse, por ejemplo, las refs. [9, 10]) y en la primera edición de este código de práctica internacional. Los usuarios a quienes no se les ofrezcan orientaciones de calibración en función de la dosis absorbida en agua pueden consultar los códigos de práctica internacional basados en kerma en aire, por ejemplo, los que figuran en las referencias [9, 10].

1.4. ESTRUCTURA

1.4.1. Gama de calidades de haz

A continuación pueden consultarse las gamas de calidades de radiación que se abordan en esta publicación (véase, en la sección correspondiente, la caracterización del índice de calidad de los haces):

- a) Rayos X de baja energía con tensiones de aceleración de hasta 100 kV.⁸
- b) Rayos X de energía media con tensiones de aceleración mayores a 70 kV.⁸
- c) Radiación gamma de ⁶⁰Co.
- d) Fotones de alta energía producidos por electrones con energías menores de 25 MeV, con valores de TPR_{20,10} (véase la definición que figura en la sección 1.4.4) de aproximadamente entre 0,6 y 0,8. Se excluyen los haces de fotones de megavoltaje generados por aceleradores especiales y los que comprenden técnicas de imagenología por resonancia magnética (por ejemplo, CyberKnife y los linac para resonancia magnética).
- e) Electrones en el intervalo de energía de 4 a 25 MeV con una profundidad hemirreductora, R_{50} , de 1,4 a 10 g·cm⁻².
- f) Protones en el intervalo de energía de 50 MeV a ~250 MeV con un alcance práctico, R_p , de 0,25 a 37 g·cm⁻².
- g) Iones ligeros con número atómico Z entre 2 (He) y 10 (Ne), con un alcance práctico en agua, R_p , de 2 a 30 g·cm⁻² (en el caso de los iones de carbono, esto corresponde a un intervalo de energía de 85 a 430 MeV/u, donde u es la unidad de masa atómica).

1.4.2. Uso práctico del código de práctica internacional

Se ha hecho hincapié en que el presente documento pueda aplicarse en la práctica de la manera más sencilla posible. Este código de práctica internacional tiene una estructura distinta de la del documento de la referencia [9] y que se parece más a la del de la referencia [10] en cuanto a que las recomendaciones prácticas y los datos de cada tipo de radiación se han colocado en una sección individual dedicada a ese tipo de radiación, por lo que, en pocas palabras, cada sección integra un código de práctica independiente y autónomo en el que se

⁸ La división entre los rayos X de kilovoltaje de energía baja y media no es tajante y las definiciones se solapan en el intervalo de 70 kV a 100 kV. En el caso de los haces de ese intervalo, las técnicas para determinar la dosis absorbida que se detallan en las secciones 8 y 9 dan resultados igualmente satisfactorios, por lo que debería utilizarse la que resultara más práctica.

incluyen procedimientos y planillas de cálculo detallados. Los lectores pueden determinar dosis de haces concretos si consultan la sección adecuada, y se ha reducido al mínimo la necesidad de buscar procedimientos o cuadros que figuren en distintas secciones de la publicación. Debido a que los distintos códigos de práctica se concibieron como documentos independientes y autónomos, ha sido inevitable que se repitieran algunos fragmentos de texto; sin embargo, cabe esperar que así sea en una publicación sencilla y de fácil uso, en especial por lo que se refiere a usuarios que tienen acceso a escasos tipos de radiación. En las primeras cuatro secciones pueden consultarse conceptos generales que conciernen a todos los tipos de radiación. En los apéndices se proporciona información complementaria.

1.4.3. Expresión de las incertidumbres

En el presente código de práctica internacional las incertidumbres se calculan con arreglo a las orientaciones de la Organización Internacional de Normalización (ISO) [61]. La incertidumbre de las magnitudes se expresa como la incertidumbre típica relativa, y el cálculo de la incertidumbre típica se clasifica en tipo A y tipo B. La incertidumbre típica de tipo A se calcula por medio del análisis estadístico de series de observaciones, y la incertidumbre típica de tipo B se calcula con métodos distintos del análisis estadístico de series de observaciones. En aras de la exhaustividad, en el apéndice IV de esta publicación se presenta una guía práctica para aplicar las recomendaciones de la ISO que parte de los resúmenes que figuran en las referencias [9, 62].

En las secciones correspondientes pueden consultarse los cálculos de la incertidumbre en la determinación de dosis para los distintos tipos de radiación. Por lo general, los valores que se presentan en la presente publicación son más pequeños que los que se calcularon para los anteriores códigos de práctica, incluida la primera edición de este código de práctica internacional. Ello obedece a que se tiene mayor confianza en las determinaciones de la dosis absorbida en agua en función de patrones de D_w y, en algunos casos, a que las incertidumbres se han analizado con mayor rigor y de conformidad con las orientaciones de la ISO.

1.4.4. Magnitudes y símbolos

La mayor parte de los símbolos que se utilizan en esta publicación son idénticos a los que aparecen en las referencias [9, 10] y en la primera edición del presente código de práctica internacional. En aras de la exhaustividad, en el cuadro 1 se facilita un resumen de todas las magnitudes de interés para los distintos métodos que se abordan en esta publicación.

CUADRO 1. MAGNITUDES Y SÍMBOLOS QUE SE UTILIZAN EN ESTA PUBLICACIÓN

Símbolo	Definición
B_w	Factor de retrodispersión. Se define como el cociente entre el kerma de colisión en agua en un punto del eje del haz medido en la superficie de un maniquí de agua con dispersión completa y el kerma de colisión en agua en el mismo punto del haz primario (incidente) medido sin maniquí.
c_{pl}	Factor de puesta en escala. Depende del tipo de material y se utiliza para convertir alcances y profundidades de medición en maniquís de plástico en los valores equivalentes para maniquís de agua. Se aplica en haces de electrones, protones e iones ligeros. ^a
$D_{w,Q}$	Dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia, z_{ref} , en un maniquí de agua irradiado con un haz de calidad Q . Se prescinde del subíndice Q cuando la calidad del haz de referencia es ^{60}Co . Unidad: gray (Gy).
E_o, E_z	Energía media de un haz de electrones en la superficie de un maniquí y a una profundidad z , respectivamente. Unidad: megaelectronvoltio (MeV).
h_{pl}	Factor de puesta en escala de la fluencia de partículas cargadas. Depende del tipo de material y se utiliza para corregir en función de la diferencia en la fluencia en plástico en comparación con la fluencia en agua a una profundidad equivalente.
HVL	Capa hemirreductora. Junto con el kilovoltaje, se utiliza como índice de calidad para los haces de rayos X de energía baja y media.
$K_{air,Q}$	Kerma en aire medido en un punto de referencia irradiado por un haz de calidad Q .
k_i	Factor de corrección general que se utiliza en formalismos para corregir en función del efecto de la diferencia entre el valor de una magnitud de influencia medido al calibrar un dosímetro en condiciones de referencia en un laboratorio de calibración y el que se mide cuando el dosímetro se utiliza en las instalaciones del usuario en circunstancias distintas.
k_{elec}	Factor o coeficiente de calibración de un electrómetro.

CUADRO 1. MAGNITUDES Y SÍMBOLOS QUE SE UTILIZAN EN ESTA PUBLICACIÓN (cont.)

Símbolo	Definición
k_h	Factor de corrección para tener en cuenta la respuesta de una cámara de ionización al efecto de la humedad en los casos en los que el coeficiente de calibración de la cámara se haya calculado en aire seco.
k_{pol}	Factor de corrección para tener en cuenta la respuesta de una cámara de ionización al efecto de un cambio de polaridad en la tensión de polarización que se aplica a la cámara.
k_{Q,Q_0}	Factor de corrección para tener en cuenta la diferencia entre la respuesta de una cámara de ionización a la calidad del haz de referencia Q_0 que se emplea para calibrar la cámara en el laboratorio de calibración, y la respuesta a la calidad del haz del usuario, Q . Se prescinde del subíndice Q_0 cuando la calidad del haz de referencia es radiación gamma de ^{60}Co (es decir, la notación simplificada k_Q siempre corresponde a la calidad de referencia ^{60}Co).
k_s	Factor de corrección para tener en cuenta la respuesta de una cámara de ionización a la recolección incompleta de carga (debido a la recombinación de iones).
k_{TP}	Factor de corrección para tener en cuenta la respuesta de una cámara de ionización al efecto de la diferencia que podría haber entre la temperatura y la presión de referencia normalizadas que especifica el laboratorio de calibración, y la temperatura y la presión de la cámara que se encuentra en las instalaciones del usuario en condiciones ambientales distintas.
k_{vol}	Factor de corrección para tener en cuenta la respuesta de una cámara de ionización al efecto de volumen parcial en los casos en los que se utilicen haces de fotones sin filtro aplanador en los que el perfil del haz en el detector no es homogéneo.
M_Q	Lectura de un dosímetro expuesto a un haz de calidad Q , corregida en función de magnitudes de influencia distintas de la calidad del haz. Unidades: nanoculombios (nC) o lecturas (rdg).
M_{em}	Lectura de un dosímetro que se utiliza como monitor externo. Unidades: nanoculombios (nC) o lecturas (rdg).

CUADRO 1. MAGNITUDES Y SÍMBOLOS QUE SE UTILIZAN EN ESTA PUBLICACIÓN (cont.)

Símbolo	Definición
$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{m_1, m_2}$	Cociente del valor medio de los coeficientes de absorción de energía másicos de los materiales m_1 y m_2 , promediados en un espectro de fotones.
$N_{D,\text{air}}$	<p>Coefficiente de la dosis absorbida en aire para una cámara de ionización. Se utiliza en protocolos de dosimetría basados en kerma en aire (véanse las refs. [9, 10]).</p> <p>Este coeficiente se expresa como N_{gas} en la referencia [18] y como N_D en las referencias [9, 19]; sin embargo, en la referencia [10] se incluyó el subíndice “air” con el fin de aclarar que se refiere a la dosis absorbida en el aire de la cavidad de la cámara. Debería procurarse no confundir $N_{D,\text{air}}$ o N_D con el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua, $N_{D,w}$, que se detalla a continuación. Unidad: Gy/C o Gy/rdg.</p>
$N_{D,w,Q}$	<p>Coefficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para un dosímetro expuesto a un haz de calidad Q. En los casos en los que la calidad corresponda a un haz de referencia Q_0, la notación se expresa como N_{D,w,Q_0}.</p> <p>El producto $M_{Q_0} N_{D,w,Q_0}$ da como resultado la dosis absorbida en agua, D_{w,Q_0}, a la profundidad de referencia z_{ref} y sin la cámara. Se prescinde del subíndice Q_0 cuando la calidad de referencia es un haz de rayos gamma de ^{60}Co (es decir, $N_{D,w}$ corresponde siempre al coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua en los haces de ^{60}Co). En la referencia [18], el coeficiente $N_{D,w}$ se expresa como N_D en los casos en los que había una relación entre N_{gas} y N_D. Además, en los certificados de calibración que expiden algunos laboratorios de calibración y fabricantes se utiliza el símbolo N_D en lugar de $N_{D,w}$. Con el fin de evitar que se cometan errores graves, se recomienda encarecidamente a los usuarios que comprueben las magnitudes físicas que se utilizan para calibrar sus detectores.^b Unidades: Gy/C o Gy/rdg.</p>
$N_{K_{\text{air}},Q}$	Coefficiente de calibración expresado en función del kerma en aire de un dosímetro expuesto a un haz de calidad Q . Unidades: Gy/C o Gy/rdg.
p_{cav}	Factor de corrección para tener en cuenta la respuesta de una cámara de ionización a los efectos relativos a la cavidad de aire, sobre todo la dispersión de electrones al interior de la cavidad debido a la que la fluencia de electrones hacia dentro de una cavidad es distinta de la que se produce en el medio sin cavidad.

CUADRO 1. MAGNITUDES Y SÍMBOLOS QUE SE UTILIZAN EN ESTA PUBLICACIÓN (cont.)

Símbolo	Definición
p_{cel}	Factor de corrección para tener en cuenta la respuesta de una cámara de ionización al efecto de que se utilice un electrodo central en las mediciones dentro de maniquís expuestos a haces de fotones (entre ellos, de ^{60}Co), electrones y protones de alta energía. Obsérvese que este factor es distinto del que figura en la referencia [9], en la que, para corregir, se tomó en cuenta el efecto general del electrodo central, tanto durante la calibración de la cámara en aire expuesto a un haz de ^{60}Co como durante las mediciones ulteriores que se hicieron en un maniquí expuesto a haces de fotones y electrones. Con el fin de evitar la ambigüedad, en la referencia [10] al factor que se utiliza en la referencia [9] se le denominó $p_{\text{cel-gbl}}$, y el símbolo p_{cel} se utilizó de manera exclusiva para las mediciones dentro de maniquís.
PDD(z)	Porcentaje de dosis a una profundidad z .
p_{dis}	Factor para tener en cuenta el efecto de sustituir un volumen de agua con la cavidad del detector en los casos en los que como punto de referencia de la cámara ^c se tome el centro de ella. Se utiliza como alternativa al punto efectivo de medición de la cámara, P_{eff} . En el caso de las cámaras de ionización de placas paralelas, no es necesario utilizar p_{dis} .
P_{eff}	Punto efectivo de medición de una cámara de ionización. En el caso de una cámara de calibración de forma ordinaria (es decir, en la que el haz de radiación incide desde un sentido), P_{eff} pasa de estar al centro de la cámara a acercarse a la fuente a una distancia que depende del tipo de haz y de la cámara. En el caso de las cámaras de ionización de placas paralelas, por lo general se presupone que P_{eff} se encuentra en el centro de la superficie frontal de la cavidad de aire. ^d Aunque en todos los tipos de radiación que figuran en la referencia [9] se utiliza el concepto de punto efectivo de medición de una cámara de ionización cilíndrica, en el presente código de práctica internacional dicho concepto se utiliza solo en el caso de los haces de electrones e iones. En el caso de otro tipo de haces, la dosimetría de referencia se basa en colocar el punto de referencia de la cámara a la profundidad de referencia, z_{ref} , en la que se determina la dosis. La ubicación del punto de referencia de las cámaras de ionización se detalla en función de cada tipo de radiación en la sección correspondiente.

CUADRO 1. MAGNITUDES Y SÍMBOLOS QUE SE UTILIZAN EN ESTA PUBLICACIÓN (cont.)

Símbolo	Definición
P_{ch}	Factor general de corrección por la perturbación de una cámara de ionización que se utiliza para hacer mediciones dentro de maniqués expuestos a haces de calidad Q . Equivale al producto de distintos factores de corrección que se utilizan para tener en cuenta pequeñas perturbaciones por diversos efectos, a saber, P_{cav} , P_{cel} , P_{dis} y P_{wall} .
P_{wall}	Factor de corrección para tener en cuenta la respuesta de una cámara de ionización al hecho de que la pared de la cámara y la funda impermeable que la protege no son medios equivalentes.
Q	Símbolo general que se utiliza para denotar la calidad de un haz de radiación. Se coloca el subíndice "o", es decir, Q_o , para indicar la calidad de referencia.
Q_{int}	Calidad de haz intermedia que se utiliza para disminuir los datos que se precisan para tratar los factores de corrección de la calidad de los haces.
rdg	Magnitud que se utiliza para representar la lectura de un dosímetro expresada en unidades arbitrarias.
R_{50}	Profundidad hemirreductora en agua, que, en el caso de los haces de electrones, se utiliza como índice de calidad del haz. Se trata de la profundidad en agua en la que la dosis absorbida equivale al 50 % de la dosis absorbida máxima. Unidades: g/cm^2 .
R_{csda}	Alcance de las partículas sujetas a la aproximación de frenado continuo.
R_p	Alcance práctico de los haces de electrones, protones e iones. Unidades: g/cm^2 .
R_{res}	Alcance residual de los haces de protones e iones. Unidades: g/cm^2 .
r_{cyl}	Radio interno de una cámara de ionización cilíndrica.
SAD	Distancia fuente-eje
SCD	Distancia fuente-cámara
SOBP	Anchura del pico de Bragg extendido en el caso de haces de protones e iones más pesados.

CUADRO 1. MAGNITUDES Y SÍMBOLOS QUE SE UTILIZAN EN ESTA PUBLICACIÓN (cont.)

Símbolo	Definición
SSD	Distancia fuente-superficie
$s_{m,air}$	Razón de poderes de frenado medio/aire, que se define como el cociente entre el valor medio del poder de frenado másico restringido del material m y el del aire, promediados en un espectro de electrones. Salvo por los haces de iones ligeros, en el caso de todos los haces de radioterapia de alta energía que figuran en el presente código de práctica internacional, las razones de poderes de frenado son de tipo Spencer-Attix y tienen un umbral de energía de $\Delta = 10$ keV (véase la referencia [19]).
TMR	Razón tejido/máximo
$TPR_{20,10}$	Razón tejido/maniquí calculada en agua a profundidades de 20 g/cm^2 y 10 g/cm^2 , para un tamaño de campo de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ y una SCD de 100 cm . Se utiliza como índice de calidad del haz en el caso de radiación de fotones de alta energía.
u_c	Incertidumbre típica combinada de una magnitud.
W_{air}	Energía media necesaria para producir un par de iones en aire seco.
z_{max}	Profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación. Unidades: g/cm^2 .
z_{ref}	Profundidad de referencia para hacer las mediciones en maniquís. Cuando se especifica en z_{ref} , la dosis absorbida en agua se refiere a $D_{w,Q}$ en el punto de intersección entre el eje central del haz y el plano que define z_{ref} . Unidades: g/cm^2 .

CUADRO 1. MAGNITUDES Y SÍMBOLOS QUE SE UTILIZAN EN ESTA PUBLICACIÓN (cont.)

Símbolo	Definición
a	En este código de práctica internacional, las profundidades y los alcances se expresan en unidades de g/cm^2 , a diferencia de las definiciones respecto de los haces de electrones que figuran en la referencia [10], en la que se expresan en centímetros. Debido a ello, los valores de c_{pl} de los electrones que se proporcionan en esta publicación son distintos de los valores de C_{pl} que aparecen en la referencia [6]. Para dejar patente este cambio, la magnitud c_{pl} se anota con “c” minúscula.
b	En el caso de los rayos gamma de ^{60}Co , la diferencia entre $N_{D,\text{air}}$ y $N_{D,\text{w}}$ se acerca al valor de la razón de poderes de frenado agua/aire. Por consiguiente, si se produjera una confusión en el significado de los factores, en la dosis administrada al paciente podría producirse un error de cerca del 13 %.
c	En esta publicación, el punto de referencia de las cámaras se detalla en la sección que corresponde a cada tipo de cámara. Por lo general se refiere al punto de la cámara que figura en un documento de calibración en el que se utiliza el coeficiente de calibración [62].
d	Podría ocurrir que este supuesto no se cumpla en los casos en los que el diseño de la cámara no se ajuste a determinadas exigencias por lo que se refiere a la razón entre el diámetro de la cavidad y la altura de la cavidad, o a la razón entre la anchura del anillo de guarda y la altura de la cavidad (véase la ref. [10]).

2. MARCO

2.1. SISTEMA INTERNACIONAL DE MEDIDAS

El Sistema Internacional de Medidas que se aplica a la metrología de radiaciones establece un marco de referencia para que las lecturas dosimétricas de radiaciones deparen resultados coherentes. Para ello, pone a disposición de los usuarios instrumentos de radiometría que han pasado por una cadena de calibraciones que es posible remontar hasta un patrón primario (es decir, que son “trazables” hasta ese patrón). En la fig. 3 se representa de manera esquemática ese dispositivo internacional de trazabilidad.

La BIPM fue establecida por la Convención del Metro (suscrita originalmente en 1875), que en julio de 2021 contaba con 63 Estados Miembros y 39 Estados y entidades económicas asociados. Desde sus oficinas y su laboratorio de Sèvres (Francia), la BIPM ejerce de centro internacional de metrología con objeto de garantizar la uniformidad a escala mundial en las cuestiones relacionadas con la metrología. En el campo de la dosimetría de radiaciones, la BIPM y los PSDL de muchos Estados Miembros de la Convención del Metro han establecido patrones primarios de medición de radiaciones (véase, en el cuadro 2, una clasificación

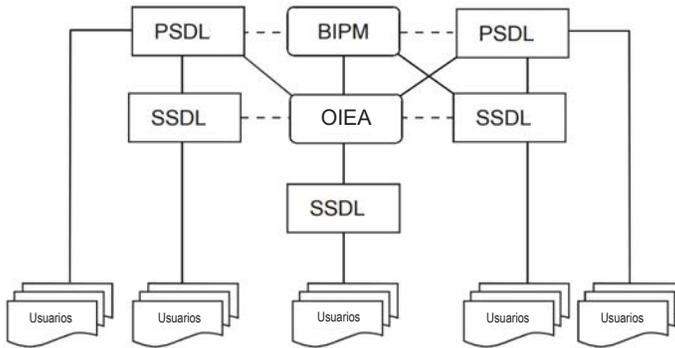


Fig. 3. Sistema Internacional de Medidas empleado en metrología de radiaciones: el dispositivo de trazabilidad, que permite remontar desde los instrumentos de referencia del usuario hasta un patrón primario, puede consistir en una calibración directa en un laboratorio primario de calibración dosimétrica (PSDL) o bien, con más frecuencia, venir mediado por un laboratorio secundario de calibración dosimétrica (SSDL) que tiene relación directa con la BIPM, con un PSDL o con la Red OIEA/OMS de SSDL. La mayoría de los SSDL de los países que no son miembros de la Convención del Metro pasan por el OIEA para conferir la debida trazabilidad a sus patrones. Las líneas punteadas indican procesos de comparación entre patrones primarios y secundarios.

esquemática de los distintos instrumentos y laboratorios de calibración). Sin embargo, en todo el mundo solo hay alrededor de 20 países dotados de PSDL que trabajan en dosimetría de radiaciones, los cuales no son suficientes para calibrar el gran número de dosímetros de radiación que están en uso en el mundo. La Red OIEA/OMS de SSDL (véase la sección 2.1.2) ayuda a responder a esta gran demanda. Conjuntamente, el OIEA, la BIPM y los PSDL calibran los patrones secundarios de los laboratorios secundarios de calibración dosimétrica, los cuales a su vez calibran los instrumentos de referencia de los usuarios (algunos PSDL también se encargan de calibrar estos instrumentos de referencia en países donde no hay una red de SSDL que intervengan en temas de dosimetría en radioterapia).

Además de demostrar la trazabilidad hasta un patrón primario, también es preciso validar los propios patrones primarios, lo que supone aportar pruebas de que cada uno funciona con arreglo al nivel declarado de incertidumbre. En la validación de los patrones primarios pueden intervenir muchos elementos, incluido el sistema de calidad del laboratorio primario, pero la demostración más clara de la validez de un patrón primario radica en las lecturas de comparación con otro patrón nacional o internacional referido a la misma magnitud.

2.1.1. Acuerdo de reconocimiento mutuo del Comité Internacional de Pesas y Medidas

En 1999, el CIPM estableció un acuerdo de reconocimiento mutuo (MRA del CIPM) [63], que suscribieron instituciones nacionales de metrología y una serie de organizaciones internacionales, entre ellas el OIEA. En julio de 2020, dicho instrumento contaba con 106 signatarios. Cada uno de ellos puede optar por designar a otro laboratorio de su país como depositario del patrón nacional correspondiente a una determinada magnitud. De este modo, el MRA del CIPM se hace extensivo a otras 153 instituciones (datos de julio de 2020).⁹

El MRA del CIPM persigue dos grandes objetivos. El primero consiste en facilitar el acceso a los resultados de las comparaciones clave de carácter internacional de patrones y establecer el grado de equivalencia entre cada patrón y un valor de referencia internacional acordado. La BIPM conserva estos datos en línea, en su base de datos de comparaciones clave (KCDB) [64]. En el caso de los patrones dosimétricos que mantiene la propia BIPM, cada patrón primario nacional es comparado regularmente con el correspondiente patrón primario de la BIPM, que se toma como referencia. Como parte del MRA del CIPM también existe una estructura de organizaciones regionales de metrología que sirve para poder hacer un mayor número de comparaciones de patrones nacionales, primarios o secundarios,

⁹ Para conocer la situación actual del MRA del CIPM, véase el sitio web: <http://www.bipm.org/en/cipm-mra/>.

CUADRO 2. CLASIFICACIÓN DE LOS INSTRUMENTOS Y LABORATORIOS DE CALIBRACIÓN (*cuadro adaptado de la referencia [62]*)

Clasificación de instrumentos	Laboratorios de calibración
<p><i>Patrón primario</i> Instrumento de la máxima calidad metrológica, que permite determinar una magnitud a partir de su definición, sin tener como referencia otros patrones referidos a la misma magnitud, y cuya exactitud ha sido verificada por comparación con patrones referidos a la misma magnitud mantenidos por otras instituciones integradas en el Sistema Internacional de Medidas.</p>	<p><i>Laboratorio primario de calibración dosimétrica</i> Laboratorio de calibración de ámbito nacional designado por el Gobierno, que tiene por cometido establecer, mantener y mejorar patrones primarios de dosimetría de radiaciones.</p>
<p><i>Patrón secundario</i> Instrumento que posee una precisión definida y estabilidad a largo plazo y cuya calibración es trazable hasta un patrón primario.</p>	<p><i>Laboratorio secundario de calibración dosimétrica</i> Laboratorio de dosimetría designado por las autoridades competentes para que preste servicios de calibración, que cuenta con al menos un patrón secundario.</p>
<p><i>Patrón nacional</i> Patrón que un país tiene oficialmente reconocido como referencia para fijar el valor de todos los demás patrones referidos a una determinada magnitud que existen en el país.</p>	
<p><i>Instrumento de referencia</i> Instrumento de la máxima calidad metrológica disponible en un determinado lugar, con calibración trazable, del cual derivan las mediciones efectuadas en ese lugar.</p>	
<p><i>Instrumento de campo</i> Instrumento utilizado para efectuar las mediciones habituales, con calibración trazable hasta el instrumento de referencia.</p>	

al margen de las que realiza la BIPM (los PSDL lo hacen puntualmente, el OIEA de modo sistemático). Ello incluye comparaciones de magnitudes o de mediciones que no se consideran fundamentales, sino más bien complementarias.

El segundo gran objetivo del MRA del CIPM es hacer posible el reconocimiento mutuo de las capacidades de calibración y medición declaradas por las instituciones participantes. Esto se traduce en un registro en línea de estas capacidades, en forma de lista de los servicios de medición que ofrece cada establecimiento participante, en la que consta asimismo la incertidumbre declarada de cada medición [65]. Como parte de esta declaración, cada institución debe demostrar que tiene implantado un sistema de calidad adecuado. Antes de ser incluidos en la KCDB, las capacidades de calibración y medición pasan por un riguroso proceso de examen, que en su primera fase corre a cargo de la correspondiente organización regional de metrología y a continuación reviste la forma de examen interregional. Gracias a este proceso, los usuarios pueden confiar en los resultados y la incertidumbre declarada de los servicios de medición que en todo el mundo ofrecen los establecimientos nacionales de metrología y las organizaciones internacionales participantes.

2.1.2. Red OIEA/OMS de Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica

La principal función de los SSDL es reducir la distancia entre los laboratorios primarios y los usuarios de radiaciones ionizantes, mediando en la transferencia de las calibraciones de dosímetros desde el patrón primario hasta el instrumental del usuario [66]. En 1976, por iniciativa conjunta del OIEA y la OMS, se creó una red de SSDL que tenía por objetivo conferir más exactitud a la dosimetría de radiaciones, estableciendo para ello una cadena de trazabilidad que desde los patrones de dosimetría nacionales condujera hasta el Sistema Internacional de Unidades (SI), principalmente en beneficio de los países no adheridos a la Convención del Metro [67]. En 2020, la red incluía a 87 SSDL de 72 Estados Miembros del OIEA. Más de la mitad de estos laboratorios se encuentran en países en desarrollo. La Red de SSDL integra asimismo a 22 organizaciones colaboradoras y miembros afiliados, entre ellos la BIPM, varios PSDL nacionales, la ICRU y otras organizaciones internacionales que prestan apoyo a la red [68].

Como entidad organizadora de la red, el OIEA tiene la responsabilidad de comprobar que los servicios prestados por los SSDL participantes sigan normas metrológicas internacionalmente aceptadas (incluida la trazabilidad del instrumental empleado en protección radiológica y radiología de diagnóstico). El primer paso del proceso consiste en lograr que las calibraciones de dosímetros recorran el camino que lleva desde la BIPM o desde un PSDL, pasando por el OIEA, hasta los SSDL. Posteriormente, el OIEA realiza comparaciones bilaterales y auditorías de la calidad de las dosis en los SSDL para asegurarse

de que los patrones distribuidos entre los usuarios cumplan los requisitos de exactitud que impone el Sistema Internacional de Medidas [67].

Uno de los principales objetivos de la Red de SSDL en el ámbito de la dosimetría de radioterapia es garantizar que la dosis administrada a los pacientes sometidos a radioterapia esté dentro de los márgenes de exactitud internacionalmente aceptados. El camino para lograrlo pasa por asegurarse de que las calibraciones de instrumentos proporcionadas por los SSDL se ajusten a los intervalos de incertidumbre declarados, por insistir en la necesidad de que los SSDL tomen parte en programas de garantía de la calidad en materia de radioterapia, por promover la participación de los SSDL para secundar auditorías de la calidad de la dosimetría en centros de radioterapia y, cuando sea necesario, por ayudar a calibrar el instrumental de radioterapia en los hospitales.

2.2. PATRONES EN FUNCIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

Actualmente solo hay tres métodos básicos lo bastante exactos como para fundamentar en ellos un patrón primario referido a la dosis absorbida en agua [58]: la calorimetría, la dosimetría química y la dosimetría por ionización. Los PSDL han definido diversos procedimientos experimentales para establecer patrones aplicables a la dosis absorbida en agua. En las líneas siguientes se describen brevemente estos patrones y se presentan los resultados de procesos de comparación internacional.

Muchos PSDL disponen de un patrón primario en función de la dosis absorbida en agua que opera en un haz de radiación gamma de ^{60}Co y algunos también tienen patrones establecidos en otras calidades de radiación, como fotones y electrones de megavoltaje o rayos X de kilovoltaje. A continuación se resumen los métodos utilizados para establecer patrones primarios que operan en radiación gamma de ^{60}Co o en haces de fotones o electrones generados por acelerador.

- a) Varios PSDL utilizan el calorímetro de grafito concebido por Domen y Lamperti [69], con ciertas modificaciones, para determinar la dosis absorbida en grafito en un maniquí de grafito. Para hacer la conversión a la dosis absorbida en agua en el punto de referencia de un maniquí de agua hay diversos procedimientos posibles [70]. Cabe, por ejemplo, aplicar el teorema de la puesta en escala de la fluencia de los fotones [71, 72] o recurrir a mediciones basadas en la teoría de ionización de cavidades [73] o a cálculos directos por el método de Montecarlo [74].
- b) El calorímetro de agua posibilita una determinación más directa de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia de un maniquí de agua. El sistema sellado de agua [75, 76] consta de un pequeño recipiente de vidrio

que contiene agua de alta pureza y detectores de termistor. La pureza del agua es importante porque la presencia de impurezas puede causar reacciones químicas exotérmicas o endotérmicas que modifiquen la relación entre dosis absorbida y aumento de la temperatura, relación que se denomina “defecto de calor”. Con este dispositivo sellado es posible saturar el agua de alta pureza con varios gases para crear una mezcla cuyo defecto de calor tenga un valor estable y bien definido.

- c) El patrón de Fricke en función de la dosis absorbida en agua permite determinar la respuesta de un volumen conocido de solución de Fricke a la absorción total de un haz de electrones en ese volumen [77]. Conociendo la energía de los electrones, la corriente del haz y la masa de la solución de Fricke se puede determinar la energía absorbida total y relacionarla con la variación de absorbancia de la solución de Fricke, medida por espectrofotometría. En los últimos años, con la creciente adopción del calorímetro de agua, el patrón de Fricke ha ido cayendo en desuso como método principal para determinar la dosis absorbida en agua.
- d) El patrón primario para cámaras de ionización consta de una cámara con una cavidad de grafito llena de aire que tiene un volumen conocido, concebida para que cumpla, en la mayor medida posible, los requisitos de un detector de Bragg-Gray. Tras colocar la cámara en un maniquí de agua, se obtiene una medida de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia a partir de la energía específica media transmitida al aire de la cavidad [78].

Hasta aproximadamente 2015, para obtener una medida absoluta de la dosis absorbida en agua en haces de rayos X de kilovoltaje se empleaba casi exclusivamente una cámara de ionización de extrapolación [79]. Actualmente hay varios PSDL que utilizan un calorímetro de agua o de grafito para el espectro de rayos X de 100 a 250 kV [80] y la BIPM ha creado un patrón primario correspondiente a estos haces basado en cámaras de ionización calibradas en el seno del aire [81]. La disponibilidad de estos patrones permite calibrar en función de la dosis absorbida en agua los instrumentos, tanto de los SSDL como de los usuarios, que operan en estos haces de rayos X, que son el medio más directo para determinar la dosis absorbida en los entornos clínicos. En cambio, faltan avances de calado para establecer patrones primarios en función de la dosis absorbida en agua en haces de rayos X de un nivel de energía inferior a 100 kV.

La BIPM viene realizando comparaciones de patrones primarios para la dosis absorbida en agua en radiación gamma de ^{60}Co desde la década de 1990 y comparaciones de patrones primarios en función del kerma en aire desde incluso antes. Desde el establecimiento del MRA del CIPM, la BIPM viene publicando en

línea, en la KCDB¹⁰, los resultados actualizados de estas series de comparaciones sistemáticas. Las comparaciones de las lecturas de dosis absorbida en agua en radiación de ⁶⁰Co están registradas como serie de comparación BIPM.RI(I)-K4. En la figura 4 a) se muestran los resultados (a julio de 2020). La concordancia queda holgadamente dentro de la incertidumbre típica declarada por cada PSDL. Las comparaciones de patrones primarios en función del kerma en aire en radiación gamma de ⁶⁰Co, registradas como serie BIPM.RI(I)-K1, muestran una distribución similar, pese a que los intervalos de incertidumbres son menores, como se observa en la figura 4 b). Los patrones primarios en función del kerma en aire de todos los PSDL son cámaras de ionización de cavidad de grafito, y los correspondientes factores de corrección están estrechamente correlacionados. En cambio, como queda dicho, los patrones referidos a la dosis absorbida en agua reposan en distintos métodos que presentan incertidumbres poco o nada correlacionadas, por lo que configuran un sistema más robusto y menos sensible a influencias sistemáticas.

Desde 2009, la BIPM tiene en funcionamiento un patrón primario itinerante para la dosis absorbida en agua, formado por un calorímetro de grafito [82] y un sistema de conversión de dosis. Entre 2009 y 2016, ese patrón fue utilizado para realizar comparaciones directas en los haces de fotones de acelerador de los PSDL. Desde 2017, la BIPM viene realizando sus comparaciones en los haces de referencia de que dispone en un acelerador ubicado en una instalación externa. Los resultados de estas comparaciones se registran como serie BIPM.RI(I)-K6. En la figura 4 c) se muestran los resultados obtenidos en haces de fotones con valores de $TPR_{20,10}$ de entre 0,63 y 0,71 (a julio de 2020). Los intervalos de incertidumbre son en general mayores que los de la radiación gamma de ⁶⁰Co y la concordancia vuelve a situarse dentro de las incertidumbres expandidas declaradas ($k = 2$).

La KCDB de la BIPM contiene enlaces a los informes publicados de todas las comparaciones de la BIPM. Conviene señalar que el resultado de cada uno de los PSDL que aparecen en la figura 4 se considera obsoleto en cuanto el PSDL en cuestión realiza una nueva comparación, generalmente cada 10 años (si bien lo acordado en el seno del CCRI es un máximo de 15 años entre dos comparaciones consecutivas). Los resultados actualizados son los que figuran en la KCDB de la BIPM.

¹⁰ Véase <http://kcdb.bipm.org/>

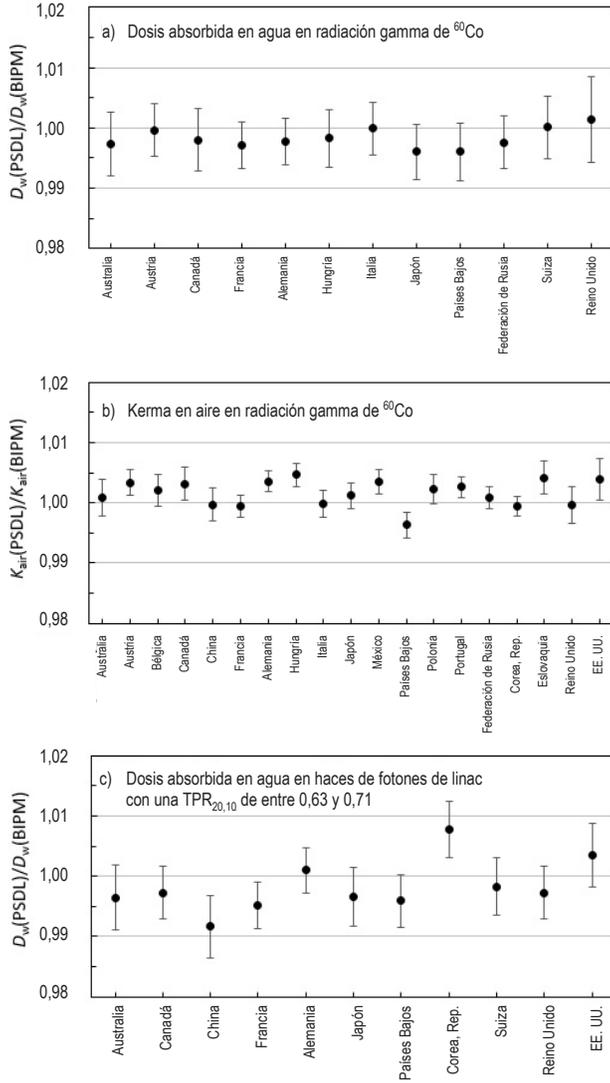


Fig. 4. Resultados de las comparaciones de patrones realizadas por la BIPM en función de a) la dosis absorbida en agua en radiación gamma de ^{60}Co , b) el kerma en aire en radiación gamma de ^{60}Co y c) la dosis absorbida en agua en haces de fotones de acelerador lineal con un valor de $\text{TPR}_{20,10}$ de entre 0,63 y 0,71. Los resultados están expresados en relación con la determinación correspondiente de la BIPM. Las barras de incertidumbre representan el intervalo de incertidumbre típica que cada PSDL declara para su patrón. Todos los datos fueron extraídos de la KCDB de la BIPM en julio de 2020.

3. FORMALISMO BASADO EN $N_{D,w}$

Hohlfeld [55] presentó con detalle el formalismo que se utiliza para determinar la dosis absorbida en agua en haces de fotones y electrones de alta energía por medio de una cámara de ionización o un dosímetro calibrado en función de la dosis absorbida en agua en un haz de ^{60}Co . Respecto de ese tema, Andreo [56] y Rogers [57] hicieron trabajos complementarios y ampliaron el formalismo. El procedimiento para determinar la dosis absorbida en agua por medio de patrones de dosis absorbida en agua se incorporó en las recomendaciones sobre dosimetría en el plano nacional [83-85]. Además, dicho método se incluyó en la primera edición del presente código de práctica internacional y, en el caso de las cámaras de ionización de placas paralelas, en la referencia [10].

3.1. FORMALISMO

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia z_{ref} en agua para un haz de referencia de calidad Q_0 y sin cámara puede determinarse por medio de la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (1)$$

en donde M_{Q_0} es la lectura del dosímetro en las condiciones de referencia que se utilizaron en el laboratorio de calibración y N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua del dosímetro que suministra un laboratorio de calibración. En la mayor parte de las situaciones clínicas, las condiciones de medición no son idénticas a las condiciones de referencia que se utilizaron en el laboratorio de calibración. Ello puede influir en la respuesta del dosímetro, por lo que es necesario distinguir entre las condiciones de referencia que se utilizaron en el laboratorio de calibración y las condiciones de medición en el entorno clínico.

3.1.1. Condiciones de referencia

El coeficiente de calibración de una cámara de ionización irradiada en condiciones de referencia equivale a la razón entre el valor convencionalmente

verdadero de la magnitud medida y el valor indicado.¹¹ Las condiciones de referencia se definen como el conjunto de valores de magnitudes de influencia para las que el coeficiente de calibración tiene validez sin tener que aplicar factores de corrección complementarios. En el caso de la calibración en función de la dosis absorbida en agua, algunas de las condiciones de referencia son la disposición espacial (la distancia y la profundidad), el tamaño del campo, el material y las dimensiones del maniquí irradiado, y la temperatura, la presión y la humedad relativa ambiente.

3.1.2. Magnitudes de influencia

Las magnitudes de influencia se definen como aquellas magnitudes que, aunque no son objeto de la medición, influyen sobre la magnitud que se mide. Las magnitudes de influencia pueden ser de distinta índole (p. ej. la presión, la temperatura o la tensión de polarización), pueden guardar relación con el dosímetro (p. ej. el envejecimiento, la deriva del cero o el calentamiento), o pueden ser magnitudes relacionadas con el campo de radiación (p. ej. la calidad del haz, la tasa de dosis, el tamaño del campo o la profundidad en un maniquí).

Cuando se calibran una cámara de ionización o un dosímetro se mantienen bajo control tantas magnitudes de influencia como sea factible. Sin embargo, hay varias magnitudes de influencia que podrían ser difíciles de controlar, por ejemplo, la presión atmosférica y la humedad, y, en el caso de la radiación gamma de ⁶⁰Co, la tasa de dosis. El efecto de esas magnitudes de influencia puede corregirse si se aplican los factores de corrección adecuados. Si se supone que las magnitudes de influencia son independientes las unas de las otras, puede aplicarse un producto de factores de corrección, $\prod k_i$, en donde cada factor de corrección k_i guarda relación solo con una magnitud de influencia. En el caso de correcciones habituales para tener en cuenta la presión, la temperatura, la polaridad, la eficiencia de recolección de carga, etc., que se tratan en la sección 4.4.3, k_i efectivamente tiene un carácter independiente.

El uso de haces de calidad distinta de la calidad Q_0 del haz de referencia que se utilizó para calibrar una cámara de ionización también puede tratarse como una magnitud de influencia. Por ello, en las mediciones hechas con calidades de

¹¹ El “valor convencionalmente verdadero” de una magnitud es el valor que se le da a determinada magnitud y que se acepta, en ocasiones por convención, como valor que tiene una incertidumbre adecuada para determinado fin. En ocasiones, al valor convencionalmente verdadero se le denomina “valor asignado”, “mejor estimación del valor”, “valor convencional” o “valor de referencia” [86]. Puede ocurrir que, en un laboratorio u hospital, el valor medido por un patrón de referencia se tome como el valor convencionalmente verdadero, y, con frecuencia, el valor medio de una serie de resultados de medición de una magnitud se utiliza para definir el valor convencionalmente verdadero.

radiación distintas de la calidad de referencia Q_0 es necesario utilizar un factor de corrección. En el presente código de práctica internacional ese aspecto se aborda de manera explícita por medio del factor k_{Q,Q_0} , que se utiliza para corregir en función de la calidad del haz de radiación y no forma parte de los factores k_i a los que se aludió con anterioridad.

3.2. CORRECCIÓN EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DE RADIACIÓN DEL HAZ, k_{Q,Q_0}

En los casos en los que un dosímetro se utiliza con un haz que tenga una calidad Q distinta de la que se utilizó para calibrarlo, Q_0 , la dosis absorbida en agua se expresa por medio de la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2)$$

en donde el factor k_{Q,Q_0} se utiliza para corregir el coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} para tener en cuenta la diferencia entre la calidad del haz de referencia, Q_0 , y la calidad del haz del usuario, Q , y la lectura del dosímetro, M_Q , se ha corregido en función de los valores de referencia de las magnitudes de influencia distintas de la calidad del haz para la que tiene validez el coeficiente de calibración.

El factor de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0} se define como la razón entre los coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua del dosímetro a las calidades Q y Q_0 , con arreglo a la ecuación siguiente:

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

La calidad de referencia Q_0 que con mayor frecuencia se utiliza para calibrar cámaras de ionización y dosímetros es la radiación gamma de ^{60}Co ; cuando se remite a ella, en el presente código de práctica internacional se utiliza el símbolo k_Q para referirse al factor de corrección por la calidad del haz. En algunos PSDL se utilizan de manera directa haces de fotones y electrones de alta energía para fines de calibración, en cuyo caso se utiliza el símbolo k_{Q,Q_0} .

De manera ideal, el factor de corrección por la calidad del haz debería medirse de manera directa en cada cámara con haces de la misma calidad que la del usuario. Sin embargo, esto no es factible en la mayor parte de los laboratorios de calibración. Esas mediciones solo pueden llevarse a cabo en laboratorios que tienen acceso a haces de calidades adecuadas. Por ello, en la actualidad ese método solo se emplea en unos pocos PSDL del mundo. Para aplicar el procedimiento, es

necesario contar con un sistema de dosimetría en el que no tenga que tomarse en cuenta la energía, por ejemplo, un calorímetro, y que funcione a esas calidades de radiación. Un problema conexo es la dificultad de reproducir calidades de haz idénticas a las que producen los aceleradores de uso clínico en los laboratorios de calibración [87, 88].

En muchos casos en los que no se cuente con datos experimentales, o resulte difícil medir k_{Q,Q_0} de manera directa en haces de uso clínico reales, los factores de corrección pueden calcularse (véase el apéndice II).

3.2.1. El concepto de calidad de haz intermedia Q_{int} y el uso que se le da en los haces de fotones

En los casos en los que el haz de referencia Q_0 sea radiación gamma de ^{60}Co , k_{Q,Q_0} se expresa como k_Q y para hacer los cálculos se utilizan datos que pueden obtenerse con relativa sencillez; para cada tipo de cámara se facilitan valores k_Q para cada haz de calidad Q objeto de interés. Sin embargo, si en los laboratorios de calibración se cuenta con calibraciones directas en haces de fotones y electrones de aceleradores, podría ocurrir que, por ejemplo, una cámara de referencia calibrada con un haz de fotones de $Q_0 = 6$ MV deba utilizarse para un haz de calidad $Q = 18$ MV (en aras de la sencillez, en esta publicación se utilizan los valores de megavoltaje nominales en lugar de la $\text{TPR}_{20,10}$). En este caso, es necesario utilizar el factor $k_{18\text{ MV},6\text{ MV}}$. De forma más general, la cámara de referencia puede calibrarse con cualquiera de los haces de acelerador que estén disponibles en el laboratorio de calibración. Por eso es necesario contar con un cuadro bidimensional de valores k_{Q,Q_0} para cada tipo de cámara, porque tanto Q como Q_0 son variables.

Con el fin de reducir este problema hasta un nivel gestionable, se creó el concepto de “calidad intermedia”, Q_{int} . A partir de la definición de k_{Q,Q_0} que figura en la ecuación (3), puede escribirse la expresión siguiente:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_{\text{int}}}} \frac{N_{D,w,Q_{\text{int}}}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{k_{Q,Q_{\text{int}}}}{k_{Q_0,Q_{\text{int}}}} \quad (4)$$

En ella, se ha colocado un coeficiente de calibración intermedio $N_{D,w,Q_{\text{int}}}$ de tal manera que convierte el factor necesario k_{Q,Q_0} en una razón entre dos factores, $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ y $k_{Q_0,Q_{\text{int}}}$. Para demostrar por qué este método reduce la cantidad de datos con los que debe contarse, el ejemplo anterior puede analizarse para el caso de fotones de megavoltaje con $Q_0 = 6$ MV y una calidad intermedia Q_{int} que

es radiación gamma de ^{60}Co . A continuación, el factor $k_{18\text{ MV},6\text{ MV}}$ se calcula de la manera siguiente:

$$\begin{aligned}
 k_{18\text{ MV},6\text{ MV}} &= \frac{N_{D,w,18\text{ MV}}}{N_{D,w,6\text{ MV}}} = \frac{N_{D,w,18\text{ MV}}}{N_{D,w,^{60}\text{Co}}} \frac{N_{D,w,^{60}\text{Co}}}{N_{D,w,6\text{ MV}}} \\
 &= \frac{k_{18\text{ MV},^{60}\text{Co}}}{k_{6\text{ MV},^{60}\text{Co}}} = \frac{k_{18\text{ MV}}}{k_{6\text{ MV}}}
 \end{aligned}
 \tag{5}$$

y en el último paso de esa ecuación, se prescinde del subíndice ^{60}Co con arreglo a la notación que se definió para k_Q . Los factores $k_{18\text{ MV}}$ y $k_{6\text{ MV}}$ se extraen de la sección 6.5.1 en función de la $\text{TPR}_{20,10}$ y no se precisa ningún dato más. Cabe destacar que no fue necesario contar con un cuadro bidimensional de valores k_{Q,Q_0} para cada tipo de cámara. Obsérvese que la calidad intermedia, en este caso, ^{60}Co , no se utilizó para hacer mediciones y que, sencillamente, se empleó como medio para reducir la cantidad de datos de los distintos tipos de cámara con los que debía contarse.

3.2.2. La calidad intermedia en el caso de los haces de electrones

El concepto de calidad intermedia Q_{int} , que se planteó en la ecuación (4) y corresponde a la ecuación:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{k_{Q,Q_{\text{int}}}}{k_{Q_0,Q_{\text{int}}}}
 \tag{6}$$

también es útil para la dosimetría de haces de electrones. Sin embargo, en esos casos la mejor alternativa de Q_{in} es la de haces de electrones en lugar de la de haces de radiación gamma de ^{60}Co porque no se cuenta con datos de k_Q fiables respecto a determinados tipos de cámaras diseñados para usarse en haces de electrones. Además, la incertidumbre de los factores $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ y $k_{Q_0,Q_{\text{int}}}$ disminuye si Q_{int} es del mismo tipo de haz que Q y Q_0 y tiene un nivel de energía parecido.

En el caso de haces de electrones, parece sensato optar por una Q_{int} que se acerque al valor de la mitad del alcance; en el presente código de práctica internacional se optó por $R_{50} = 7,5\text{ g/cm}^2$, en donde R_{50} es el índice de calidad del haz de los haces de electrones (véase la sección 7). En la sección 7.6.2 pueden consultarse los valores de $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ que se calcularon sobre esa base para distintos tipos de cámaras. De nuevo se hace hincapié en que Q_{int} no se utiliza para hacer medición alguna: sencillamente se trata de un medio para reducir la cantidad de datos con los que debe contarse.

El coeficiente de calibración de la cámara de placas paralelas para un haz de electrones de calidad Q_0 puede obtenerse de una de las siguientes maneras:

- e) mediante calibración directa en un laboratorio de calibración con un haz de electrones de calidad Q_0 ,
- f) mediante calibración en un laboratorio de calibración con radiación gamma de ^{60}Co , con la aplicación subsecuente del factor de corrección adecuado para la calidad del haz (véase la sección 7.6.2), o
- g) mediante calibración interna con haces de electrones de uso clínico de calidad Q_0 comparados en relación con una cámara de referencia que tenga un coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0}^{ref} para esa calidad de haz.

El procedimiento de calibración interna para haces de uso clínico se detalla en la sección 4.5.

3.2.3. El uso de la calidad intermedia para hacer conversiones entre modalidades de haces

En la ecuación (5) se muestra cómo utilizar ^{60}Co como la calidad intermedia para determinar el factor $k_{18\text{ MV},6\text{ MV}}$ para hacer la conversión de los coeficientes de calibración de un haz de fotones de 6 MV en uno de 18 MV por medio de factores de k_Q conocidos basados en ^{60}Co , aunque la radiación gamma de ^{60}Co no se utilice para hacer medición alguna de calibración ni en las instalaciones del usuario. En general, el concepto de calidad intermedia constituye una solución que permite utilizar una cámara de cualquier modalidad y calibrarla en una modalidad distinta, siempre y cuando se cuente con los factores k_{Q,Q_0} correspondientes.

Por ejemplo, el coeficiente de calibración $N_{D,w,3\text{ g/cm}^2}$ de un haz de protones con alcance residual $R_{\text{res}} = 3\text{ g/cm}^2$ puede calcularse a partir de una calibración con coeficiente $N_{D,w,6\text{ MV}}$ en un haz de fotones de 6 MV por medio de la ecuación siguiente:

$$N_{D,w,3\text{ g/cm}^2} = \frac{k_{3\text{ g/cm}^2}}{k_{6\text{ MV}}} N_{D,w,6\text{ MV}} \quad (7)$$

Los valores de $k_{3\text{ g/cm}^2}$ se proporcionan en la sección 10.7.2 y los de $k_{6\text{ MV}}$ en la sección 6.5.1. De este modo, es viable hacer dosimetría de referencia para haces de protones e iones más pesados con base en una cámara calibrada en un haz de fotones de acelerador con solo los datos de k_Q que figuran en las tablas disponibles. La incertidumbre resultante tendrá un valor más alto que el que se obtendría con calibración directa en la modalidad de radiación de interés.

4. EJECUCIÓN

4.1. CONSIDERACIONES GENERALES

En un principio, los PSDL se centran en ofrecer calibraciones en función de la dosis absorbida en agua para cámaras de ionización en haces de radiación gamma de ^{60}Co . Posteriormente pasaron a hacer otro tanto para haces de fotones y electrones de alta energía [89-93]. Aunque se han descrito patrones que funcionan en haces de rayos X de kilovoltaje [80] y de protones e iones ligeros [94, 95], hasta la fecha se han establecido pocos servicios de calibración que trabajen en estas modalidades.

Dependiendo del laboratorio de calibración y del tipo de haz (modalidad) de que se trate, se proporcionan al usuario coeficientes de calibración $N_{D,w,Q}$ que corresponden a distintas opciones, expuestas a continuación para evitar un uso incorrecto de este código de práctica internacional.

4.1.1. Calibraciones realizadas en laboratorios de calibración a varias calidades de haz

Solo los laboratorios que disponen de fuentes de radiación y patrones que funcionan con distintas calidades de haz pueden proporcionar valores de $N_{D,w,Q}$ o k_{Q,Q_0} correspondientes a estas calidades obtenidos por medición directa. La principal ventaja de este procedimiento es que, por definición, se tiene en cuenta la respuesta de cada cámara en concreto en un maniquí de agua irradiado con haces de diferentes tipos y calidades. A continuación se exponen dos métodos que solo difieren en la presentación de los datos.

- a) Se proporciona al usuario una serie de coeficientes de calibración $N_{D,w,Q}$ de la cámara de ionización del usuario a las calidades de haz Q . El usuario selecciona una de las calidades de haz como calidad de referencia Q_0 en el centro clínico en cuestión: N_{D,w,Q_0} designará pues el coeficiente de calibración correspondiente a esa calidad de referencia. Los valores de k_{Q,Q_0} se obtienen normalizando todos los coeficientes de calibración al coeficiente N_{D,w,Q_0} , conforme a la ecuación (3), lo que corresponde a los valores de k_{Q,Q_0} obtenidos por medición directa. La ventaja de este método es que, una vez obtenidos los valores de k_{Q,Q_0} por medición directa en una determinada cámara, puede que no sea necesario recalibrar la cámara a todas las calidades Q , sino solamente a la calidad de referencia Q_0 . Esto hace posible una menor frecuencia de calibración a todas las calidades para verificar la dependencia respecto de la calidad de haz de esa cámara

en concreto.¹² Además, no será necesario que esta calibración a una única calidad de referencia sea realizada en el mismo laboratorio en el que se hayan medido los valores de k_{Q,Q_0} (generalmente un PSDL).

- b) Se proporciona al usuario un coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} a una calidad de referencia Q_0 seleccionada en laboratorio, junto con una serie de valores del factor k_{Q,Q_0} obtenidos por medición directa en la cámara del usuario a las calidades de haz Q . Los criterios que rigen el tipo y la frecuencia de las calibraciones son los mismos que en el caso anterior.

Una posible limitación de ambas opciones radica en la diferencia entre las calidades de haz empleadas en el laboratorio de calibración y las que utilice el usuario en su instalación. En el caso de los haces de fotones de megavoltaje, la instalación de aceleradores lineales de uso clínico en muchos laboratorios de calibración ha permitido salvar en buena medida este inconveniente. En el caso de haces de kilovoltaje, por la existencia de un amplio abanico de calidades de haz es más difícil hacer concordar las condiciones de calibración con las de uso. Merece la pena señalar que, aunque su uso clínico vaya disminuyendo, la radiación de ^{60}Co sigue siendo la única calidad de haz “universal”.

4.1.2. Calibraciones realizadas en laboratorios de calibración a una sola calidad de referencia Q_0 .

Se proporciona al usuario un coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} (o $N_{D,w}$ cuando la calidad de referencia es la radiación de ^{60}Co). Los valores de k_{Q,Q_0} (o k_Q cuando la calidad de referencia es el ^{60}Co) que se utilizarán para este método son genéricos, esto es, comunes a todas las cámaras de ionización de un determinado tipo, lo que significa que no se pueden tener en cuenta las diferencias entre una y otra cámara de un mismo tipo. A continuación se exponen los métodos empleados actualmente respecto de los factores de corrección por la calidad de haz.

- a) Valores genéricos calculados mediante experimentación a partir de lecturas realizadas en un laboratorio de calibración con una muestra de cámaras de ionización de un tipo determinado. Este método puede ser una alternativa a la opción b) de la sección 4.1.1 solo cuando los valores de k_Q o k_{Q,Q_0} hayan sido obtenidos por un laboratorio de calibración a partir de una muestra de gran tamaño de cámaras de ionización y cuando la desviación típica de las diferencias entre esas cámaras sea pequeña. Este suele ser el caso de las cámaras de calidades empleadas como patrón secundario (véase la ref. [96]),

¹² Véanse, en la sección 4.3, las recomendaciones sobre la frecuencia de calibración de los dosímetros.

como las que calibra el Laboratorio Nacional de Física del Reino Unido (véase la fig. 5) [97], y también de una serie de cámaras de referencia.¹³ No se recomienda utilizar valores genéricos experimentales de k_Q o k_{Q,Q_0} que no hayan sido determinados por un laboratorio de calibración, salvo cuando se trate de efectuar una comprobación secundaria de valores calculados.

- b) Valores genéricos obtenidos por cálculo con uno de los siguientes métodos:
 - i) la fórmula analítica que figura en las ecuaciones (91) y (92) (apéndice II), basada en el principio de Bragg-Gray, que era el procedimiento utilizado en la primera edición de este código de práctica internacional y en la referencia [85] y que también se emplea en esta edición en el caso de iones más pesados que los protones;
 - ii) simulaciones de Montecarlo detalladas de un determinado tipo de cámara, que es la técnica utilizada en la referencia [99].
- c) Valores genéricos compuestos, obtenidos estadísticamente combinando lo siguiente:
 - i) simulaciones de Montecarlo detalladas de un tipo determinado de cámara y valores experimentales obtenidos en un PSDL con una muestra de cámaras de ese tipo, como los datos de k_Q “de uso mayoritario” para haces de fotones de megavoltaje que se ofrecen en esta publicación [100];
 - ii) valores específicos de la cámara determinados por el método de Montecarlo y cálculos analíticos resultantes de la ecuación (92) (apéndice II), como en el caso de haces de protones.

En este código de práctica internacional se emplean los procedimientos c.i) y c.ii).

Conviene destacar que los factores de corrección por la calidad de haz calculados para un determinado tipo de cámara mediante técnicas analíticas o el método de Montecarlo no tienen en cuenta las variaciones de la respuesta a la energía que pueda haber entre cámaras de un mismo tipo. Los cálculos también están condicionados en gran medida por las especificaciones del fabricante de cada cámara. En la mayoría de los casos, la calidad de referencia utilizada es el ^{60}Co .

¹³ En la referencia [12] se detallan las especificaciones de las cámaras de ionización de referencia, basadas en la labor de McEwen en el Consejo Nacional de Investigación del Canadá [98].

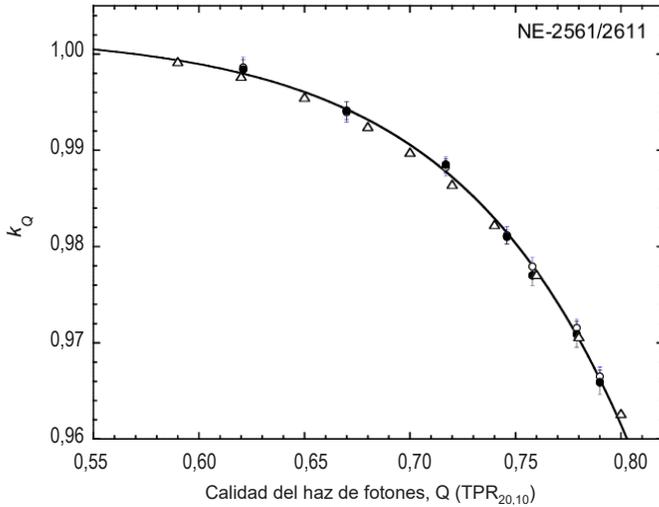


Fig. 5. Valores medios de k_Q a distintas calidades de haz de fotones, obtenidos en el Laboratorio Nacional de Física del Reino Unido para cámaras de ionización que se utilizan como patrón secundario de los tipos NE-2561 (círculos vacíos) y NE-2611 (NPL-2611) (círculos llenos) [97]. La línea continua corresponde a un ajuste de los datos experimentales que resulta de aplicar la ecuación (97) (apéndice II). Las barras de incertidumbre representan las variaciones de una a otra cámara, expresadas como las respectivas desviaciones típicas de la muestra de 13 cámaras NE-2561 y de la muestra de 11 cámaras NE-2611 (NPL-2611). Los valores de k_Q están normalizados a una $TPR_{20,10}$ de 0,568 (haz de ^{60}Co del Laboratorio Nacional de Física). A título comparativo, se muestran (triángulos) los valores de k_Q correspondientes a estas cámaras presentados en la sección 6.5.1 (obsérvese que estos valores corresponden a ambos tipos de cámara).

4.1.3. Recomendaciones

A partir de lo expuesto en las secciones 4.1.1 y 4.1.2, se formulan a continuación una serie de recomendaciones para dar cumplimiento al presente código de práctica internacional.

- El método a), o su equivalente b), de la sección 4.1.1 son las dos opciones preferibles, si bien es verdad que, para calidades de haz distintas del ^{60}Co , solo unos pocos laboratorios de calibración están actualmente en condiciones de cumplir esta recomendación.
- Cuando no se disponga de valores de k_Q o k_{Q,Q_0} medidos directamente para la cámara del usuario a diversas calidades de haz en un laboratorio de calibración (método descrito en la sección 4.1.1), se recomienda seguir

- el procedimiento c) de la sección 4.1.2. El uso de ^{60}Co como calidad de referencia para determinar $N_{D,w}$ es especialmente apropiado para los SSDL.
- c) Para calibrar una cámara respecto de la dosis absorbida en agua y del kerma en aire (véanse las secciones 8 y 9), la dosimetría de rayos X de kilovoltaje de energía baja y media debe basarse en los procedimientos a) o b) de la sección 4.1.1. Hay que seleccionar el rango de valores de Q de tal modo que sea lo más similar posible a las calidades de haz que se van a utilizar en la praxis clínica.
 - d) Mientras los laboratorios de calibración sigan teniendo escasa posibilidad de determinar mediante experimentación los factores $N_{D,w,Q}$ en haces de protones o de iones más pesados, los métodos c.ii) y b.i) de la sección 4.1.2 son los únicos procedimientos recomendados para operar en haces de protones y de iones más pesados, respectivamente.

4.2. EQUIPO

Este código de práctica internacional de dosimetría de referencia trata únicamente de procedimientos ionométricos. Por lo que respecta al instrumental, los requisitos básicos siguen de cerca los de la primera edición de este código de práctica internacional y los de las referencias [9, 10, 12], así como la norma IEC 60731 [96], para dosímetros con cámara de ionización. Estos documentos, aunque concebidos en principio para la radiación de fotones y electrones, pueden hacerse extensivos a los demás tipos de campo de radiación tratados en esta publicación.

En esta sección solo se presentan los requisitos generales referentes al equipo: los detalles más específicos sobre el instrumental aplicable a cada tipo de radiación serán tratados en la sección correspondiente.

Un sistema de dosimetría ionométrica para radioterapia contiene los componentes enumerados a continuación.

- a) Uno o más conjuntos de cámara de ionización, lo que incluye el cable acoplado de modo permanente y el conector. Se aconseja que estas cámaras de ionización estén concebidas específicamente para el uso previsto (modalidad, calidad de radiación, etc.).
- b) Un conjunto de medición (electrómetro). Se puede considerar que este conjunto y la cámara de ionización forman un sistema unitario, en cuyo caso tal sistema es calibrado como un todo, o bien, alternativamente, se puede calibrar por separado el electrómetro respecto de la carga o corriente por división de la escala de lectura.

- c) Uno o varios maniqués con funda impermeable (de ser necesario). A veces se requiere una montura especial para posicionar correctamente la cámara dentro del maniquí.
- d) Dispositivos calibrados para medir la temperatura y la presión del aire dentro del maniquí, a fin de ajustar la lectura de la cámara de ionización a las condiciones de referencia.
- e) Uno o más dispositivos de control de estabilidad. Es cierto, sin embargo, que en muchas instalaciones está explícitamente desaconsejado el uso de fuentes radiactivas de control. En tales circunstancias, y a falta de un haz de ^{60}Co , es posible controlar la estabilidad efectuando comparaciones sistemáticas entre dosímetros duplicados. Desde el punto de vista de la garantía de la calidad, también se recomienda este procedimiento para certificar la robustez permanente del sistema dosimétrico.

4.2.1. Cámaras de ionización

Para la calibración de haces de radioterapia de rayos X de energía baja y media superior a 70 kV, haces de radiación gamma de ^{60}Co , haces de fotones de alta energía, haces de electrones de una energía superior a unos 9 MeV y haces de protones o de iones más pesados que se utilizan con fines terapéuticos, se puede utilizar una cámara de ionización cilíndrica. Las cámaras de este tipo son muy apropiadas para procedimientos dosimétricos a estas calidades de radiación, ya que son robustas y fáciles de utilizar para hacer mediciones en un maniquí de agua. El volumen de la cavidad de la cámara debería estar comprendido entre $0,1 \text{ cm}^3$ y 1 cm^3 , aproximadamente. Este intervalo supone un término medio entre la necesidad de tener suficiente sensibilidad y la capacidad de medir la dosis en un punto. Estos requisitos se cumplen en cámaras cilíndricas con una cavidad de aire de diámetro interno no superior a 7 mm, aproximadamente, y de longitud interna no superior a unos 25 mm. Cuando la cámara esté en uso, la fluencia de radiación debería ser aproximadamente uniforme en la sección transversal de la cavidad. No conviene utilizar la cámara con el tallo dispuesto paralelamente a la dirección del haz, razón por la cual la longitud de la cavidad es un factor limitante del tamaño mínimo del campo en el que se pueden hacer mediciones (véase la ref. [12]).

La construcción de la cámara debería ser lo más homogénea posible, aún sabiendo que, por razones técnicas, lo más probable es que el electrodo central sea de un material distinto al de las paredes. De hecho, la elección de los materiales puede ser un factor importante para lograr que no haya variaciones sustanciales en la respuesta de la cámara a la energía. Otro requisito es que la cavidad de aire no esté sellada: debería estar diseñada de tal modo que sus

condiciones de temperatura y presión del aire se equilibraran rápidamente con las condiciones ambientales.

Al elegir una cámara de ionización cilíndrica, el usuario debería prestar atención al uso al que irá destinada, esto es, si va a ser utilizada como instrumento de referencia (calibrado en un laboratorio de calibración y empleado para calibrar los haces del usuario) o si va a servir de instrumento de campo (lo que supone calibración cruzada respecto de una cámara de referencia y utilización habitual para mediciones ordinarias). Las cámaras de ionización con paredes de grafito suelen ofrecer más estabilidad a largo plazo y una respuesta más uniforme que las cámaras con paredes de plástico, aunque estas últimas son más robustas desde el punto de vista mecánico y, por ende, más convenientes para los procedimientos ordinarios. Teniendo en cuenta el carácter higroscópico del plástico, se desaconseja de forma expresa el uso de cámaras con paredes de A-150 o de fibra de nailon como instrumento de referencia [101]. Dado que una cámara de ionización es un instrumento de alta precisión, a la hora de adquirir una, conviene cerciorarse de que se trate de un tipo de cámara cuyo funcionamiento en haces de radioterapia esté suficientemente contrastado. Para ayudar al usuario, en este código internacional se adoptan las especificaciones propias de una cámara de ionización de referencia que figuran en la ref. [12], basadas a su vez en las de la ref. [98]. En el cuadro 3 se relacionan estas especificaciones. En la ref. [96] el lector encontrará indicaciones sobre las especificaciones de las cámaras. En el cuadro 4 se muestran las características de varias cámaras de ionización cilíndricas que cumplen estas especificaciones. Hay otros tipos de cámaras cilíndricas que, aunque no figuren en el cuadro 4, pueden ser adecuados para la dosimetría de referencia en una o varias de las modalidades descritas en esta publicación, siempre y cuando esté demostrado que cumplen las mismas especificaciones.

En una publicación anterior (ref. [10]) se expone en detalle la utilización de cámaras de ionización de placas paralelas en haces de electrones y fotones de alta energía. El uso de este tipo de cámaras está recomendado en haces de electrones de todas las energías y es obligatorio en haces de energía inferior a 8 MeV. En el caso de haces de fotones, no se debería utilizar cámaras de placas paralelas para efectuar mediciones dosimétricas de referencia, excepto en la muy específica situación descrita en la sección 6.2.1, pero es posible emplearlas para realizar mediciones relativas. También son apropiadas para mediciones dosimétricas, tanto relativas como de referencia, en haces de protones o de iones más pesados, en especial haces de baja energía y haces cuyo pico de Bragg extendido (SOBP) sea estrecho. Es preferible que la cámara esté diseñada para el uso en agua y construida de tal modo que sea lo más homogénea y equivalente al agua posible. Es importante tener en cuenta los efectos de la retrodispersión desde la pared posterior de la cámara. Las cámaras concebidas para realizar mediciones en

CUADRO 3. ESPECIFICACIONES DE LAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE REFERENCIA PARA DOSIMETRÍA DE REFERENCIA [12]

Parámetro	Especificaciones
Ajuste de la cámara	Obsérvese la respuesta de la cámara con dosis acumulada: se debe llegar al equilibrio en menos de 5 minutos. La lectura inicial y la de equilibrio deben ser concordantes dentro de un margen del 0,5 %.
Fugas	Menos del 0,1 % de la lectura de la cámara ^a
Efecto de polaridad	Inferior al 0,4 % de la lectura de la cámara. La dependencia de la polaridad de la energía debe ser inferior al 0,3 % entre la energía del haz de ⁶⁰ Co y la del haz de fotones de 10 MV.
Corrección por recombinación	<ol style="list-style-type: none"> 1. La corrección debe tener relación lineal con la dosis por pulso. 2. La recombinación inicial (la parte de la recombinación de cargas total que es independiente de la tasa de dosis o de la dosis por pulso) debe ser inferior al 0,2 % a tensiones de polarización de unos 300 V. 3. En el caso de haces pulsados, la representación gráfica de $1/M_Q$ (lectura de carga) frente a $1/V$ debe ser lineal al menos para valores prácticos de V^b. 4. En el caso de haces continuos, la representación gráfica de $1/M_Q$ frente a $1/V^2$ debe ser lineal y describir el efecto de la recombinación general. La presencia de recombinación inicial altera la linealidad, pero suele tratarse de un efecto menor que es posible obviar. 5. La diferencia en la corrección por recombinación inicial obtenida con polaridades opuestas debe ser inferior al 0,1 %. 6. Si la corrección es superior a 1,05, habrá que recurrir a otros métodos [102].
Estabilidad de la cámara	En el curso de los 2 años que acostumbra a durar el período de recalibración, el coeficiente de calibración debe experimentar una variación inferior al 0,3 %, criterio que rige también para la estabilidad a largo plazo (más de 5 años).
Material de la cámara	El material que constituye la pared no debe presentar efectos de temperatura ni de humedad.

^a En contados casos (por ejemplo, cámaras de pequeño volumen en haces de tasa de dosis baja), la corriente de fugas puede superar este límite. En tales circunstancias habrá que determinar cuidadosamente la corriente de fugas y aplicar una corrección a la lectura bruta que arroje la cámara de ionización.

^b V : tensión de polarización.

CUADRO 4. CARACTERÍSTICAS DE LAS CÁMARAS DE TIPO CILÍNDRICO (según declaración de los fabricantes)

Modelo de cámara de ionización	Volumen de la cavidad (cm ³)	Longitud de la cavidad (mm)	Radio de la cavidad (mm)	Material de la pared	Espesor de la pared (g/cm ²)	Material del electrodo central	Impermeable
NE 2571	0,69	24,1	3,2	Grafito	0,065	Aluminio	No
PTW 30010	0,6	23,0	3,1	Metacrilato polimetílico/grafito	0,057	Aluminio	No
PTW 30012	0,6	23,0	3,1	Grafito	0,079	Aluminio	No
PTW 30013	0,6	23,0	3,1	Metacrilato polimetílico/grafito	0,057	Aluminio	Sí
PTW 31010 ^a	0,13	6,5	2,8	Metacrilato polimetílico/grafito	0,078	Aluminio	Sí
PTW 31013	0,3	16,3	2,8	Metacrilato polimetílico/grafito	0,078	Aluminio	Sí
PTW31021	0,07	4,8	2,4	Metacrilato polimetílico/grafito	0,084	Aluminio	Sí
IBA CC13	0,13	5,8	3,0	C-552	0,070	C-552	Sí
IBA FC65-G	0,65	23,0	3,1	Grafito	0,073	Aluminio	Sí
IBA FC65-P	0,65	23,0	3,1	POM	0,057	Aluminio	Sí
Exradin A12	0,64	N/A ^b	3,1	C-552	0,088	C-552	Sí
Exradin A19	0,62	N/A ^b	3,1	C-552	0,088	C-552	Sí

CUADRO 4. CARACTERÍSTICAS DE LAS CÁMARAS DE TIPO CILÍNDRICO (según declaración de los fabricantes)
(cont.)

Modelo de cámara de ionización	Volumen de la cavidad (cm ³)	Longitud de la cavidad (mm)	Radio de la cavidad (mm)	Material de la pared	Material de la pared central	Material del electrodo central	Impermeable
--------------------------------	--	-----------------------------	--------------------------	----------------------	------------------------------	--------------------------------	-------------

^a Aunque no cumple las especificaciones para considerarse de referencia, como se demuestra en la referencia [98], la cámara PTW 31010 ha sido incluida en esta lista como posible opción para hacer sin filtro aplanador, pues en tal caso un dedal más corto puede presentar ventajas. El uso de este tipo de cámara requiere una caracterización adicional y puede dar lugar a una mayor incertidumbre global en la determinación de la dosis absorbida en agua.

^a n. a.: no se aplica. Los datos del fabricante indican 21,6 mm de longitud del electrodo y 26,5 mm (cámara A12) y 26,2 mm (cámara A19) para el llamado “tamaño de punto”, que se define como el círculo más pequeño posible que inscriba el volumen colector y la carcasa.

maniquís sólidos deberían ser, igualmente, tan equivalentes al maniquí como fuera posible.

Para que la falta de uniformidad radial del perfil del haz influya lo menos posible, el electrodo colector no debe tener más de 20 mm de diámetro. La altura de la cavidad no debe superar los 2 mm, y el electrodo colector debería estar rodeado por un electrodo de guarda de anchura no inferior a 1,5 veces la altura de la cavidad [10]. Además, la ventana frontal debe tener un espesor de alrededor de 0,1 g/cm² (o 1 mm de metacrilato polimetílico) como máximo, para que sea posible realizar mediciones con poca profundidad. Otro requisito es que la cavidad esté abierta al aire, de tal modo que sus condiciones de temperatura y presión atmosférica se equilibren rápidamente con las del exterior. En el cuadro 5 se muestran las características de varias cámaras de ionización de placas paralelas recomendadas, mientras que en el cuadro 6 se indican las de otras cámaras de placas paralelas recomendadas para trabajar con haces de protones o de iones más pesados. Estas cámaras suelen denominarse “cámaras de ionización de gran superficie” para señalar el gran diámetro del electrodo colector (40-80 mm).

CUADRO 5. CARACTERÍSTICAS DE LOS TIPOS DE CÁMARA DE PLACAS PARALELAS PARA HACES DE FOTONES Y ELECTRONES DE MEGAVOLTAJE (cuadro adaptado de la referencia [10])

Tipo de cámara de ionización	Materiales	Espesor de la ventana	Distancia entre electrodos	Diámetro del electrodo colector	Anchura del anillo de guarda
Exradin A10 Cámara de tipo Markus	Ventana de kapton Cuerpo de C-552	3,86 mg/cm ² 0,05 mm	2 mm	5,4 mm	4,3 mm
Exradin 11 ^a Cámara de tipo Roos	Pared y electrodo del modelo P11: equivalente a poliestireno; del modelo A11: C-552	1 mm poliestireno (P11) C-552 (A11)	2 mm	20 mm	4,4 mm
IBA PPC05	Ventana y cuerpo de C-552 Electrodo de grafito (de PEEK ^b)	176 mg/cm ² 1 mm	0,5 mm	10 mm	3,5 mm

CUADRO 5. CARACTERÍSTICAS DE LOS TIPOS DE CÁMARA DE PLACAS PARALELAS PARA HACES DE FOTONES Y ELECTRONES DE MEGAVOLTAJE (*cuadro adaptado de la referencia [10]*) (cont.)

Tipo de cámara de ionización	Materiales	Espesor de la ventana	Distancia entre electrodos	Diámetro del electrodo colector	Anchura del anillo de guarda
IBA PPC40 Cámara de tipo Roos	Ventana de metacrilato polimetílico y grafito Electrodo de grafito	118 mg/cm ² 1 mm	2 mm	16 mm	4 mm
IBA NACP	Ventana de grafito y lámina de mylar, cuerpo de metacrilato polimetílico Electrodo de grafito	104 mg/cm ² 0,6 mm	2 mm	10 mm	3 mm
PTW 34001 Cámara de tipo Roos	Ventana de metacrilato polimetílico y grafito Electrodo de grafito	132 mg/cm ² 1,13 mm	2 mm	16 mm	4 mm
PTW 34045 Cámara de tipo Advanced Markus	Ventana de lámina de polietileno Caperuza de metacrilato polimetílico, cuerpo de metacrilato polimetílico	106 mg/cm ² 1,3 mm (incl, caperuza)	1 mm	5 mm	2 mm
PTW 23343 Cámara de tipo Markus	Ventana de lámina de polietileno Caperuza de metacrilato polimetílico, cuerpo de metacrilato polimetílico	106 mg/cm ² 1,3 mm (incl, caperuza)	2 mm	5,3 mm	0,2 mm
Sun Nuclear SNC350p Cámara de tipo Roos	Ventana de metacrilato polimetílico y grafito Electrodo de grafito	N/A ^d	2 mm	15,6 mm	4,1 mm

CUADRO 5. CARACTERÍSTICAS DE LOS TIPOS DE CÁMARA DE PLACAS PARALELAS PARA HACES DE FOTONES Y ELECTRONES DE MEGAVOLTAJE (*cuadro adaptado de la referencia [10]*) (cont.)

Tipo de cámara de ionización	Materiales	Espesor de la ventana	Distancia entre electrodos	Diámetro del electrodo colector	Anchura del anillo de guarda
------------------------------	------------	-----------------------	----------------------------	---------------------------------	------------------------------

- ^a Dado el carácter higroscópico del plástico A-150, ya no se recomienda el uso de la cámara Exradin T11.
- ^b Polieterecetona (C₁₉H₁₈O₃) 1,265 g/cm³.
- ^c Aunque tiene un anillo de guarda más estrecho que el especificado en la sección 4.2.1, la cámara PTW 23343 (Markus) figura en esta relación porque aún es utilizada habitualmente en diversas aplicaciones y modalidades de haz.
- ^d n. a.: no se aplica.

En la mayoría de las situaciones, las cámaras de ionización para medir rayos X de baja energía deben ser de tipo de placas paralelas y estar diseñadas específicamente para esta gama de energía (véase el cuadro 7). La cámara de placas paralelas debe tener una ventana de entrada fina (lo idóneo es un espesor del orden de 2-3 mg/cm²) para posibilitar una acumulación completa del haz primario y filtrar los electrones secundarios que se hayan generado en los dispositivos limitadores del haz (véase la sección 8.2.1). Cuando se utiliza en haces de más de 40 kV es necesario añadir un espesor adicional de 0,2 mm de material de acumulación (metacrilato polimetílico, polietileno o láminas de mylar). En caso de que se emplee un maniquí, este debería entregarse junto con la cámara y las láminas de acumulación cuando se enviara el dispositivo para su calibración. Además, se debería utilizar la misma cámara para medir la capa hemirreductora y para determinar después la dosis absorbida. En el cuadro 7 se muestran las características de ciertas cámaras de ionización de placas paralelas utilizadas en la dosimetría de rayos X con haces terapéuticos de baja energía. Téngase en cuenta que existen cámaras de placas paralelas concebidas para haces de diagnóstico de baja energía para las que este código de práctica internacional no se aplica.

4.2.2. Conjunto de medición

El conjunto de medición con el que se determina la carga (o corriente) está formado por un electrómetro y una fuente de alimentación que suministra la tensión de polarización de la cámara de ionización. El electrómetro debería tener

CUADRO 6. CARACTERÍSTICAS DE LAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE PLACAS PARALELAS UTILIZADAS CON HACES DE PROTONES E IONES MÁS PESADOS

Tipo de cámara de ionización	Volumen de la cavidad (cm ³)	Diámetro del electrodo colector (mm)	Material de la ventana	Espesor de la ventana (mm)
PTW 34070	10,5	81,6	Metacrilato polimetílico	3,47
PTW 34080	10,5	81,6	Metacrilato polimetílico	0,62
PTW 34073	2,5	39,6	Metacrilato polimetílico	1,13

Nota: Para la dosimetría con haces de protones también se pueden emplear cámaras cilíndricas (cuadro 4).

CUADRO 7. CARACTERÍSTICAS DE LAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE PLACAS PARALELAS UTILIZADAS CON HACES DE ELECTRONES DE BAJA ENERGÍA

Tipo de cámara de ionización	Volumen de la cavidad (cm ³)	Diámetro del electrodo colector (mm)	Material de la ventana	Espesor de la ventana (mg/cm ²)
PTW 23342	0,02	5,1	Polietileno	2,76
PTW 23344	0,20	15,9	Polietileno	2,76

pantalla digital y un poder de resolución de cuatro dígitos (esto es, una resolución de lectura del 0,1 %). La variación de la respuesta debería quedar dentro del intervalo de $\pm 0,2$ % a lo largo de un año (estabilidad a largo plazo).

El electrómetro y la cámara de ionización pueden ser calibrados conjuntamente como sistema completo, o por separado, opción esta última que puede ser útil en centros que dispongan de varios electrómetros y/o cámaras.

Debería ser posible invertir la polaridad de la tensión de polarización, a fin de poder determinar el efecto de polaridad de la cámara de ionización, y también variar la tensión para determinar la eficiencia de recolección, como se explica en la sección 4.4.3.4. En el caso de las cámaras de ionización utilizadas para la

dosimetría en radioterapia, el intervalo de tensiones de polarización disponibles debería ser de 50 a 400 V.

4.2.3. Los maniquís

El agua es el medio de referencia empleado para efectuar mediciones de la dosis absorbida en haces de rayos X de energía media, fotones, electrones, protones o iones más pesados. Respecto del maniquí, este debería rebasar por lo menos 5 cm los cuatro lados del tamaño de campo de mayores dimensiones que se utilice en la profundidad de medición. También debería haber un margen que permitiera sobrepasar en al menos 5 g/cm² la máxima profundidad de medida, con la salvedad de los rayos X de energía media, en cuyo caso el margen debería ser de al menos 10 g/cm². En la práctica es posible satisfacer estos requisitos con el maniquí habitual de paredes acrílicas de 30 cm × 30 cm × 30 cm que muchos proveedores tienen en catálogo.

Los maniquís sólidos en forma de placa, como los de poliestireno, metacrilato polimetílico o ciertos plásticos equivalentes al agua, como Solid Water, Plastic Water y Virtual Water (véanse las referencias [103, 104]), **no** pueden utilizarse en dosimetría de referencia, salvo en haces de rayos X de baja energía, en cuyo caso se autoriza el uso de un maniquí de metacrilato polimetílico. En la referencia [12], sin embargo, se menciona la posibilidad de emplear maniquís sólidos en algunas máquinas de tratamiento en las que el uso de un maniquí de agua es poco práctico. En este tipo de situaciones, para labores de dosimetría de referencia y para determinar índices de calidad del haz solo se puede utilizar un maniquí sólido de un material equivalente al agua.

Para mediciones ordinarias de garantía de la calidad se pueden utilizar maniquís de plástico (en placa), a condición de haberlos preparado debidamente, esto es, haber determinado el promedio de espesor y densidad de cada placa, así como la variación del espesor en una sola placa, y haberlos examinado por radiografía o tomografía computarizada para detectar eventuales burbujas o vacíos en el plástico. También es preciso establecer la relación existente entre las lecturas del dosímetro en plástico y las lecturas en agua en el haz del usuario, efectuando una rigurosa comparación de las mediciones realizadas en plástico y las realizadas en agua. Además, puede ser necesario hacer controles periódicos a intervalos razonables para comprobar la validez y la coherencia del resultado de la comparación original [105]. Las mediciones de cámaras de ionización colocadas en un maniquí de agua plástica tienden a sufrir efectos como la acumulación de carga¹⁴ o la falta de homogeneidad de temperatura, por

¹⁴ Para reducir al mínimo este efecto, es preciso que el maniquí esté formado por placas de plástico finas, que en ningún caso excedan los 2 cm de espesor [106].

lo que es preciso comprobar que estos efectos no influyen en la medición. En general, los plásticos tienen poca conductividad térmica: es preciso establecer la temperatura del dosímetro, midiéndola directamente en la posición del detector y/o esperando el tiempo necesario para que la cámara llegue al equilibrio térmico con la sala [107].

4.2.4. Funda impermeable para la cámara

Salvo que la cámara de ionización esté diseñada para su colocación directa en agua, a esta se le debe poner una funda impermeable. La funda debería ser de metacrilato polimetílico y tener paredes lo suficientemente delgadas (de preferencia, el espesor no debe ser de más de 1,0 mm) para que la cámara llegue al equilibrio térmico con el agua en menos de 10 min. El diseño de la funda debería permitir que la presión del aire en la cámara se equiparara con rapidez a la presión atmosférica; el espacio de aire satisfactorio entre la cámara y la funda es de entre 0,1 mm y 0,3 mm. Esa característica técnica es congruente con la referencia [11] y la primera edición de este código de práctica internacional. Con el fin de que se acumule menos vapor de agua alrededor de la cámara, la funda impermeable no debería dejarse sumergida más tiempo del que fuera indispensable para hacer las mediciones. La exactitud aumenta si la misma funda que se utiliza para calibrar la cámara en el laboratorio de calibración también se utiliza para hacer todas las mediciones siguientes.

En el caso de las cámaras de ionización impermeables, podría resultar conveniente utilizar la funda de metacrilato polimetílico para colocar la cámara con exactitud a una profundidad determinada, aunque ello depende del equipo de posicionamiento que se utilice. Hay constancia de que las fundas de metacrilato polimetílico de 1 mm de espesor no repercuten de manera considerable sobre la lectura de las cámaras de ionización en mediciones en haces de ^{60}Co ; sin embargo, las fundas tienen efectos cuantificables en el caso de haces de fotones de mayor energía, de hasta el 0,3 % para haces de fotones de >20 MV [98]. Debido a la amplia disponibilidad de cámaras de ionización impermeables y de fundas de metacrilato polimetílico adecuadas, no se recomienda utilizar fundas de caucho delgadas para hacer mediciones de referencia ni relativas.

4.2.5. Colocación de las cámaras de ionización a la profundidad de referencia

Cuando una cámara se coloca a la profundidad de referencia en agua, z_{ref} (expresada en g/cm^2), deben tenerse en cuenta los efectos de perturbación de la cavidad y la pared de la cámara y de la funda o camisa impermeable. Cuando la calidad del haz del usuario Q es idéntica a la de calibración Q_0 , o cuando

se utilizan valores de k_{Q,Q_0} medidos, esos efectos deben tomarse en cuenta para calibrar la cámara, y por lo general basta colocar la cámara a la misma profundidad a la que se calibró (excepto cuando se utiliza una funda o camisa impermeable de espesor considerablemente distinto al calibrar la cámara y en la calidad del haz del usuario). Este también es el caso cuando se proporcionan valores de k_{Q,Q_0} medidos para una gama de valores de Q y el usuario realiza una interpolación para su calidad de haz concreta en la misma modalidad.

En otras circunstancias, cuando no se cuenta con calibración directa para la calidad del haz del usuario, deben utilizarse valores calculados de k_{Q,Q_0} . En este caso, algunos efectos de perturbación se toman en cuenta en los valores de k_{Q,Q_0} y otros, al colocar la cámara en posición.¹⁵ Además, debe tomarse en cuenta el efecto de las ventanas que pudiera tener el maniquí. El término “espesor equivalente al agua” (expresado en g/cm^2) se refiere al producto del espesor real (expresado en cm) y la densidad del material (expresada en g/cm^3).

Obsérvese que el término “punto de referencia de la cámara” se utiliza más adelante y en las características técnicas de las condiciones de referencia que figuran en cada sección. En el caso de las cámaras cilíndricas, este se refiere al centro del volumen de la cavidad de la cámara en el eje de la cámara¹⁶ y, en el caso de las cámaras de placas paralelas (que no sean de rayos X de baja energía) se refiere al centro de la superficie interior de la ventana de entrada. En las cámaras de placas paralelas que se utilizan en rayos X de baja energía, se refiere al centro de la superficie exterior de la ventana de la cámara (o las láminas de acumulación que se hayan utilizado).

4.2.5.1. Efectos de cavidad en las cámaras

Al calcular los factores k_{Q,Q_0} se toman en cuenta los efectos de perturbación de distinto tipo que guardan relación con la cavidad de la cámara (véase una reseña en la ref. [108]). Del tamaño finito de la cavidad se deriva incertidumbre acerca del punto que debería designarse para hacer las lecturas en la cámara y, por lo general, los factores k_{Q,Q_0} se refieren al centro de la cavidad de la cámara,

¹⁵ Tómesese nota de que en la clínica podría resultar más práctico colocar las cámaras a una profundidad conocida con exactitud que se encuentre a alrededor de un milímetro de la profundidad de referencia y corregir el resultado para z_{ref} por medio de la distribución de dosis y profundidad del haz del usuario, en lugar de tratar de colocar una cámara a una distancia de fracciones de milímetro. Sin embargo, por lo general los maniquís de agua motorizados permiten colocar el aparato con exactitud y ahorrarse ese paso complementario.

¹⁶ Debería considerarse que el centro del volumen de la cavidad es el punto del eje de la cámara que se encuentra a determinada distancia, que indica del fabricante, desde la punta de la cámara (medida sin el capuchón de protección). Por lo general esta información se proporciona en los manuales y las hojas de datos de las cámaras.

debido a que la mayoría de las calibraciones de cámara se hacen en haces de fotones. En el caso de los cálculos analíticos, esa perturbación se toma en cuenta por medio del factor de desplazamiento p_{dis} , y en los cálculos por el método de Montecarlo, el efecto se incluye de manera intrínseca (véase el apéndice II). Sin embargo, hay circunstancias en las que conviene optar por utilizar el punto efectivo de medición de la cámara.

En las cámaras cilíndricas el método a usar dependerá del tipo de radiación: ello se explica con detalle en las condiciones de referencia de cada sección. En el caso de los haces de ^{60}Co , los haces de fotones de alta energía y los haces de protones, el centro de la cámara se ubica en z_{ref} , y los valores de p_{dis} se incluyen en el cálculo de k_{Q,Q_0} . En los haces de electrones y los haces de iones ligeros ($Z > 1$) no se recomienda utilizar este método de posicionamiento por los pronunciados gradientes de dosis involucrados, y las cámaras cilíndricas se ubican con el centro desplazado de z_{ref} . En los haces de electrones el centro de la cámara se ubica a una profundidad $0,5r_{\text{cyl}}$ mayor que z_{ref} , en donde r_{cyl} es el radio interno de la cavidad de la cámara. En los haces de iones ligeros ($Z > 1$), se recomienda utilizar una desviación de $0,75r_{\text{cyl}}$. Cabe señalar que en varios estudios se ha observado que los valores de esos factores de desviación son aproximados y que pueden variar de manera considerable dependiendo de la forma de la cámara y la profundidad de medición [109]. Sin embargo, en el caso de las cámaras que figuran en el cuadro 4, los factores de corrección que se facilitan son lo bastante exactos como para no repercutir sobre la incertidumbre de medición general.

En cuanto a las cámaras de placas paralelas, se presupone que el punto de referencia de la cámara se encuentra en el punto efectivo de medición; cuando este se ubica en z_{ref} , no es necesario aplicar el factor de corrección p_{dis} . En el caso de las cámaras cilíndricas, en estudios recientes se ha demostrado que, técnicamente, lo anterior no es correcto [110]; sin embargo, en las cámaras que figuran en los cuadros 4 y 5, las desviaciones resultado de ese supuesto son pequeñas y pueden ignorarse a efectos de la dosimetría de referencia.

4.2.5.2. Efectos de las paredes de las cámaras

El factor p_{wall} que en la primera edición de este código de práctica internacional se incluye en los factores k_{Q,Q_0} calculados sirve para tener en cuenta la distinta respuesta a la radiación del material de la pared de la cámara y el material del maniquí. Sin embargo, p_{wall} no incluye el efecto de la distinta atenuación de la fluencia primaria de la pared de la cámara y una del mismo espesor hecha del material del maniquí. Cuando la calidad de calibración Q_0 y la del haz del usuario Q son idénticas, la atenuación ya se incluye en la calibración de la cámara. Incluso cuando Q_0 no es idéntica a Q , la atenuación de la pared en haces de fotones es lo bastante pequeña para suponer que se elimina. Por

otra parte, en los haces de partículas cargadas la pérdida de energía debida a la pared de la cámara puede ser considerablemente distinta a la que se produciría en material del maniquí del mismo espesor; además, el espesor equivalente al agua para el material de la pared de la cámara debe tenerse en cuenta al calcular en dónde se colocará la cámara. En las cámaras que figuran los cuadros 4 y 5, la diferencia entre los espesores físicos y los equivalentes al agua por lo general es pequeña (<1 mm de agua).

4.2.5.3. Impermeabilización de las cámaras

En las cámaras cilíndricas en haces de fotones, se recomienda que se aplique un factor multiplicativo a la lectura de la cámara para tener en cuenta las diferencias entre los espesores de las fundas impermeabilizantes en el laboratorio de calibración y en el entorno clínico. En la referencia [98] se presentan los datos. En las cámaras de placas paralelas que precisan una funda impermeabilizante frontal, se recomienda aplicar una desviación a la ubicación de la cámara para tomar en cuenta las diferencias en el espesor de la funda equivalente al agua al momento de la calibración y del uso cuando la cámara se ubica en z_{ref} .

4.2.5.4. Ventana del maniquí

En todas las modalidades, cuando se utilizan haces horizontales debería tomarse en cuenta el espesor equivalente al agua del material de la ventana del maniquí. Asimismo, obsérvese que las ventanas delgadas podrían presentar una curvatura convexa debido a la presión del agua sobre la superficie interior. El efecto puede producirse en cuanto el maniquí se haya llenado y puede ir ampliándose de manera gradual durante las horas siguientes. Ese efecto aumenta la cantidad de agua en la superficie frontal de las cámaras y también debe tenerse en cuenta al colocar las cámaras en z_{ref} , sobre todo en el caso de los haces de rayos X de energía media y los haces de electrones de baja energía.

En cuando a la disposición de haces verticales, aunque no es necesario tener en cuenta la ventana del maniquí, debería comprobarse la ubicación de la superficie del agua. En entornos de baja humedad, la evaporación podría modificar la profundidad efectiva de medición de manera parecida a la convexidad de las ventanas que afecta los haces horizontales.

4.3. CALIBRACIÓN DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Cuando envían a un laboratorio de calibración cámaras de ionización o dosímetros para que los calibren, los usuarios deberían hacer mediciones

para comprobar la estabilidad antes y después de la calibración. Por medio de ellas podrán constatar si el proceso de transporte o el de calibración afectaron la respuesta de la cámara. Las cámaras de ionización de referencia deberían calibrarse a una calidad de referencia Q_0 en intervalos no mayores a tres años o en el momento en el que el usuario sospeche que la cámara se ha dañado. Si con anterioridad para la cámara se han obtenido valores de k_{Q,Q_0} (o $N_{D,w,Q}$) cuantificados directamente, debería hacerse una recalibración para comprobar la dependencia respecto de la calidad por lo menos tras cada tercera calibración de la cámara o cada seis años, lo que ocurra primero. No obstante, debido a que las cámaras de ionización son especialmente susceptibles a que la respuesta a la energía se modifique en los rayos X de energía baja y media, es preferible que las cámaras que se utilicen para esos haces se recalibren a todas las calidades de interés en cada ocasión. Los usuarios tienen la responsabilidad de calibrar con mayor frecuencia las cámaras cuya estabilidad a largo plazo no se haya comprobado por períodos de más de cinco años.

4.3.1. Calibración en haces de ^{60}Co

Las calibraciones pueden hacerse con comparaciones directas respecto de un patrón primario de dosis absorbida en agua en un PSDL o, con mayor frecuencia, respecto de un patrón secundario en un SSDL. Aquí únicamente se tratará el segundo caso. En la referencia [11] se proporcionan orientaciones generales para calibrar dosímetros de radioterapia en laboratorios de calibración.

Se da por sentado que la dosis absorbida en agua, D_w , se conoce a la profundidad de referencia (por lo general 5 g/cm^2) en un maniquí de agua para rayos gamma de ^{60}Co . Esa determinación se lleva a cabo en un SSDL por medio de una cámara de ionización calibrada y mediciones en un maniquí de agua.¹⁷ La cámara del usuario se coloca en un maniquí de agua con el punto de referencia a la misma profundidad de referencia y el coeficiente de calibración $N_{D,w}$ se calcula a partir de la ecuación siguiente:

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M} \quad (8)$$

en donde M es la lectura del dosímetro, corregida para tener en cuenta las magnitudes de influencia y para que se ajuste a las condiciones de referencia en las que tiene validez el coeficiente de calibración. Las condiciones de referencia

¹⁷ Este método también se utiliza en varios laboratorios primarios porque no es factible contar con un patrón primario de dosis absorbida para cada calibración.

que se recomiendan para calibrar cámaras de ionización en haces de ^{60}Co se presentan en el cuadro 8.

CUADRO 8. CONDICIONES DE REFERENCIA QUE SE RECOMIENDAN PARA CALIBRAR CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co EN LABORATORIOS DE CALIBRACIÓN

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Dimensiones del maniquí	30 cm × 30 cm × 30 cm (aproximadamente)
Distancia fuente-cámara ^a	100 cm
Temperatura del aire ^b	20,0 °C ^e
Presión del aire	101,33 kPa
Punto de referencia de la cámara de ionización	En cámaras cilíndricas, en el eje de la cámara, al centro del volumen de la cavidad En cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie interior de la ventana de entrada
Profundidad del punto de referencia de la cámara en un maniquí ^a	5 g/cm ²
Tamaño de campo en la ubicación del punto de referencia de la cámara	10 cm × 10 cm ^d
Humedad relativa	50 % ^e
Tensión de polarización y polaridad	Aunque no se recomienda valor de referencia alguno, los valores que se utilicen deberían hacerse constar en el certificado de calibración
Tasa de dosis	Aunque no se recomienda valor de referencia alguno, las tasas de dosis que se utilicen siempre deberían hacerse constar en el certificado de calibración Además, en el certificado debería indicarse si se aplicó corrección por recombinación y, de ser el caso, el valor de la corrección

CUADRO 8. CONDICIONES DE REFERENCIA QUE SE RECOMIENDAN PARA CALIBRAR CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co EN LABORATORIOS DE CALIBRACIÓN (cont.)

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
^a	Es posible que las dimensiones de los maniqués de agua con ventana de plástico se modifiquen poco a poco conforme pasa el tiempo después de que estos se hayan llenado. Es posible que la evaporación no sea despreciable. Por ello, podría ser necesario comprobar la distancia fuente-superficie y la profundidad de la cámara a intervalos de pocas horas.
^b	Debería suponerse que la temperatura del aire en la cavidad de una cámara es la del maniqué, que debería medirse; dicha temperatura no necesariamente equivale a la temperatura del aire circundante.
^c	En algunos países la temperatura de referencia del aire es de 22 °C.
^d	En algunos laboratorios se utiliza una disposición con una distancia fuente-superficie de 100 cm; en esos casos, el tamaño de campo se delimita en la superficie del maniqué.
^e	En valores de humedad relativa en el intervalo del 20 % al 80 %, no es necesario hacer correcciones para tener en cuenta la humedad (véase la sección 4.4.3.1).

4.3.2. Calibración en rayos X de kilovoltaje

En el presente código de práctica internacional se proporcionan dos alternativas distintas de dosimetría para rayos X de kilovoltaje (véanse las secciones 8 y 9), a saber, sobre la base de los coeficientes de calibración de las cámaras expresados en función de la dosis absorbida en agua o del kerma en aire en el seno de aire. El formalismo, incluida la relación entre $N_{D,w,Q}$ y $N_{K,air,Q}$, se presenta con detalle en el apéndice I. Se optó por volver a reconocer la posibilidad de utilizar $N_{K,air,Q}$ debido a que, en todo el mundo, la mayor parte de las calibraciones de haces de rayos X aún se llevan a cabo con kerma en aire. Esa barrera guarda relación con la ausencia de auténticas pautas en materia de dosis absorbida en agua para rayos X de baja energía y el limitado número de PSDL que cuentan con patrones de ese tipo para rayos X de energía media.

Los coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua pueden calcularse a partir de coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire. La fórmula se proporciona en el apéndice I, y los factores dosimétricos recomendados deben obtenerse con las interfaces gráficas de usuario de la aplicación web¹⁸. Por consiguiente, todos los laboratorios de calibración que cuenten con patrones de kerma en aire pueden calcular

¹⁸ Disponible en inglés en <https://kVx-rays.iaea.org>

coeficientes de calibración en función de la dosis absorbida en agua. Aunque, a efectos prácticos, equivale a que el usuario obtenga un coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire y aplique los mismos datos dosimétricos, ese método ofrece la ventaja de que hace posible difundir un método unificado en un ámbito de la dosimetría en el que destaca la falta de pautas.

Se recomienda que las cámaras de ionización que se utilicen para la dosimetría de haces de rayos X de energía baja y media se calibren en haces de calidad parecida a la de los haces de los usuarios que serán objeto de medición (véase la sección 4.1.3). Debido a la gran variedad de aparatos auxiliares para dosimetría, por ejemplo, las láminas de acumulación, los maniquís y las fundas impermeables, y a los distintos tamaños de campo y distancias fuente-superficie (SSD) de interés clínico, es fundamental que en el proceso de calibración se repliquen las condiciones de medición clínica con tanta fidelidad como sea posible. Cuando una cámara se envía para calibración, también deberían facilitarse todos los aparatos auxiliares conexos y deberían incluirse explicaciones claras y detalladas acerca del tipo de haces de uso clínico y la disposición espacial en la que estos se utilizarán. Por lo general, esto resulta de mayor interés para los haces de rayos X de kilovoltaje que para otras modalidades.

Para hacer mediciones en rayos X de baja energía, se recomienda utilizar cámaras de placas paralelas, aunque pueden utilizarse cámaras cilíndricas para tensiones de más de 70 kV; en el caso de los rayos X de energía media solo se recomienda utilizar cámaras cilíndricas. En todas las cámaras de ionización debe poder establecerse equilibrio electrónico en las calidades de radiación que se utilicen. Aunque, por lo general, el espesor de la pared de las cámaras cilíndricas basta para ese fin, en las cámaras de placas paralelas y a tensiones de más de 40 kV es necesario añadir láminas de acumulación (véase la sección 4.2.1). Los dos tipos de calibración de cámaras se presentan con detalle en la referencia [11]. Las calibraciones con kerma en aire se llevan a cabo en el seno del aire, por lo general a distancias de referencia de entre 0,5 y 1 m y en campos de radiación con diámetros de entre 3 y 10 cm (en el extremo inferior del intervalo para los rayos X de baja energía y en el extremo superior para las energías medias), y con valores de referencia de temperatura (20 °C), presión (101,3 kPa) y humedad (humedad relativa del 50 %). Las condiciones de referencia características para calibrar en función de la dosis absorbida en agua se muestran en el cuadro 9. Obsérvese que, en el caso de los rayos X de baja energía, únicamente las cámaras de placas paralelas se calibran en la superficie de maniquís de metacrilato polimetílico. En el caso de los rayos X de energía baja y media, el sostén de la cámara debería estar dispuesto de tal manera que se evitara o se redujera al mínimo la dispersión de radiación, y el sensor de temperatura debería ubicarse justo a las afueras del campo de radiación.

CUADRO 9. CONDICIONES DE REFERENCIA RECOMENDADAS PARA CALIBRAR CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN FUNCIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE RAYOS X DE ENERGÍA BAJA Y MEDIA EN LABORATORIOS DE CALIBRACIÓN

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia	
	Rayos X de baja energía	Rayos X de energía media
Material del maniquí	Metacrilato polimetílico o plástico equivalente al agua diseñado para utilizarse con rayos X de kilovoltaje	Agua
Dimensiones del maniquí (aproximadas)	12 cm × 12 cm × 6 cm	30 cm × 30 cm × 30 cm
	En el caso de los rayos X de baja energía, el maniquí debe prolongarse en el sentido del haz al menos 5 g/cm ² más allá de la cámara de ionización, y 10 g/cm ² en el caso de los rayos X de energía media; en cuanto a los lados, debe prolongarse lo suficientemente más allá del tamaño de campo de referencia para garantizar que todo el haz primario salga por la cara posterior del maniquí	
Distancia fuente-superficie	Distancia terapéutica definida por el usuario ^a	
Temperatura del aire ^b	20 °C °	
Presión del aire	101,3 kPa	
Punto de referencia de la cámara de ionización	En el caso de las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie exterior de la ventana de la cámara (o de la lámina de acumulación, en caso de que se utilice una)	En el caso de las cámaras cilíndricas, en el eje central al centro del volumen de la cavidad
Profundidad del punto de referencia de la cámara en un maniquí	Superficie del maniquí	2 g/cm ²

CUADRO 9. CONDICIONES DE REFERENCIA RECOMENDADAS PARA CALIBRAR CÁMARAS DE IONIZACIÓN EN FUNCIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE RAYOS X DE ENERGÍA BAJA Y MEDIA EN LABORATORIOS DE CALIBRACIÓN (cont.)

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia	
	Rayos X de baja energía	Rayos X de energía media
Tamaño de campo en la ubicación del punto de referencia de la cámara	En función del laboratorio de calibración; un diámetro de al menos 3 cm o una superficie de 3 cm × 3 cm	Una superficie de 10 cm × 10 cm o un diámetro de 10 cm
Humedad relativa ^e	50 %	
Tensión de polarización y polaridad	Aunque no se recomienda valor de referencia alguno, los valores que se utilicen deberían hacerse constar en el certificado de calibración	
Tasa de dosis	Aunque no se recomienda valor de referencia alguno, las tasas de dosis que se utilicen deberían hacerse constar en el certificado de calibración en todos los casos. Además, en el certificado debería indicarse si se aplicó corrección por recombinación y, de ser el caso, el valor de la corrección	

^a Si se utiliza más de una distancia fuente-superficie, a efectos de calibración debería utilizarse la más grande.

^b Debería suponerse que la temperatura del aire en la cavidad de una cámara es la del maniquí, que debería medirse; dicha temperatura no necesariamente equivale a la temperatura del aire circundante.

^c En algunos países la temperatura de referencia del aire es de 22 °C.

^d En caso de que esos tamaños de campo no se correspondan con ninguno de los haces de uso clínico del usuario, debería utilizarse el tamaño de campo que más se acercara al de los haces de uso clínico.

^e En valores de humedad relativa en el intervalo del 20 % al 80 %, no es necesario hacer correcciones para tener en cuenta la humedad (véase la sección 4.4.3.1).

4.3.3. Calibración en otras calidades

Los laboratorios de calibración que cuentan con aceleradores pueden ofrecer servicios de calibración para haces de fotones y electrones de alta energía. A los usuarios se les deben proporcionar ya sea una serie de coeficientes de

calibración $N_{D,w,Q}$ para distintas calidades de haz o un coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} y valores medidos de k_{Q,Q_0} . Los detalles respecto de los procedimientos de calibración en los PSDL quedan fuera del alcance de esta publicación.

Obsérvese que los patrones de dosis absorbida en agua para haces de protones e iones más pesados aún están en desarrollo y en la actualidad no se dispone de servicios de calibración en laboratorio. Sin embargo, los coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua pueden obtenerse a partir de los haces de protones (o iones ligeros) de los usuarios si los laboratorios de calibración están capacitados para hacer mediciones de calibración (mediante calorimetría de agua, por ejemplo) en el centro de tratamiento con haces de protones o iones. Ese método también puede utilizarse para los haces de fotones y electrones de alta energía.

4.4. DOSIMETRÍA DE REFERENCIA DEL HAZ DEL USUARIO

4.4.1. Determinación de la dosis absorbida en agua

Se presupone que el usuario cuenta con una cámara de ionización o un dosímetro con un coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} expresado en función de la dosis absorbida en agua a una calidad de referencia Q_0 . Con arreglo al formalismo que figura en la sección 3, la cámara se coloca de acuerdo con las condiciones de referencia y la dosis absorbida en agua se expresa por medio de la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (9)$$

en donde M_Q es la lectura del dosímetro que incluye el producto $\prod k_i$ de los factores de corrección por las magnitudes de influencia, y k_{Q,Q_0} es el factor de corrección para tener en cuenta la diferencia entre la calidad del haz de referencia Q_0 y la calidad del haz que efectivamente se utiliza, Q . La ecuación tiene validez para todos los campos de radiación en los que se aplica el presente código de práctica internacional.

En cada una de las secciones que se ocupan de los distintos tipos de radiación se facilitarán detalles acerca de las condiciones de referencia que deben utilizarse para calibrar los haces de radioterapia y los valores del factor k_{Q,Q_0} . Las recomendaciones de dosimetría relativa, es decir, la determinación de las distribuciones de las dosis absorbidas, también se proporcionarán en las secciones correspondientes. Aunque no tiene un carácter distinto al de los demás factores de corrección para tener en cuenta magnitudes de influencia, el factor

de corrección k_{Q,Q_0} se aborda por separado en cada sección porque tiene un papel preponderante.

4.4.2. Aspectos prácticos que deben tenerse en cuenta en las mediciones en el haz del usuario

En la sección 4.2.4 se detallan las precauciones en cuanto a la funda impermeable de las cámaras que deben tenerse al hacer mediciones en un maniquí de agua. Antes de hacer las mediciones, debería comprobarse la estabilidad de corto y largo plazo del sistema de dosimetría. De manera conceptual, el método más sencillo para examinar la estabilidad a largo plazo es utilizar una fuente de comprobación. Otra posibilidad sería que el sistema de dosimetría se comparara con al menos otros dos sistemas bajo la presunción de que tres sistemas independientes no presentarán exactamente el mismo tipo de deriva (o de error). La estabilidad de corto plazo comprende tanto el calentamiento y la estabilización como la reproducibilidad entre mediciones repetidas. Se debería dejar pasar tiempo suficiente para que el dosímetro llegara al equilibrio térmico. Aunque algunos electrómetros accionados por corriente alterna tienen un tiempo de calentamiento muy breve (<10 min), hay otros que conviene encender 2 h antes de utilizarlos, o incluso con mayor antelación, para darles la posibilidad de que se estabilicen. Se recomienda siempre hacer una irradiación preliminar en las cámaras de ionización para que los distintos materiales estén en condiciones de equilibrio de cargas. La dosis mínima que se precisa para hacerlo depende de distintos factores; sin embargo, se ha observado que por lo general 10 Gy bastan para las cámaras de ionización de referencia [111]. En los casos en los que se hagan modificaciones a la polaridad o a la tensión de polarización, resulta de especial importancia operar el sistema de medición en condiciones estables; ello obedece a que, en función del tipo de cámara y, en ocasiones, de la polaridad, podría ser necesario dejar pasar varios minutos (hasta 30) o aplicar dosis mayores a 10 Gy. De hecho, no hacerlo podría producir errores más grandes que el efecto que se pretende tener en cuenta en la corrección.

La corriente de fugas es la que genera el sistema de medición completo sin radiación. La radiación también puede inducir la corriente de fugas: podría ocurrir que antes de la irradiación las cámaras no presentaran fugas y que, tras ella, se constataran fugas considerables. La corriente de fugas siempre debería medirse antes y después de la irradiación, y el valor debería ser pequeño en comparación con el de la corriente que se mide durante la irradiación (menos de aproximadamente el 0,1 % de la corriente de medición y, por lo general, con el mismo signo). En algunos pocos casos (por ejemplo, cámaras de volúmenes pequeños o mediciones hechas a bajas tasas de dosis), puede ocurrir que la corriente de fugas relativa sea considerablemente mayor. De ser el caso, la

corriente de medición debe corregirse para tener en cuenta la fuga y debe prestarse atención al signo de la corriente de fuga. No deberían utilizarse las cámaras que tuvieran una corriente de fuga grande (de alrededor del 1 % de la corriente de medición) o una corriente que mostrara variabilidad con el tiempo.

En circunstancias normales, la reproducibilidad se examina como parte de las mediciones de la dosis absorbida. Conviene examinar las lecturas repetidas para asegurarse de que las respuestas no presentan deriva sistemática, y las desviaciones típicas de las lecturas deberían compararse con los datos anteriores de la misma cámara (o las cámaras del mismo tipo). Las diferencias considerables podrían indicar que hay una avería en los aparatos de medición o el haz de radiación.

En los casos en los que se hagan mediciones relativas en haces de aceleradores y de rayos X de kilovoltaje, se recomienda encarecidamente que durante el procedimiento experimental se utilice un sistema de dosimetría de monitoreo complementario para tener en cuenta las fluctuaciones en la radiación de salida. Ello resulta de especial importancia al utilizar razones de lecturas dosimétricas (por ejemplo, en calibraciones internas o en mediciones hechas con distintas polaridades o variaciones de tensión). Se utilizan las tres alternativas que figuran a continuación:

- a) una cámara monitora de tipo transmisión que intercepta el haz antes de que llegue al maniquí;
- b) un detector colocado en el aire entre la fuente de radiación y el maniquí, a unos centímetros del eje central, o
- c) un detector colocado dentro del maniquí, a unos centímetros del eje central.

La tercera opción permite medir la radiación de salida que se corresponde de mejor manera con el haz que intercepta la cámara y que es el objeto de la medición; sin embargo, las tres disposiciones se han utilizado de forma satisfactoria. Si el monitor se coloca en el aire, es preciso tener en cuenta la posibilidad de que se presenten diferencias de temperatura. De ser el caso, debería procurarse que la temperatura que se midiera en los alrededores de la cámara monitora fuera representativa de la temperatura del aire que se encuentra dentro del volumen de medición de la propia cámara monitora, ya que pueden producirse efectos parecidos a la impedancia cuando varía la temperatura ambiente.

4.4.3. Corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia

El coeficiente de calibración de una cámara de ionización solo tiene validez para las condiciones de referencia en las que se hizo la calibración. Todas las variaciones de las condiciones de referencia que se produzcan al utilizar la

cámara de ionización en el haz del usuario deberían corregirse por medio de la aplicación de los factores correspondientes. En el siguiente apartado solamente se examinan los factores de corrección generales k_i , y los aspectos concretos de cada tipo de haz de radiación se dejan para la sección correspondiente.

4.4.3.1. *La presión, la temperatura y la humedad*

Dado que todas las cámaras que se recomiendan en esta publicación son de tipo abierta al aire ambiente, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a la variabilidad atmosférica. El factor de corrección siguiente:

$$k_{TP} = \frac{(273,15 + T) P_0}{(273,15 + T_0) P} \quad (10)$$

debería aplicarse para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia. En la ecuación (10), P (expresada en kPa) y T (expresada en °C) son la presión de aire y la temperatura en la cavidad, respectivamente, al momento de las mediciones, y P_0 y T_0 son los valores de referencia correspondientes (por lo general, 101,3 kPa y 20 °C).¹⁹ Debería suponerse que la temperatura del aire en la cavidad de una cámara es la del maniquí, que debería medirse; dicha temperatura no necesariamente equivale a la temperatura del aire circundante.²⁰ En el caso de las mediciones en maniqués de agua, la funda impermeable de la cámara (en caso de que se precise una) debería abrirse a la atmósfera para que el aire ambiente y el aire en la cavidad de la cámara se equilibraran con rapidez. En las cámaras impermeables, la cavidad del aire debe ventearse por medio del cable de la funda, por lo que debe tenerse cuidado de no sellar ese cable, por ejemplo, con un sistema de pinzamiento ni con cinta adhesiva colocada para fijarlo.

No es necesario hacer correcciones para tener en cuenta la humedad si el coeficiente de calibración se calculó en una humedad relativa del 50 % y este se utiliza en una humedad relativa de entre el 20 % y el 80 %. En caso de que el coeficiente de calibración se haya calculado en aire seco, debería aplicarse un factor de corrección, k_h [112]; para calibraciones en haces de ^{60}Co , $k_h = 0,997$.

¹⁹ En algunos países la temperatura de referencia del aire es 22 °C.

²⁰ La temperatura de equilibrio de un maniquí de agua que se ha llenado durante algunas horas siempre será menor que la temperatura ambiente debido a la evaporación de la superficie del agua. La diferencia exacta con la temperatura ambiente depende de la humedad relativa de la habitación.

4.4.3.2. *La calibración del electrómetro*

En caso de que la cámara de ionización y el electrómetro se calibren por separado, el laboratorio de calibración debe dar un coeficiente de calibración para cada uno. En el presente código de práctica internacional, el factor de calibración para electrómetro k_{elec} se trata como una magnitud de influencia y se incluye en el producto $\prod k_i$ de los factores de corrección. Por lo general, el coeficiente de calibración $N_{D,w}$ de la cámara de ionización se expresará en unidades de Gy/nC y, en el caso del electrómetro k_{elec} , ya sea en unidades de nC/rdg o, si la lectura del electrómetro se da en función de la carga, como un factor adimensional próximo a la unidad (de manera efectiva, un coeficiente de calibración expresado en unidades de nC/nC).

Si la cámara de ionización y el electrómetro se calibran juntos, por lo general el coeficiente de calibración combinado $N_{D,w}$ se expresa en unidades de Gy/rdg o Gy/nC (en función de la lectura del electrómetro) y no es necesario utilizar el coeficiente de calibración k_{elec} de un electrómetro distinto. En este caso, en las planillas de cálculo debería anotarse que k_{elec} tiene un valor equivalente al de la unidad (adimensional).

4.4.3.3. *El efecto de polaridad*

En las puestas en servicio siempre debería examinarse el efecto de utilizar potenciales de polarización de polaridad opuesta en una lectura de cámara. Aunque el efecto será pequeño para los haces de fotones (por lo general <0,2 %) en la mayoría de los tipos de cámaras, una excepción destacada son las cámaras que tienen ventanas muy delgadas que se utilizan para rayos X de baja energía. Es posible que el efecto sea considerable en los haces de partículas cargadas, especialmente de electrones.²¹ Las mediciones de polaridad que se desvíen de manera considerable de los valores previstos podrían ser indicio de alteraciones en el funcionamiento del sistema que ameritan inspección.

En las cámaras que se utilicen en haces que produzcan un efecto de polaridad que no sea despreciable, se considera que la lectura real es la media de los valores absolutos de las lecturas obtenidas en ambas polaridades. Sin embargo, lo habitual es que para hacer uso sistemático de una determinada cámara de ionización se adopten un solo potencial de polarización y una única polaridad. Por consiguiente, el efecto que causa en la lectura de la cámara el uso

²¹ En el caso de las cámaras de placas paralelas, por lo general el efecto de polaridad se acentúa en haces de electrones de baja energía [10]. Sin embargo, en determinados tipos de cámaras se ha observado que el efecto de polaridad aumenta con la energía [113]. Por ello, en haces de electrones de todas las energías siempre debería examinarse si hay efecto de polaridad.

de potenciales de polarización de polaridad opuesta para cada haz del usuario de calidad Q puede tenerse en cuenta por medio del factor de corrección siguiente:

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2|M|} \quad (11)$$

en donde M_+ y M_- son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa, respectivamente, y M es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad que se utiliza de manera habitual (ya sea positiva o negativa). La toma de lecturas M_+ y M_- debería hacerse con minuciosidad, asegurándose de que la lectura de la cámara fuera estable tras cualquier cambio en la polaridad (en el caso de algunas cámaras, hay que esperar decenas de minutos para que se estabilicen). Para reducir al mínimo la influencia de las fluctuaciones en la salida de los generadores de radiación (por ejemplo, en los aceleradores de uso clínico y las unidades de radioterapia), se recomienda encarecidamente que todas las lecturas se normalicen respecto de la de un monitor externo (véase la sección 4.4.2 para consultar las recomendaciones sobre monitores externos).

Cuando una cámara se envía para calibración, por lo general el usuario comunica al laboratorio de calibración el potencial de polarización y la polaridad que se emplean en el uso rutinario de la cámara. La cámara debería calibrarse a ese potencial de polarización (y a esa polaridad, en caso de que para la calibración se utilizara solo una polaridad); esto debería señalarse con claridad si ese no fuera el caso. El laboratorio de calibración puede o no hacer correcciones para tener en cuenta el efecto de polaridad a la calidad de calibración, Q_o . La decisión debería hacerse constar en el certificado de calibración.

Si el laboratorio de calibración ya hizo correcciones para tener en cuenta el efecto de polaridad, el usuario debe aplicar el factor de corrección k_{pol} que se calcula por medio de la ecuación (11) a todas las mediciones que se hagan con la polaridad de uso habitual. Aunque ese enfoque es el más sencillo en cuanto a la aplicación de formalismos, en cada etapa se requieren mediciones complementarias que toman tiempo y deben hacerse con minuciosidad para evitar cometer errores. Si el laboratorio de calibración no hizo correcciones para tener en cuenta el efecto de la polaridad, este deberá tratarse ulteriormente dependiendo de las instalaciones que el usuario tenga a su disposición y las calidades de haz que deban medirse. Deben aplicarse los principios siguientes:

- a) Si la calidad del haz del usuario es la misma que la calidad de calibración y la cámara se utiliza con el mismo potencial de polarización y la misma polaridad, el valor de k_{pol} debería ser el mismo en ambos casos y no es necesario que el usuario aplique un factor de corrección de polaridad para ese haz concreto (o puede optarse por asignarle un valor de 1 a k_{pol} en las

planillas de cálculo). Si se diera el caso atípico de que no puede utilizarse el mismo potencial de polarización que en la calibración, el efecto de polaridad será distinto en ambos casos. La diferencia debería ser pequeña y debería calcularse e incorporarse como incertidumbre.

- b) Si la calidad del haz del usuario no es idéntica a la calidad de calibración, pero la calidad de calibración puede reproducirse, el factor de corrección de la polaridad $[k_{\text{pol}}]_{Q_0}$ que no se aplicó durante la calibración debe calcularse por medio de la ecuación (11) y con el mismo potencial de polarización y polaridad que los que se utilizaron en el laboratorio de calibración. El efecto de polaridad a la calidad de haz del usuario, $[k_{\text{pol}}]_Q$, también tiene que calcularse a partir de la ecuación (11) por medio del potencial de polarización y la polaridad que se utilizan de manera habitual. Posteriormente se calcula un factor de corrección de polaridad modificado k'_{pol} de la manera siguiente:

$$k'_{\text{pol}} = \frac{[k_{\text{pol}}]_Q}{[k_{\text{pol}}]_{Q_0}} \quad (12)$$

Ese factor se utiliza para corregir la polaridad de las lecturas dosimétricas para cada haz de calidad Q .

- c) Si la calidad de haz del usuario no es idéntica a la de calibración y no puede replicarse la calidad de calibración para determinar el factor de corrección $[k_{\text{pol}}]_{Q_0}$, este debe calcularse a partir de la respuesta de la cámara a distintas calidades de haz y polaridades. En caso de que esto no pueda hacerse con una incertidumbre típica relativa menor del 0,5 % (véase el apéndice IV), la cámara no debería utilizarse o debería enviarse a un laboratorio de calibración que pudiera hacer la corrección de polaridad necesaria.

Conviene notar que, aunque pueda resultar complejo cuantificarlo con exactitud, el factor de corrección de la polaridad $[k_{\text{pol}}]_Q$ es una medición que tiene coherencia interna y que no depende de laboratorios de calibración, aparatos o haces de radiación algunos, por lo que resulta un medio muy útil para comprobar la garantía de la calidad del funcionamiento de las cámaras. En caso de que los factores de corrección de la polaridad medidos sean distintos de los publicados para el mismo tipo de cámara, o de que los factores de corrección de polaridad varíen con el paso del tiempo, ello podría indicar averías en la cámara, los cables de conexión, el electrómetro o el procedimiento de medición.

4.4.3.4. *Recombinación de iones*

Si en la cavidad de una cámara de ionización se produce recolección incompleta de carga debido a la recombinación de iones, es necesario aplicar un factor de corrección k_g . Se producen los dos efectos siguientes:

- la recombinación de iones formados a partir de trayectorias de partículas ionizantes independientes, llamada “recombinación general” (o “recombinación de volumen”), que depende de la densidad de partículas ionizantes y, por consiguiente, de la tasa de dosis en los haces continuos o la dosis por pulso en los haces pulsados, y
- la recombinación de iones formados por la trayectoria de una única partícula ionizante, denominada “recombinación inicial”, que es independiente de la tasa de dosis y la dosis por pulso.

Ambos efectos dependen de la forma de la cámara y de la tensión de polarización que se aplique.

Por lo general, se produce poca recombinación inicial (menor del 0,2 %), salvo en el caso de los haces de protones e iones más pesados. Sin embargo, debido a que la tasa de dosis en los pulsos es relativamente alta, en la radiación pulsada suele producirse considerable recombinación general, sobre todo en los haces pulsados y barridos. Aunque puede calcularse un factor de corrección por medio de la teoría de Boag [114], eso no tiene en cuenta la variabilidad entre cámaras del mismo tipo. Además, el hecho de que se produzca una ligera compensación del electrodo central en las cámaras cilíndricas²² podría desautorizar la aplicabilidad de la teoría de Boag. En haces especiales de muy alta intensidad, la carga espacial y los demás efectos no pueden despreciarse, y debería evaluarse que hubiera una eficiencia de recolección de carga de más de 1,05 mediante calibración respecto de un sistema de tasa de dosis independiente, como un calorímetro [102].

a) Haces de fotones y electrones pulsados

En el caso de los haces de fotones y electrones pulsados, en este código de práctica internacional se recomienda que el factor de corrección k_s se calcule por medio del método de las dos tensiones [116]. En ese método se presupone que hay dependencia lineal entre $1/M$ y $1/V$ (tanto en el caso de la recombinación inicial como en el de la general) y se utilizan las cargas recolectadas M_1 y M_2 y

²² Lo anterior puede observarse por medio de una radiografía de la cámara. Deberían tomarse radiografías al momento de la puesta en servicio y cuando se hiciera control de calidad de los aparatos de dosimetría [115].

las tensiones de polarización V_1 y V_2 , respectivamente, medidas en las mismas condiciones de irradiación. V_1 es la tensión de funcionamiento normal²³ y V_2 es una tensión menor; de manera ideal, la razón $n = V_1/V_2$ debería ser igual o mayor de 3.²⁴ En sentido estricto, el efecto de polaridad puede modificarse con la tensión, y tanto M_1 como M_2 deberían corregirse para tener en cuenta ese efecto por medio de la ecuación (11).²⁵ El factor de corrección por recombinación k_s a la tensión de funcionamiento normal V_1 se calcula por medio de la ecuación siguiente:

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (13)$$

en donde a_i tiene valores constantes que se proporcionan en el cuadro 10. Para reducir al mínimo la influencia de las fluctuaciones en la salida de los aceleradores de uso clínico, es preferible que todas las lecturas se normalicen respecto de la de un monitor externo (véase la sección 4.4.2).

En caso de que $k_s < 1,03$, el factor de corrección puede calcularse por medio de una aproximación con un margen de error del 0,1 % por medio de la relación siguiente:

$$k_s = \frac{n-1}{n - M_1/M_2} \quad (14)$$

Ese método de aproximación [108] ofrece la ventaja de que funciona para valores que no son integrales de la razón de tensiones n y también sirve como comprobación de la evaluación por medio de la ecuación (13). Obsérvese que, en el caso de los haces pulsados, el factor de corrección k_s calculado con el método de las dos tensiones sirve para tener en cuenta tanto la recombinación general como la inicial [117].

²³ La tensión de funcionamiento normal debería elegirse durante la caracterización de la cámara concreta al momento de la puesta en servicio. Nunca debería rebasar la tensión de polarización máxima recomendada por el fabricante, ni debería utilizarse en zonas en las que resultara evidente que hay multiplicación de cargas.

²⁴ Esto podría no ser posible en determinadas combinaciones de cámaras de ionización y electrómetros. Por ejemplo, aunque en algunos electrómetros V_2 tiene un valor mínimo de 100 V, podría ocurrir que la cámara no funcionara en el intervalo lineal previsto de $1/M$ frente a $1/V$ a 300 V.

²⁵ Otra posibilidad sería que en cada polaridad el factor de corrección por recombinación se calculara por separado y que estos se compararan. El hecho de que se constaten diferencias considerables entre los valores de k_{s+} y k_{s-} podría indicar averías en la cámara.

CUADRO 10. COEFICIENTES DE AJUSTE CUADRÁTICO PARA CALCULAR k_s MEDIANTE EL MÉTODO DE LAS DOS TENSIONES EN RADIACIÓN PULSADA Y PULSADA Y BARRIDA EN FUNCIÓN DE LA RAZÓN DE TENSIONES V_1/V_2 [117]

V_1/V_2	Haces pulsados			Haces pulsados y barridos		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2,0	2,337	-3,636	2,299	4,711	-8,242	4,533
2,5	1,474	-1,587	1,114	2,719	-3,977	2,261
3,0	1,198	-0,875	0,677	2,001	-2,402	1,404
3,5	1,080	-0,542	0,463	1,665	-1,647	0,984
4,0	1,022	-0,363	0,341	1,468	-1,200	0,734
5,0	0,975	-0,188	0,214	1,279	-0,750	0,474

Debe tenerse precaución al utilizar el método de las dos tensiones. Se ha comprobado [116-119] que, en algunos tipos de cámaras, especialmente los diseños de placas paralelas, en los haces pulsados de fotones y electrones la dependencia lineal prevista de $1/M$ y $1/V$ (gráfica de Jaffé) no se satisface en el intervalo de tensiones que se utiliza en el método de las dos tensiones. Una práctica óptima que se recomienda seguir es la fijación del intervalo de linealidad de las cámaras a través de mediciones de la respuesta de la cámara a una gama de tensiones de polarización hasta el valor máximo que recomienda el fabricante. Esta es una comprobación útil del funcionamiento de las cámaras, que siempre debería hacerse durante la puesta en servicio de las cámaras nuevas. Ulteriormente, la cámara debería utilizarse solo a tensiones comprendidas en el intervalo lineal, en cuyo caso resulta válido utilizar el método de las dos tensiones, teniendo en cuenta las especificaciones de recombinación que figuran en el cuadro 3.

b) Haces continuos

En el caso de la radiación continua, tanto para los rayos gamma de ^{60}Co como los rayos X de kilovoltaje, también puede utilizarse el método de las dos tensiones. Aunque en los haces continuos el efecto de la recombinación general

se caracteriza por medio de una relación lineal entre $1/M$ y $1/V^2$, en la gran mayoría de los haces de uso clínico la tasa de dosis es de menos de 2 Gy/min y la recombinación general puede no tenerse en cuenta. La recombinación inicial es el componente predominante y, al igual que el coeficiente de corrección por la recombinación total para haces pulsados, puede calcularse a través de la ecuación (13).

c) Haces de protones e iones más pesados

En el caso de determinadas tecnologías de haces de protones e iones más pesados, el régimen de impulsos (la duración y la frecuencia de los impulsos) puede ser tal que el tiempo entre impulsos sea prolongado en comparación con el tiempo de recolección de iones y que, por lo que se refiere a la recombinación, el funcionamiento de la cámara de ionización se asemeje al de un haz pulsado. Si en haces de ese tipo se grafica $1/M$ frente a $1/V$ (hasta la tensión máxima que recomienda el fabricante) debería observarse dependencia lineal, y el factor de corrección por recombinación puede determinarse ya sea como se explicó para el caso de los haces pulsados, por medio de la ecuación (13), o de manera explícita a partir de la intersección $1/M_{\text{sat}}$ de un ajuste lineal a los datos de $1/M$ frente a $1/V$ a través de la ecuación siguiente:

$$k_s = \frac{M_{\text{sat}}}{M_1} \quad (15)$$

en donde M_1 es la lectura de la cámara a la tensión de funcionamiento V_1 . Tras comprobar que hay linealidad, k_s puede calcularse mediante el método de las dos tensiones y la ecuación (13).

Por otra parte, en el caso de que el tiempo entre los impulsos de los haces sea mucho más breve, el funcionamiento de la cámara podría asemejarse al de un haz continuo en el que predomina la recombinación general. En haces de ese tipo, si se grafica $1/M$ frente a $1/V^2$ debería observarse dependencia lineal, en cuyo caso el factor de corrección por recombinación puede calcularse a partir de la intersección $1/M_{\text{sat}}$ en esos datos ajustados a un modelo lineal, o, si se comprobó linealidad, por medio del método de las dos tensiones y la relación siguiente [108]:

$$k_s = \frac{n^2 - 1}{n^2 - M_1/M_2} \quad (16)$$

En el caso más general, el régimen de impulsos puede ser tal que la cámara tenga un funcionamiento intermedio y ninguna gráfica de datos experimentales

sea lineal. Esto también podría ocurrir en haces continuos en los que la recombinación inicial no es despreciable. Durante la puesta en servicio esos casos se ponen de manifiesto porque no se observa linealidad en ninguna gráfica ($1/M$ frente a $1/V$ y $1/M$ frente a $1/V^2$), por lo que para calcular el factor de corrección por recombinación es necesario emplear un método generalizado.

d) Método generalizado de De Almeida y Niatel

En determinadas circunstancias, ninguna gráfica de datos experimentales ($1/M$ frente a $1/V$ o $1/M$ frente a $1/V^2$) es lineal y es necesario recurrir a otro método para calcular k_s con exactitud. De Almeida y Niatel [120] fueron los primeros en estudiar el problema, y Boutillon [121] se encargó de reseñarlo. En pocas palabras, el método de las dos tensiones se utiliza para una serie de tasas de dosis instantáneas²⁶ y se elabora una gráfica de la razón de cargas M_1/M_2 en función de la lectura M_1 . En esa gráfica $(1 + b_0)$ es la intersección y b_1 el gradiente, por lo que el factor de corrección por recombinación total a la tensión de funcionamiento V_1 se representa mediante la ecuación siguiente:

$$k_s = 1 + \frac{b_0}{(n-1)} + \frac{b_1}{(n^2-1)} M_1 \quad (17)$$

en donde, al igual que antes, $n = V_1/V_2$. Por medio de esa relación, k_s puede calcularse para cualquier lectura M_1 medida a la tensión V_1 ; es decir, el factor de corrección por recombinación puede determinarse para todas las tasas de dosis sin necesidad de repetir la medición.

En el caso de la radiación pulsada, este método también puede utilizarse cuando el coeficiente de recombinación general de la ecuación (17) equivalga a $b_1/(n-1)$ [122]. Aunque en el caso de los haces pulsados siempre debería presentarse linealidad, el método ofrece la ventaja que se enunció con anterioridad, es decir, que permite calcular k_s para todas las tasas de dosis sin necesidad de repetir la medición. En la referencia [108] pueden consultarse un caso de aplicación de la ecuación (17) e información acerca de su uso práctico.

e) Otros aspectos que deben tenerse en cuenta

En el caso de las cámaras de placas paralelas que se emplean con rayos X de baja energía, no se recomienda que el efecto de la recombinación de iones se mida por medio de cambios en la tensión de polarización. En circunstancias

²⁶ Pueden hacerse modificaciones, por ejemplo, si en un maniquí se modifican la SSD o la profundidad, o, en el caso de determinados haces, si se añaden placas de atenuación.

normales, la recombinación es despreciable; además, si se modifica la tensión de polarización, ello podría alterar la ventana y producir cambios en el volumen sensible y, por consiguiente, una respuesta que sobrepase cualquier efecto de recombinación.

En el caso de las mediciones relativas, por ejemplo, la determinación de las distribuciones de dosis y profundidad y la medición de factores de campo, el factor de corrección por recombinación debería calcularse en un subconjunto de condiciones que bastara para determinar los factores de corrección suficientes. En los haces pulsados, en los que predomina la recombinación general, el factor de corrección por recombinación de una cámara determinada aumentará en función de la tasa de dosis (en sentido estricto, de la dosis por pulso) de manera cuasilínea. En circunstancias en las que sea necesario calcular k_s para un conjunto de distintas tasas de dosis, el método de De Almeida y Niatel puede resultar una solución eficiente. En los haces continuos, el factor de corrección por recombinación tiene un valor pequeño y casi constante.

En cuanto a la calibración de cámaras de ionización en laboratorios de calibración (véanse los cuadros 8 y 9), se recomienda que en el certificado de calibración se indique si se aplicó o no un factor de corrección por recombinación. El anterior análisis y las planillas de cálculo que figuran en este código de práctica internacional se basan en el supuesto de que en el laboratorio de calibración se aplicaron factores de corrección por recombinación, por lo que el procedimiento que se ofrece para determinar k_s se refiere únicamente a la recombinación en el haz del usuario. Si en el laboratorio de calibración no se hicieron correcciones por recombinación, el factor de corrección que se calcule para el haz de calidad Q del usuario debe dividirse por el valor correspondiente en función de la calidad de calibración Q_0 , como se muestra a continuación:

$$k_s = \frac{k_{s,Q}}{k_{s,Q_0}} \quad (18)$$

Cuando Q_0 es un haz continuo, por lo general el valor de k_{s,Q_0} se acercará a la unidad y, en la mayoría de los casos, el efecto de no aplicar k_{s,Q_0} durante la calibración o por medio de la ecuación (18) será despreciable. Sin embargo, cuando Q_0 es un haz pulsado, el hecho de que el laboratorio de calibración no aplique k_{s,Q_0} durante la calibración es una posible fuente de errores, sobre todo si la dosis por pulso en el haz del usuario es muy distinta de la que se utilizó al momento de calibrar. De ser ese el caso, el usuario debe calcular k_{s,Q_0} en la clínica a una dosis por pulso parecida a la que se utilizó en la calibración (podría ocurrir que no sea la dosis por pulso que por lo general se utiliza en la clínica). No es necesario hacer el cálculo a la calidad Q_0 ; lo fundamental es que las dosis por pulso de la calibración sí se correspondan. Para evitar que vuelva a

presentarse el problema, en la siguiente ocasión que se soliciten servicios a un laboratorio de calibración, especialmente en el caso de la calibración para haces pulsados, el usuario debería solicitar que se aplicara un factor de corrección por recombinación o que, por lo menos, se determinara.

4.4.3.5. *Factor de corrección por volumen parcial (en haces sin filtro aplanador)*

La dosimetría de referencia tiene por objeto calcular la dosis absorbida en agua en el punto de referencia en un maniquí de agua sin detector. Sin embargo, la señal que se obtiene de una cámara de ionización es proporcional a la dosis media en un volumen de medición prolongado en el espacio. Si el perfil del haz no es homogéneo en la proximidad del punto de referencia, podría ocurrir que la dosis que se calcule a partir de la lectura de la cámara sea distinta del valor “auténtico” de la dosis en el punto de referencia.

Sobre todo en el caso de los haces de fotones de alta energía en modalidad sin filtro aplanador, la falta de uniformidad del perfil lateral del haz en el centro del haz podría dar como resultado que la cámara de ionización diera una respuesta menor. La magnitud de ese efecto depende de las dimensiones laterales de la cámara de ionización en relación con la variabilidad del perfil del haz en torno al punto de medición, es decir, depende de la variabilidad del perfil del haz en la proyección del volumen sensible de la cámara de ionización en un plano ortogonal al eje del haz. Hay efectos parecidos que pueden influir sobre las mediciones de dosis en la zona de penumbra de los haces con filtro aplanador y sin él; dependiendo de la curvatura del perfil lateral del haz en la proximidad del punto de medición, la cámara de ionización puede dar una respuesta mayor o menor [123-133].

Para tomar en cuenta la desviación de la dosis media en el volumen de medición prolongado en el espacio a partir del valor de la dosis en el punto de referencia, es preciso utilizar el factor de corrección por volumen parcial k_{vol} . Este se define como el cociente entre la dosis absorbida en agua en el punto de referencia en el maniquí de agua sin el detector y la media de la dosis absorbida en agua en un volumen de agua que coincide con el volumen sensible del detector (sin el detector) [12]. Por lo general puede calcularse a partir de la integración (promedio) de la distribución tridimensional de dosis en un maniquí de agua inalterado en el volumen que ocupa el detector.

A la profundidad de referencia, la caída de la dosis en el sentido de la profundidad (axial) es casi lineal, por lo que el valor de la dosis media está mayormente determinado por la uniformidad del haz radial (es decir, el perfil lateral del haz). Por consiguiente, la integración tridimensional puede simplificarse a una integración bidimensional del perfil lateral del haz en la zona

sensible del detector que recibe el haz (es decir, el volumen sensible proyectado en un plano ortogonal al eje del haz). La modificación en la dimensión lateral del volumen sensible en el sentido de la profundidad se toma en cuenta por medio de una función de ponderación adecuada [12].²⁷

El factor de corrección k_{vol} puede calcularse a partir de los valores de los perfiles laterales de los haces por medio de la ecuación siguiente:

$$k_{vol} = \frac{\iint_A w(x,y) dx dy}{\iint_A w(x,y) OAR(x,y) dx dy} \quad (19)$$

en donde x y y son las coordenadas en los ejes ortogonales al eje central del haz; A es el área de la proyección del volumen sensible de la cámara en un plano ortogonal al eje del haz; $OAR(x, y)$ es la razón fuera del eje, que es el perfil lateral de la dosis a la profundidad de medición normalizada a la unidad en el eje central; y $w(x, y)$ es una función de ponderación que representa la amplitud de la cavidad de aire de la cámara de ionización en el eje del haz (z) en función de las coordenadas laterales (x y y) del haz. En el caso de los detectores de placas paralelas $w(x, y)$ equivale a la unidad sobre la zona de integración. En cuanto a las cámaras cilíndricas, en el apéndice I de la referencia [12] se proponen varias funciones de ponderación en las que se utilizan distintos datos según el modelo de la cámara de interés. En el caso de los haces sin filtro aplanador de aceleradores de uso clínico que se examinan en este código de práctica internacional, todos los modelos producen resultados con un grado de concordancia aceptable. Por ello, se opta por el modelo de función de ponderación más sencillo, en el que se presupone que hay un detector con una longitud de cavidad L de forma lineal (unidimensional) para el que:

$$w(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{si } x = 0, -L/2 \leq y \leq L/2 \\ 0 & \text{de no ser el caso} \end{cases} \quad (20)$$

²⁷ De manera más general, la respuesta (local) se modifica según el volumen de la cámara de ionización, y puede expresarse por medio de la función de respuesta espacial [132-137]. Las funciones de ponderación basadas en el volumen que se utilizan en este apartado para hacer la integración bidimensional son aproximaciones de la función de respuesta espacial (véase, por ejemplo, la ref. [133]).

A continuación, el factor de corrección por volumen parcial se calcula de la manera siguiente:

$$k_{\text{vol}} = \frac{L}{\int_{-L/2}^{L/2} \text{OAR}(0, y) dy} \quad (21)$$

Se da por sentado que el detector unidimensional de longitud L está alineado en el sentido y y tiene centro en el origen $(x, y) = (0, 0)$ por lo que la integración en el perfil de dosis en el sentido y , $\text{OAR}(0, y)$, va de $-L/2$ a $L/2$.

Debe hacerse hincapié en que la razón fuera del eje $\text{OAR}(x, y)$ (es decir, el perfil relativo del haz), indispensable para calcular k_{vol} , debe medirse con un detector que, de manera ideal, no esté influido por el efecto de volumen parcial. Para medir el perfil del haz se recomienda utilizar un detector que tenga un volumen sensible muy pequeño (por ejemplo, un detector de diamante sintético, un diodo semiconductor o una cámara de ionización modelo pinpoint). El perfil unidimensional de dosis relativa debería medirse con una resolución espacial alta (intervalo de cálculo característico de 1 mm), por lo menos en la longitud L del detector utilizado para cuantificar la dosis (es decir, la cámara de ionización de referencia). Ulteriormente, el factor de corrección k_{vol} se determina por medio de la integración numérica directa de los datos (promedio de los valores calculados según la ecuación (19)) o a partir de la integración analítica de una función polinómica de ajuste a los valores de dosis relativa medidos.

En caso de que no se cuente con datos experimentales del perfil lateral de la dosis (y no pueda calcularse un k_{vol} concreto), se puede calcular un valor genérico para el factor de corrección por volumen parcial en haces sin filtro aplanador en el punto de referencia a partir de la ecuación del valor numérico (véase la ecuación (54) en la ref. [12]) que figura a continuación:

$$k_{\text{vol}} = 1 + (0,0062 \text{TPR}_{20,10} - 0,0036) \times \left(\frac{100}{\text{SDD}} \right)^2 \times L^2 \quad (22)$$

en donde $\text{TPR}_{20,10}$ es el índice de calidad del haz para la radiación de fotones de alta energía, L es la longitud de la cavidad (expresada en centímetros) de la cámara de ionización tipo dedal y SDD es la distancia fuente-detector, que equivale a la suma de la SSD más la profundidad de medición (también en centímetros). En el cuadro 11 se presentan los factores de corrección por volumen parcial para distintas longitudes de cavidad, determinados según la ecuación (22) para $\text{SDD} = 110$ cm.

A partir del cuadro 11 puede concluirse que el efecto de volumen parcial es más intenso en las cámaras de ionización que tienen una cavidad alargada

CUADRO 11. VALORES GENÉRICOS DEL FACTOR DE CORRECCIÓN POR VOLUMEN PARCIAL EN HACES SIN FILTRO APLANADOR DE ACELERADORES DE USO CLÍNICO

Longitud de la cavidad, L (cm)	Índice de calidad del haz, $TPR_{20,10}$					
	0.6	0.63	0.66	0.69	0.72	0.75
0,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
1,0	1,000	1,000	1,000	1,001	1,001	1,001
1,5	1,000	1,001	1,001	1,001	1,002	1,002
2,0	1,000	1,001	1,002	1,002	1,003	1,004
2,5	1,001	1,002	1,003	1,004	1,005	1,006

(por ejemplo, las cámaras de tipo Farmer con $L \approx 2,5$ cm) y en los haces sin filtro aplanador de energías mayores. Por ello, se recomienda utilizar cámaras de ionización que tengan cavidades cortas para hacer las mediciones de dosis en haces sin filtro aplanador en los que el factor de corrección k_{vol} sea de alrededor de 1,0 y con frecuencia pueda despreciarse.

4.5. CALIBRACIÓN INTERNA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

En la dosimetría de referencia, la rastreabilidad se consigue por medio de cámaras de ionización de referencia que se calibran de forma periódica en un laboratorio de calibración. Aunque no es deseable ni práctico que se utilice una cámara de referencia en todos los haces de uso clínico ni para todas las mediciones ordinarias, las cámaras de campo sustitutivas que se utilicen para ese fin también deben contar con calibración que pueda rastrearse hasta un patrón primario. En los entornos clínicos ello puede conseguirse a través de un proceso llamado “calibración interna”, en el que el coeficiente de calibración de la cámara de referencia para un haz de referencia de calidad Q_0 se utiliza para determinar el coeficiente de calibración que precisa la cámara de campo. Para hacerlo, puede utilizarse el método de la sustitución — es decir, cada cámara se coloca por turnos en el punto de referencia del haz de uso clínico y las dos lecturas se obtienen de manera secuencial respecto de un monitor externo del haz — o, si las cámaras

tienen un diseño parecido, estas se colocan una al lado de la otra o extremo con extremo y las dos lecturas se obtienen de manera simultánea.²⁸

Puede hacerse calibración interna en los haces de uso clínico Q_0 en los que la cámara de referencia cuente con calibración, por ejemplo, los de radiación gamma de ^{60}Co , o en cualquier otro haz de fotones, electrones o protones de uso clínico de calidad Q_{cross} . En los haces de electrones y protones, para llevar a cabo el proceso de calibración interna (sección 4.5.2) y, posteriormente, utilizar la cámara de campo a un haz de calidad Q (sección 4.5.3), es necesario contar con los factores de corrección para la calidad del haz $k_{Q,Q_{\text{cross}}}$ y k_{Q_{cross},Q_0} que deben calcularse con minuciosidad. En el cuadro 6 se observa un diagrama de flujo en el que se resumen los procedimientos para calcular de manera acertada esos factores de corrección. En aras de la sencillez, en el diagrama se incluyen solo los casos de los haces de fotones y electrones.

4.5.1. Calibración interna en el haz de referencia Q_0

El procedimiento de calibración interna más sencillo consiste en calcular el coeficiente de calibración de una cámara de campo en la misma calidad Q_0 de una cámara de referencia que tiene un coeficiente de calibración N_{K,Q_0}^{ref} o N_{D,w,Q_0}^{ref} . En los ejemplos que se presentan a continuación, se examina N_{D,w,Q_0}^{ref} y se utiliza el método de la sustitución.

En primer lugar, la cámara de referencia se coloca en el punto de referencia en el maniquí de agua y la dosis absorbida en agua se calcula de la manera siguiente:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0}^{\text{ref}} N_{D,w,Q_0}^{\text{ref}} \quad (23)$$

en donde $M_{Q_0}^{\text{ref}}$ es la lectura del medidor (por unidad de monitor o por unidad de tiempo), corregida en función de las magnitudes de influencia. Después, la cámara de referencia se retira y se sustituye por la cámara de campo. A partir de la

²⁸ Para hacer calibración interna de manera correcta en dos cámaras colocadas una al lado de la otra (o extremo con extremo), deberían intercambiarse sus ubicaciones, deberían repetirse las mediciones y debería emplearse el valor medio que se obtuvo en cada ocasión. En comparación con la sustitución, este procedimiento ofrece la ventaja de que no es necesario utilizar un monitor externo del haz (para obtener información detallada, véase la sección 7.1.1 de la ref. [11]).

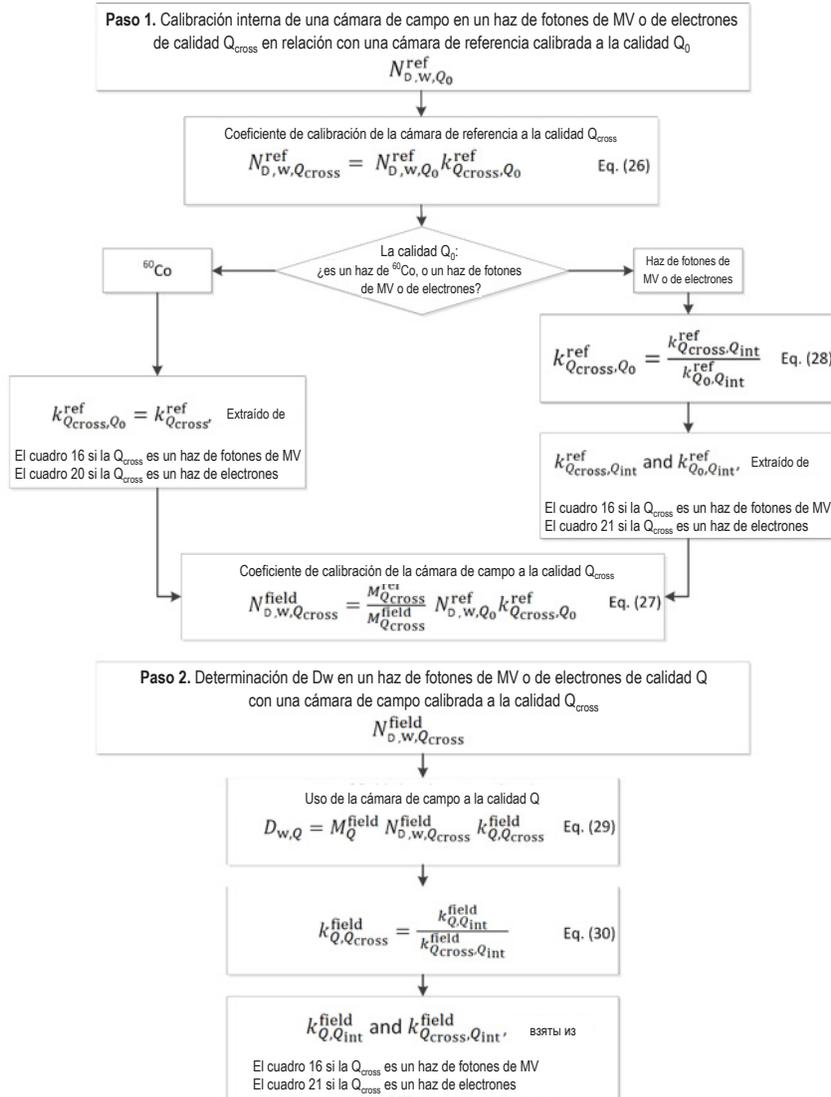


Fig. 6. Diagrama de flujo para dosimetría de fotones y electrones de megavoltaje (MV), en el que se observa la manera de calcular los factores de corrección por la calidad del haz de interés. En el paso número 1, se hace calibración interna de una cámara de campo en un haz de megavoltaje de calidad Q_{cross} con una cámara cilíndrica de referencia que tiene un coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0}^{ref} . A continuación, en el paso número 2, la cámara de campo se utiliza para calcular D_w en un haz de megavoltaje de calidad Q . Los principios del diagrama también pueden aplicarse a la dosimetría para haces de protones.

definición del coeficiente de calibración, se calcula el coeficiente de calibración de la cámara de campo por medio de:

$$N_{D,w,Q_0}^{\text{field}} = \frac{D_{w,Q_0}}{M_{Q_0}^{\text{field}}} \quad (24)$$

en donde $M_{Q_0}^{\text{field}}$ es la lectura del medidor correspondiente (por unidad de monitor o por unidad de tiempo) para la cámara de campo, también corregida en función de las magnitudes de influencia. Si las ecuaciones (23, 24) se combinan, puede concluirse que el coeficiente de calibración de la cámara de campo se vincula de manera directa con el de la cámara de referencia por medio de la relación siguiente:

$$N_{D,w,Q_0}^{\text{field}} = \frac{D_{w,Q_0}}{M_{Q_0}^{\text{field}}} = \frac{M_{Q_0}^{\text{ref}}}{M_{Q_0}^{\text{field}}} N_{D,w,Q_0}^{\text{ref}} \quad (25)$$

El coeficiente de calibración $N_{D,w,Q_0}^{\text{field}}$ puede aplicarse en las mismas condiciones de referencia (p. ej. Q_0, P_0, T_0) que el coeficiente de calibración de la cámara de referencia, N_{D,w,Q_0}^{ref} .

4.5.2. Calibración interna en un haz de calidad Q_{cross} distinta de la del haz de referencia Q_0

Si el concepto de k_{Q_0} se incorpora en la cámara de referencia, el proceso de calibración interna puede llevarse a cabo en cualquier haz de uso clínico de calidad Q_{cross} y, por consiguiente, no se limita al haz de calidad Q_0 para el que se calibra la cámara de referencia. Esto puede resultar útil, por ejemplo, si al usuario le interesa contar con una cámara de campo sometida a calibración interna en un haz de fotones, electrones o protones de megavoltaje para uso ordinario, o para hacer calibración interna de una cámara de placas paralelas, puesto que puede hacerse calibración interna más fiable en un haz de electrones de alta energía.

El procedimiento se basa en calcular el coeficiente de calibración $N_{D,w,Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}$ de la cámara de referencia para la calidad Q_{cross} a partir de su coeficiente de calibración a la calidad Q_0 , $N_{D,w,Q_0}^{\text{field}}$, con la aplicación del factor de corrección por la calidad del haz $k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}}$ adecuado para el tipo de cámara de referencia, de la manera siguiente:

$$N_{D,w,Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}} = N_{D,w,Q_0}^{\text{ref}} k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}} \quad (26)$$

En cuanto a las mediciones para la calibración interna, la cámara de referencia y la cámara de campo se colocan por turnos a la profundidad de referencia en agua en el haz de uso clínico de calidad Q_{cross} . Si la ecuación (25) se expresa en función de la calidad Q_{cross} (en lugar de Q_0) y se incluye el resultado de la ecuación (26), el coeficiente de calibración de la cámara de campo para la calidad Q_{cross} se calcula por medio de la ecuación:

$$N_{D,w,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} = \frac{D_{w,Q_{\text{cross}}}}{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}} = \frac{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}}{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}} N_{D,w,Q_0}^{\text{ref}} k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}} \quad (27)$$

en donde las lecturas $M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}$ y $M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$ se corrigen para tener en cuenta las magnitudes de influencia.

En la figura 6 (paso número 1) se aclara cómo calcular $k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}}$. Cuando la cámara de referencia tiene una calidad de calibración Q_0 de radiación gamma de ^{60}Co , $k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}}$ se simplifica a $k_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}$, que puede consultarse en la sección 6.5.1 en los casos en los que la calidad Q_{cross} sea un haz de fotones de megavoltaje, en la sección 7.6.2 si Q_{cross} es un haz de electrones y en la sección 10.7.2 si Q_{cross} es un haz de protones.

Sin embargo, cuando la propia calidad Q_0 es un haz de fotones o electrones de megavoltaje (es decir, de la misma modalidad que Q_{cross}), $k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}}$ se calcula por medio del concepto de calidad intermedia que se expresa por medio de la ecuación (6), como se muestra a continuación:

$$k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}} = \frac{k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}}{k_{Q_0,Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}} \quad (28)$$

El cálculo de $k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}$ y $k_{Q_0,Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}$ depende de la modalidad. En los fotones de megavoltaje, se presupone que Q_{int} es un haz de ^{60}Co y los factores se simplifican a $k_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}$ y $k_{Q_0}^{\text{ref}}$, que pueden consultarse en la sección 6.5.1. En la dosimetría de electrones, $k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}$ y $k_{Q_0,Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}$ se extraen de la sección 7.6.2.

4.5.3. Uso de una cámara sometida a calibración interna

En adelante, la cámara de campo puede utilizarse para determinar la dosis absorbida en agua en todos los haces de calidad Q cuya modalidad (fotones, electrones o protones) sea idéntica a la de la calidad Q_{cross} , y para los que se cuente con el valor del factor $k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$, por medio de la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q} = M_Q^{\text{field}} N_{D,w,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} \quad (29)$$

en donde M_Q^{field} es la lectura de la cámara, corregida para tener en cuenta las magnitudes de influencia, cuando la cámara de ionización se coloca en agua en un haz de calidad Q . El factor de corrección por la calidad del haz $k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$ se calcula por medio de la ecuación de la calidad intermedia (6) como se muestra a continuación:

$$k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} = \frac{k_{Q,Q_{\text{int}}}^{\text{field}}}{k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}^{\text{field}}} \quad (30)$$

De nuevo, para calcular $k_{Q,Q_{\text{int}}}^{\text{field}}$ y $k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}^{\text{field}}$ debe tenerse en cuenta la modalidad (véase el paso 2 de la fig. 6). En los fotones de megavoltaje, esos factores se simplifican a k_Q^{field} y $k_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$ (véase la sección 6.5.1). En el caso de la dosimetría de electrones, esos valores pueden extraerse de la sección 7.6.2, y en el caso de la dosimetría de protones, de la sección 10.7.2.

5. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS GAMMA DE ^{60}Co

5.1. CONSIDERACIONES GENERALES

En esta sección se proporciona un código de práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) de los haces de rayos gamma de ^{60}Co de usuarios y se formulan recomendaciones de dosimetría relativa. Esta sección se basa en el uso de coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua N_{D,w,Q_0} para dosímetros en haces de referencia de calidad Q_0 , en donde Q_0 es ^{60}Co . En este caso, $D_{w,Q}$ se expresa como D_w , k_{Q,Q_0} se representa mediante k_Q , que tiene un valor equivalente a la unidad, y N_{D,w,Q_0} se expresa como $N_{D,w}$.

5.2. EQUIPO DE DOSIMETRÍA

5.2.1. Cámaras de ionización

Deberían atenderse las recomendaciones que se proporcionan en la sección 4.2.1 respecto de las cámaras de ionización. Se recomienda utilizar cámaras de ionización cilíndricas o de placas paralelas²⁹ como instrumentos de referencia para calibrar haces de rayos gamma de ^{60}Co . A efectos de calibración en un laboratorio de calibración y para la medición en el haz del usuario en condiciones de referencia, se considera que el punto de referencia de una cámara cilíndrica se encuentra en el eje de la cámara al centro del volumen de la cavidad. En el caso de las cámaras de placas paralelas, se considera que se encuentra en el centro de la superficie interior de la ventana de entrada y no es necesario poner en escala el espesor de la ventana respecto del material equivalente al agua. El punto debe colocarse a la profundidad de referencia en un maniquí de agua. En el caso de que se utilice un instrumento de campo, este debería haber sido objeto de calibración interna en relación con la cámara de referencia calibrada (véase la sección 5.5).

²⁹ Si se calibraron en la misma calidad, las cámaras de placas paralelas pueden utilizarse para hacer mediciones en condiciones de referencia en los haces de rayos gamma de ^{60}Co de los usuarios.

5.2.2. Los maniqués y las fundas de cámaras

Deberían atenderse las recomendaciones respecto de los maniqués y las fundas de cámaras que se formulan en las secciones 4.2.3 y 4.2.4. Se recomienda utilizar agua como medio de referencia para medir la dosis absorbida con haces de ^{60}Co .³⁰ Respecto del maniqué, este debe rebasar por lo menos 5 cm los cuatro lados del tamaño de campo que se utilice en la profundidad de medición, y el maniqué debe llegar a una profundidad por lo menos 5 g/cm² mayor que la profundidad de medición máxima.

En el caso de los haces horizontales, la ventana del maniqué debe ser de plástico y tener un espesor t_{win} de 0,2 a 0,5 cm.³¹ El espesor equivalente al agua (expresado en g/cm²) del material de la ventana del maniqué debería tomarse en cuenta al determinar la profundidad a la que se coloca la cámara; el espesor se calcula por medio del producto $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$, en donde ρ_{pl} es la densidad del plástico (expresada en g/cm³). En el caso de plásticos de uso habitual, como el metacrilato polimetílico y el poliestireno transparente, los valores nominales $\rho_{\text{PMMA}} = 1,19 \text{ g/cm}^3$ y $\rho_{\text{polystyrene}} = 1,06 \text{ g/cm}^3$ [48] pueden utilizarse para calcular el espesor equivalente al agua del material de la ventana.

En el caso de las cámaras que no son impermeables, debería utilizarse una funda impermeable de metacrilato polimetílico que, de preferencia, no tenga un espesor de más de 1,0 mm. Debería haber suficiente espacio de aire (de 0,1 a 0,3 mm) entre la pared de la cámara y la funda impermeable para que la presión de aire de la cámara se equilibre. La misma funda impermeable que se utilizó para calibrar la cámara de ionización del usuario también debería emplearse para la dosimetría de referencia; en caso de que no sea posible, debería recurrirse a otra funda del mismo material y de espesor parecido. Por lo que se refiere a las cámaras de placas paralelas, si de manera intrínseca no son impermeables o no incluyen una cubierta que lo sea, estas deberían utilizarse con una cubierta impermeable que, de preferencia, esté fabricada con metacrilato polimetílico o un material que se parezca mucho a las paredes de la cámara; de manera ideal, no debería agregarse más de 1 mm de material al frente y por detrás del volumen de la cavidad.

³⁰ Los maniqués de plástico no deberían utilizarse en la dosimetría de referencia. Sin embargo, pueden utilizarse para hacer mediciones ordinarias de garantía de la calidad, siempre y cuando se haya definido un coeficiente de transferencia entre el plástico y el agua.

³¹ En las ventanas que tienen un espesor de apenas unos pocos milímetros podría producirse una ligera curvatura convexa debido a la presión del agua en la superficie interior. Las alteraciones de ese tipo deben tenerse en cuenta al colocar la cámara en la profundidad de interés, en especial en el caso de haces de electrones de baja energía. Según se ha observado, esas convexidades se equilibran ~45 min después de que se llena el maniqué.

5.3. CARACTERIZACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS HACES

Los espectros de rayos gamma de las fuentes de ^{60}Co que se utilizan con fines terapéuticos en los hospitales o los SSDL tienen un componente considerable de fotones de baja energía dispersos que proceden de la propia fuente o del cabezal de irradiación, sin embargo, las diferencias en el espectro del ^{60}Co no deberían afectar las mediciones de las cámaras de ionización más que por unas pocas partes por mil [58]. Por ello, en el caso de los rayos gamma de ^{60}Co que se utilizan en la dosimetría de radioterapia no es necesario contar con un determinativo de la calidad del haz además del radionucleido.

5.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

5.4.1. Condiciones de referencia

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de rayos gamma de ^{60}Co figuran en el cuadro 12.

5.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

La dosis absorbida en agua en la profundidad de referencia z_{ref} en agua, en el haz de ^{60}Co del usuario y sin la cámara, puede calcularse por medio de la ecuación siguiente:

$$D_w = M \times N_{D,w} \quad (31)$$

en donde M es la lectura del dosímetro con el punto de referencia de la cámara ubicado en z_{ref} , según las condiciones de referencia que figuran en el cuadro 12, y corregido por las magnitudes de influencia, a saber, la temperatura y la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la planilla de cálculo de la sección 5.8 (véase también la sección 4.4.3). En el caso de las unidades de ^{60}Co , el error del temporizador puede alterar M de manera considerable. En la planilla de cálculo se proporciona un método para calcular el error del temporizador. $N_{D,w}$ es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para el dosímetro a la calidad de referencia del ^{60}Co .

CUADRO 12. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE RAYOS GAMMA DE ^{60}Co

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o de placas paralelas
Profundidad de medición, z_{ref}	5 g/cm ² (o 10 g/cm ²) ^a
Punto de referencia de la cámara	En el caso de las cámaras cilíndricas, en el eje central al centro del volumen de la cavidad En el caso de las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie interior de la pared del frente ^b
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En el caso de las cámaras cilíndricas y de placas paralelas, a la profundidad de medición z_{ref}
Distancia fuente-superficie o distancia fuente-cámara	80 cm o 100 cm ^c
Tamaño del campo	10 cm × 10 cm ^d

^a En la referencia [138], se recomienda utilizar una sola profundidad de referencia $z_{\text{ref}} = 10 \text{ g/cm}^2$ para todas las energías de haces de fotones de alta energía. La BIPM informó de que $N_{D,w}$ se mantiene constante respecto de la profundidad [59], por lo que esa alternativa es válida. Sin embargo, es posible que algunos usuarios prefieran utilizar la misma profundidad de referencia que la que se utilizó para calibrar las cámaras de ionización en los haces de ^{60}Co , $z_{\text{ref}} = 5 \text{ g/cm}^2$. Por consiguiente, en este código de práctica internacional se recomienda utilizar ambas alternativas.

^b El mismo método para poner en escala la pared frontal de la cámara de placas paralelas según el espesor equivalente al agua debe utilizarse para las calibraciones y la utilización en un haz de ^{60}Co .

^c La distancia fuente-superficie (SSD) o la distancia fuente-cámara (SCD) (para determinada disposición de distancia fuente-eje, SAD) debería ser la que se utiliza en los tratamientos clínicos.

^d El tamaño de campo se determina en la superficie del maniquí para una disposición concreta de distancia fuente-superficie y, en el caso de las disposiciones de distancia fuente-eje, se determina en el plano del detector, en la profundidad de referencia del maniquí de agua en el isocentro del aparato.

5.4.3. Dosis absorbida en z_{\max}

En la sección 5.4.2 se proporciona un método para determinar la dosis absorbida en z_{ref} . Sin embargo, los cálculos de dosimetría clínica por lo general se expresan en función de la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación, z_{\max} . Para calcular la dosis absorbida en z_{\max} para determinado haz, el usuario debe utilizar los datos del porcentaje de dosis y profundidad (PDD) en el eje central para las disposiciones de SSD y las razones tejido-máximo (TMR) para las disposiciones de SAD.

5.5. CALIBRACIÓN INTERNA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE CAMPO

Como se indica en la sección 5.2.1, las cámaras de campo (tanto las cilíndricas como las de placas paralelas) pueden someterse a calibración interna en relación con una cámara de referencia calibrada en un haz de ^{60}Co en la instalación del usuario. Para comparar las cámaras, estas se colocan por turnos en un maniquí de agua con el punto de referencia en z_{ref} , según las condiciones de referencia que se proporcionan en el cuadro 12. Otra posible disposición es colocar las cámaras una al lado de la otra para hacer la comparación entre ellas. El coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para la cámara de ionización de campo se obtiene por medio de la ecuación siguiente:

$$N_{D,w}^{\text{field}} = \frac{M^{\text{ref}}}{M^{\text{field}}} N_{D,w}^{\text{ref}} \quad (32)$$

en donde M_{ref} y M_{field} son las lecturas por unidad de tiempo para las cámaras de referencia y de campo, respectivamente, corregidas para tener en cuenta las magnitudes de influencia como se detalla en la sección 4.4.3, y $N_{D,w}^{\text{ref}}$ es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para la cámara de referencia. A continuación, la cámara de campo con el coeficiente de calibración $N_{D,w}^{\text{field}}$ puede utilizarse para determinar la dosis absorbida en agua en el haz de ^{60}Co del usuario por medio del método que figura en la sección 5.4.2, en donde $N_{D,w}$ se sustituye por $N_{D,w}^{\text{field}}$.

5.6. MEDICIONES EN CONDICIONES DISTINTAS A LAS DE REFERENCIA

En la dosimetría clínica es necesario medir las distribuciones del PDD en el eje central, las TPR o las TMR, las distribuciones de las isodosas, los perfiles de los haces transversales y los factores de campo en función del tamaño y la forma del campo tanto en condiciones de referencia como en condiciones distintas de las de referencia. Esas mediciones deben estar disponibles para todas las posibles combinaciones de tamaños de campo y disposiciones de SSD y SAD que se utilicen en radioterapia.

5.6.1. Distribuciones de dosis y profundidad en el eje central

Aunque en todas las mediciones deberían atenderse las recomendaciones que se presentan en la sección 4.2 respecto de la elección de maniquís y dosímetros, también es posible utilizar otros tipos de detectores. Para hacer las mediciones de las curvas de ionización y profundidad se recomienda utilizar cámaras de ionización de placas paralelas. Si en lugar de ello se utilizan cámaras de ionización cilíndricas, debe tenerse en cuenta el punto efectivo de medición de la cámara. A esos efectos es necesario que toda la distribución de ionización y profundidad se desplace hacia la superficie una distancia de $0,6r_{cyl}$ [9, 10]. Para hacer mediciones en la zona de espesor de acumulación deberían utilizarse cámaras de placas paralelas bien protegidas (véase el cuadro 5) o cámaras de extrapolación. Debería prestarse atención si se utilizan determinados detectores de estado sólido (algunos tipos de detectores de diodos y de diamante) para medir las distribuciones de dosis y profundidad (por ejemplo, la referencia [10]); para hacer esas mediciones únicamente debería optarse por un detector de estado sólido cuya respuesta se haya comprobado de manera periódica en relación con un detector de referencia (cámara de ionización).

Dado que puede suponerse con una exactitud aceptable que las razones de poderes de frenado y los efectos de perturbación son independientes de la profundidad y el tamaño del campo [139], las distribuciones de ionización relativas pueden utilizarse como distribuciones relativas de dosis absorbida, cuando menos para las profundidades equivalentes a la de la dosis máxima y las mayores.

5.6.2. Factores de campo

El factor de campo puede calcularse como el cociente entre las lecturas corregidas del dosímetro medidas en un conjunto determinado de condiciones distintas a la de referencia y las medidas en las condiciones de referencia. Por lo general, esas mediciones se llevan a cabo a la profundidad de referencia [12, 138]

y se corrigen respecto de la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación por medio de los datos del PDD (o las TMR). En los casos en los que los factores de campo se midan en haces abiertos y con cuña, debe prestarse especial atención a la uniformidad de la fluencia de la radiación sobre la cavidad de la cámara. En el caso de campos pequeños debe atenderse lo que se indica en la referencia [12].

En los haces con cuña, la intensidad de la radiación varía considerablemente en el sentido de la cuña. Para hacer las mediciones de campo en esos haces, la dimensión del detector en el sentido de la cuña debe ser tan pequeña como sea posible. Se recomienda utilizar cámaras de dedal pequeñas alineadas con el eje perpendicular al sentido de la cuña. Debería velarse por que los ejes centrales del haz, el colimador y la cuña coincidan antes de tomar las mediciones de los factores de campo.

5.7. CÁLCULO DE LA INCERTIDUMBRE EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

En los casos en los que un dosímetro de referencia se utilice para determinar la dosis absorbida en agua en el haz del usuario, el cálculo de las incertidumbres de las distintas magnitudes físicas y los métodos que contribuyen a la determinación de las dosis puede dividirse en dos etapas. En la etapa 1 se incluyen las incertidumbres hasta el momento en el que la calibración del dosímetro de referencia del usuario se expresa en función de ND_w en el laboratorio de dosimetría. En la etapa 2 se abarca la calibración del haz del usuario y se incluyen las incertidumbres que guardan relación con las mediciones hechas en el punto de referencia en un maniquí de agua. Si las incertidumbres de las dos etapas se suman en cuadratura se obtiene la incertidumbre típica combinada de la determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia.

Los usuarios tienen la responsabilidad de definir las contribuciones a la incertidumbre de sus cálculos de dosis absorbida en agua. En el cuadro 13 se proporciona un ejemplo de cálculo de incertidumbres para la calibración de un haz de ^{60}Co . En caso de que el dosímetro de referencia se calibre en un SSDL, la incertidumbre típica combinada para D_w por lo general es $\sim 0,9\%$. Es posible que se calculen valores distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración, la minuciosidad y la experiencia del usuario que lleva a cabo la medición, y la calidad y el estado del equipo de medición (por ejemplo, la recalibración periódica de todos los aparatos de medición, la presencia de un sistema de gestión de la calidad para garantizar el funcionamiento correcto, etc.). Si se utiliza un dosímetro de campo, la incertidumbre del cálculo de dosis

aumenta (aproximadamente un 0,2 %) debido al paso complementario que se precisa para hacer la calibración interna del dosímetro de campo en relación con el dosímetro de referencia calibrado.

CUADRO 13. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a
 PARA D_w A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA PARA UN
 HAZ DE ^{60}Co

Magnitud física o procedimiento	Incetidumbre típica relativa (%)
Etapa 1: laboratorio de calibración ^b	
Calibración de un patrón secundario en función de $N_{D,w}$ en un PSDL	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1
Calibración del dosímetro del usuario en función de $N_{D,w}$ en el laboratorio de calibración	0,4
Incetidumbre combinada de la etapa 1	0,6
Etapa 2: haz de ^{60}Co del usuario	
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,2
Definición de las condiciones de referencia	0,3
Lectura del dosímetro M_Q relativa al temporizador o al monitor del haz	0,1
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,3
Incetidumbre combinada de la etapa 2	0,5
Incetidumbre típica combinada de D_w (etapas 1 y 2)	0,8

CUADRO 13. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a
PARA D_w A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA PARA UN
HAZ DE ^{60}Co (cont.)

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)
---------------------------------	-----------------------------------

- ^a Para conocer más acerca de la expresión de la incertidumbre, véase la referencia [61] o el apéndice IV. Los valores que se proporcionan en el cuadro deben tomarse como valores representativos; pueden variar en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración para los coeficientes de calibración y de la incertidumbre experimental en las instalaciones del usuario.
- ^b Si el dosímetro del usuario se calibra en un PSDL, la incertidumbre típica combinada de la etapa 1 es menor. La incertidumbre típica combinada en D_w debería ajustarse en consecuencia.

5.8. PLANILLA DE CÁLCULO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de radiación gamma de ^{60}Co

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de radioterapia y condiciones de referencia para calcular D_w

Unidad de tratamiento con haces de ^{60}Co :

Maniquí de referencia: _____ agua _____ Disposición: SSD SAD

Tamaño del campo de referencia: $\frac{10 \times 10}{\text{cm} \times \text{cm}}$ Distancia de referencia: _____ cm

Profundidad de referencia, z_{ref} : _____ $\frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de _____ Núm. serie: _____ Tipo: cil pp

Paredes/ventanas de la cámara Material: _____ Espesor: _____ $\frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$

Funda/camisa impermeable Material: _____ Espesor: _____ $\frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$

Ventana del maniquí Material: _____ Espesor: _____ $\frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$

Coefficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua, $N_{D,w} =$ _____ Gy/nC Gy/rdg

Condiciones de referencia

para la calibración $P_o =$ _____ kPa $T_o =$ _____ °C Humedad relativa: _____ %

Potencial de polarización V_1 : _____ V

Polaridad en el laboratorio de calibración: positiva negativa corrección por el efecto de polaridad

Polaridad en el entorno del usuario: positiva negativa

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ Núm. serie: _____

Calibración por separado de la cámara: sí no Configuración del alcance:

De ser el caso Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

3. Lectura del dosímetro^a y corrección por las magnitudes de influencia

Lectura del dosímetro sin corregir en V_1 y a la polaridad en el entorno del usuario: _____ nC rdg

Duración correspondiente: _____ min

Razón entre la lectura del dosímetro y la duración^b: $M_1 =$ _____ nC/min rdg/min

a) Presión $P =$ _____ kPa Temperatura $T =$ _____ °C Humedad relativa (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,15 + T) P_o}{(273,15 + T_o) P} = \text{_____}$$

b) Factor de calibración del electrómetro^c $k_{\text{elec}} =$ _____ nC/rdg adimensional

c) Corrección por la polaridad^d Lectura en $+V_1$: $M_+ =$ _____ Lectura en $-V_1$: $M_- =$ _____

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \text{_____}$$

d) Corrección por recombinación (método de las dos tensiones)

Tensiones de polarización: V_1 (normal) = _____ V V_2 (reducida) = _____ V

Lecturas^e en V_1, V_2 : M_1 = _____ M_2 = _____

Razón de tensiones V_1/V_2 = _____

Razón entre las lecturas M_1/M_2 = _____

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} = \text{_____} \quad f$$

Lectura del dosímetro corregida a la tensión V_1 :

$$M = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \text{_____} \quad \square \text{ nC/min} \quad \square \text{ rdg/min}$$

4. Tasa de dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia, z_{ref}

$$D_w(z_{ref}) = MN_{D,w} = \text{_____ Gy/min}$$

5. Tasa de dosis absorbida en agua a la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación, z_{max}

Profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación: $z_{max} = \underline{0,5}$ g/cm²

a) Disposición SSD

PDD a z_{ref} para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm: $PDD(z_{ref} = \text{_____ g/cm}^2) = \text{_____} \%$

Calibración de la tasa de dosis absorbida a z_{max} :

$$D_w(z_{max}) = 100D_w(z_{ref})/PDD(z_{ref}) = \text{_____ Gy/min}$$

b) Disposición SAD

TMR a z_{ref} para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm: $TMR(z_{ref} = \text{_____ g/cm}^2) = \text{_____}$

Calibración de la tasa de dosis absorbida a z_{max} :

$$D_w(z_{max}) = D_w(z_{ref})/TMR(z_{ref}) = \text{_____ Gy/min}$$

^a En todas las lecturas debería comprobarse la corriente de fuga y deberían hacerse las correcciones que procedan.

^b Debería tenerse en cuenta el error del temporizador. El factor de corrección a la tensión V_1 puede calcularse por medio del siguiente proceso:

M_A es la lectura integrada en la duración t_A

$$M_A = \text{_____} \quad t_A = \text{_____ min}$$

M_B es la lectura integrada para n exposiciones breves, cada una de duración t_B/n ($2 \leq n \leq 5$)

$$M_B = \text{_____} \quad t_B = \text{_____ min} \quad n = \text{_____}$$

Error del temporizador: $\tau = (M_B t_A - M_A t_B)/(n M_A - M_B) = \text{_____ min}$ (el signo de τ debe tenerse en cuenta)

$$M_1 = M_A/(t_A + \tau) = \text{_____} \quad \square \text{ nC/min} \quad \square \text{ rdg/min}$$

^c Si el electrómetro no se calibró por separado, asigne a $k_{elec} = 1$.

^d M en el denominador de k_{pol} expresa la lectura a la polaridad del usuario. De preferencia, todas las lecturas de la ecuación deberían ser los promedios de los cocientes entre M (o M_+ o M_-) y la lectura de un monitor externo, M_{em} .

^e En sentido estricto, las lecturas deberían corregirse por el efecto de polaridad (el promedio de ambas polaridades). De preferencia, todas las lecturas de la ecuación deberían ser los promedios de los cocientes entre M_1 o M_2 y la lectura de un monitor externo, M_{em} .

^f Se da por sentado que el laboratorio de calibración hizo una corrección por recombinación. De no ser el caso, en lugar de k_s ,

debería utilizarse el factor $k'_s = k_s/k_{s,Q_0}$. Cuando Q_0 es ^{60}Co , k_{s,Q_0} (en el laboratorio de calibración) por lo general tendrá un valor próximo a la unidad y, en la mayoría de los casos, el efecto de no utilizar esta ecuación podrá obviarse.

Nota: SAD: distancia fuente-eje; SSD: distancia fuente-superficie; cil: cilíndrica; pp: placas paralelas; PDD: porcentaje de dosis en profundidad; TMR: razón tejido-máximo.

6. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA

6.1. CONSIDERACIONES GENERALES

En esta sección se proporciona un código de práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) de haces de fotones de alta energía de uso clínico y se formulan recomendaciones de dosimetría relativa. Es de interés para los haces de fotones generados por aceleradores lineales de uso clínico que funcionan tanto en modo ordinario con filtro aplanador con tensiones de aceleración nominales en el intervalo de 1 a 25 MV como en modo sin filtro aplanador con tensiones de aceleración nominales de hasta ~10 MV.

El formalismo que se presenta aquí no es pertinente para diseños especiales de aceleradores sin filtro aplanador como los aparatos TomoTherapy y CyberKnife. Los procedimientos de dosimetría para esos aparatos se detallan en la referencia [12].

En el caso de los haces de fotones, la calidad Q_0 más frecuente para los haces de referencia son los rayos gamma de ^{60}Co . Aunque en algunos PSDL pueden facilitarse coeficientes de calibración $N_{D,w,Q}$ para otras calidades de haz de fotones, el ^{60}Co es la única calidad disponible en la mayor parte de los laboratorios de calibración. Por ello, en todos los datos que figuran en esta sección se utilizan los rayos gamma de ^{60}Co como la calidad de referencia. Los usuarios que tienen a su disposición calidades de calibración para haces de fotones de alta energía también pueden utilizar este código de práctica internacional si renormalizan los distintos coeficientes de calibración $N_{D,w,Q}$ al valor N_{D,w,Q_0} calculado para una de las calidades de referencia Q_0 . Los cocientes entre $N_{D,w,Q}$ y N_{D,w,Q_0} constituyen una determinación experimental de los factores de corrección k_{Q,Q_0} (véanse las secciones 4.1 y 6.5.2). Obsérvese que cuando la calidad de referencia Q_0 es ^{60}Co , k_{Q,Q_0} se expresa como k_Q y N_{D,w,Q_0} se representa mediante $N_{D,w}$. En caso de que se cuente con ellos, es preferible utilizar los valores de k_{Q,Q_0} o k_Q medidos de manera directa para la cámara concreta del usuario; si no están disponibles, deberían utilizarse los valores de k_Q calculados para la cámara que corresponda que se proporcionan en esta publicación.

6.2. EQUIPO DE DOSIMETRÍA

6.2.1. Cámaras de ionización

Deberían atenderse las recomendaciones que se proporcionan en la sección 4.2.1 respecto de las cámaras de ionización. En los haces de fotones de alta energía solo se recomienda utilizar cámaras de ionización cilíndricas; las cámaras de placas paralelas únicamente deberían emplearse para dosimetría relativa.³² Para medir la dosis absorbida en haces sin filtro aplanador debería optarse por cámaras de ionización que tengan volúmenes colectores más pequeños, debido a que sus factores de corrección por volumen parcial tienen valores más pequeños (véase la sección 4.4.3.5). En la sección 6.5.1 se detallan los tipos de cámara para los que se proporcionan datos en este código de práctica internacional.

A efectos de calibración en un laboratorio de calibración y para la medición en el haz del usuario en condiciones de referencia, en los haces de fotones de alta energía se considera que el punto de referencia de una cámara cilíndrica se encuentra en el eje de la cámara al centro del volumen de la cavidad. En las cámaras de placas paralelas, que deben utilizarse solo para dosimetría relativa, se considera que se encuentra en el centro de la superficie interior de la ventana de entrada. El punto debe colocarse a la profundidad de referencia en un maniquí de agua. En el caso de que se utilice un instrumento de campo, debe haber sido objeto de calibración interna en relación con la cámara de referencia calibrada (véanse las secciones 4.5 y 6.6).

6.2.2. Los maniquís y las fundas de cámaras

Deberían atenderse las recomendaciones respecto de los maniquís y las fundas de cámaras que se proporcionan en las secciones 4.2.3 y 4.2.4. En los haces de fotones, el agua es el medio de referencia para las mediciones de la dosis absorbida y la calidad de haz.³³ El maniquí debería rebasar por lo menos 5 cm los

³² Debido a su funcionamiento, las cámaras de placas paralelas no son adecuadas para dosimetría de referencia de haces de fotones de alta energía; entre un tipo de cámara y otro hay más variabilidad en los factores de corrección de la polaridad, por recombinación de iones, por fuga de la cámara y valores de k_{Q,Q_0} que en las cámaras de ionización cilíndricas, los coeficientes de calibración se modifican con el paso del tiempo, etc. [140-143]. Para dosimetría de referencia únicamente pueden utilizarse las cámaras de placas paralelas que se hayan calibrado poco tiempo atrás con valores calculados mediante experimentación para todos los factores de corrección indispensables.

³³ Los maniquís de plástico no deberían utilizarse en la dosimetría de referencia. Sin embargo, pueden utilizarse para hacer mediciones ordinarias de garantía de la calidad, siempre y cuando se haya definido un coeficiente de transferencia entre el plástico y el agua.

cuatro lados del tamaño de campo que se utilice en la profundidad de medición y debería llegar a una profundidad por lo menos 5 g/cm² mayor que la profundidad de medición máxima.

En el caso de los haces horizontales, la ventana del maniquí debería ser de plástico y tener un espesor t_{win} de entre 0,2 y 0,5 cm.³⁴ El espesor equivalente al agua (expresado en g/cm²) de la ventana del maniquí debería tomarse en cuenta al determinar la profundidad a la que se coloca la cámara; el espesor se calcula por medio del producto $t_{win}\rho_{pl}$, en donde t_{win} es el espesor geométrico de la ventana del maniquí (en centímetros) y ρ_{pl} es la densidad del plástico (expresada en g/cm³). En el caso de plásticos de uso habitual, como el metacrilato polimetílico y el poliestireno transparente, los valores nominales $\rho_{PMMA} = 1,19$ g/cm³ y $\rho_{polystyrene} = 1,06$ g/cm³ [48] pueden utilizarse para calcular el espesor equivalente al agua del material de la ventana.

En el caso de las cámaras que no son impermeables, debería utilizarse una funda impermeable de metacrilato polimetílico que, de preferencia, no tenga un espesor de más de 1,0 mm.³⁵ Debe haber suficiente espacio de aire (de 0,1 a 0,3 mm) entre la pared de la cámara y la funda impermeable para que la presión de aire de la cámara se equilibre. La misma funda impermeable que se utilizó para calibrar la cámara de ionización del usuario también debería emplearse para la dosimetría de referencia. En caso de que no sea posible emplear la misma funda impermeable que se utilizó en el laboratorio de calibración para calibrar, debería recurrirse a otra funda del mismo material y de espesor parecido.

6.3. CARACTERIZACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS HACES

6.3.1. Elección del índice de calidad del haz

En el caso de los fotones de alta energía producidos por aceleradores de uso clínico en modo con filtro aplanador, la calidad Q del haz se determina por medio de la razón tejido-maniquí $TPR_{20,10}$. Se trata del cociente entre las dosis absorbidas a profundidades de 20 cm y 10 cm en un maniquí de agua, medidas

³⁴ En las ventanas que tienen un espesor de apenas unos pocos milímetros podría producirse una ligera curvatura convexa debido a la presión del agua en la superficie interior. Las alteraciones de ese tipo deben tenerse en cuenta al colocar la cámara en la profundidad de interés, en especial en el caso de haces de electrones de baja energía. Según se ha observado, esas convexidades se equilibran ~45 min después de que se llena el maniquí.

³⁵ En las fundas que tienen un espesor de 1 mm, se sabe que el efecto sobre el valor de k_Q (véase la sección 6.5) es de aproximadamente el 0,3 % en los valores de $TPR_{20,10}$ más altos. En los entornos clínicos, la modificación en el efecto de las fundas de ciertos espesores puede obviarse.

con una SCD constante de 100 cm y un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm en el plano de la cámara.³⁶

La característica fundamental del índice de calidad del haz $TPR_{20,10}$ es que no se ve alterado por la contaminación de electrones del haz incidente. Además, es un indicador del coeficiente de atenuación efectivo que ofrece detalles acerca de la disminución exponencial aproximada de la curva de dosis y profundidad de fotones más allá de la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación [148-150]. Debido a que la $TPR_{20,10}$ se calcula por medio de un cociente entre dosis, al emplear cámaras cilíndricas no es necesario utilizar factores de corrección por el desplazamiento en dos profundidades. Además, en la mayor parte de las disposiciones clínicas, la $TPR_{20,10}$ no se ve alterada por los pequeños errores sistemáticos que se producen al colocar la cámara en cada profundidad, ya que la configuración en las dos posiciones será objeto de una alteración parecida.

En la literatura científica se han hecho propuestas de otros determinativos de la calidad de los haces, por ejemplo, el PDD a una profundidad de 10 cm y la profundidad en la que se absorbe el 80 % de la dosis máxima de radiación. En el apéndice III puede consultarse un panorama general de los determinativos de la calidad de los haces de fotones. Debería hacerse hincapié en que, por sí solo, ningún determinativo de la calidad de los haces cumple todos los posibles requisitos de toda la gama de energías que se abarca en este código de práctica

³⁶ En los haces con filtro aplanador, la $TPR_{20,10}$ también puede calcularse por medio de la sencilla relación que se muestra a continuación [144]:

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

donde $PDD_{20,10}$ es el cociente del PDD a profundidades de 20 cm y 10 cm para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm definido en la superficie del maniquí con una SSD de 100 cm. Esta ecuación empírica se diseñó a partir de una muestra de casi 700 aceleradores y confirmó un ajuste anterior [145] que se utilizó en la referencia [9]. Otra posibilidad sería calcular la $TPR_{20,10}$ de los haces con filtro aplanador a partir de un ajuste de los datos del PDD a una profundidad de 10 cm, $PDD(10)$, medido para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm a una SSD de 100 cm. Si se utilizan los datos publicados en la referencia [146], se obtiene la relación siguiente:

$$TPR_{20,10} = -0,7898 + 0,0329PDD(10) - 0,000166[PDD(10)]^2$$

El valor máximo de la desviación de los datos sobre el ajuste es de aproximadamente el 0,6 % y tiene lugar en $PDD(10) = 75$ %. Debido a que la contaminación de electrones en la profundidad de la dosis absorbida máxima puede alterar el PDD a una profundidad de 10 cm, el ajuste solo debe utilizarse como una aproximación de la relación entre la $TPR_{20,10}$ y el $PDD(10)$, y no para calibrar haces. Obsérvese que por encima de 10 MV el valor del $PDD(10)$ en el ajuste no coincide con el valor de $PDD(10)_x$ que se utiliza en la referencia [85], que remite de manera exclusiva a los haces de fotones puros, es decir, sin contaminación de electrones. Si bien las fórmulas que aquí se proporcionan se determinaron para haces con filtro aplanador, algunos datos científicos revelan que también pueden utilizarse con un grado de exactitud aceptable en haces sin filtro aplanador [147].

internacional ni de todos los aceleradores que pueden utilizarse en hospitales y laboratorios de calibración.

Se ha demostrado que la $TPR_{20,10}$ también puede utilizarse como un índice de calidad del haz adecuado para los haces sin filtro aplanador de aceleradores de uso clínico que tienen tensiones de aceleración nominales de hasta ~10 MV [147, 151-153]. En el caso de los haces de fotones de mayor energía (que se utilizan con menor frecuencia en la práctica clínica), podría resultar útil recurrir a otros determinativos de la calidad del haz (p. ej. el $PDD(10)_X$ [152, 154] o determinativos de la calidad del haz de doble variable [155-157]). En este código de práctica internacional únicamente se abordan los haces sin filtro aplanador con tensión de aceleración nominal de hasta 10 MV, por lo que la $TPR_{20,10}$ se utiliza como índice de calidad de los haces tanto para haces con filtro aplanador como para haces sin este tipo de filtro.

6.3.2. Medición del índice de calidad del haz

En la figura 7 se muestra cómo disponer un experimento para medir la $TPR_{20,10}$. Las condiciones de referencia para hacer las determinaciones se presentan en el cuadro 14.

Aunque, en sentido estricto, la $TPR_{20,10}$ se defina en función de cocientes de dosis absorbida, si se utilizan cocientes de ionización la exactitud es aceptable debido a que las razones de poderes de frenado agua/aire tienen poca variabilidad en función de la profundidad y a que se da por sentado que los factores de corrección por perturbación son constantes más allá de la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación. Debería analizarse si en las dos profundidades hay efectos de recombinación que influyan y, en caso de que haya variabilidad en función de la profundidad, deberían tenerse en cuenta.

En los haces sin filtro aplanador pueden omitirse [147, 153] los factores de corrección por volumen parcial debido a la falta de homogeneidad radial (véase la sección 4.4.3.5) y por el menor tamaño de campo cuadrado equivalente (véase la ref. [12]).

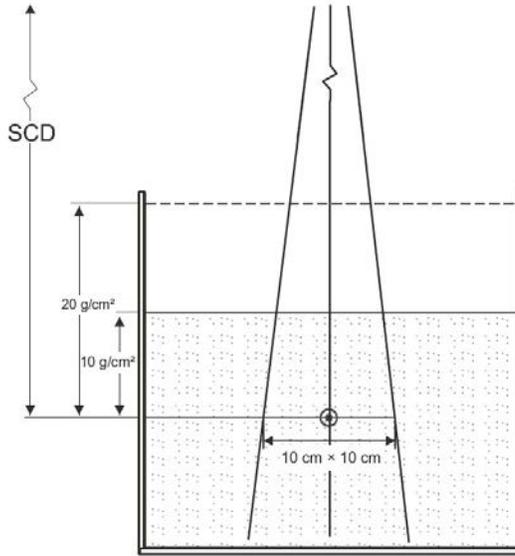


Fig. 7. Disposición de un experimento para determinar el índice de calidad del haz Q ($TPR_{20,10}$). La distancia fuente-cámara (SCD) se mantiene constante a 100 cm y se hacen mediciones con 10 g/cm^2 y 20 g/cm^2 de agua sobre la cámara. El tamaño de campo en la ubicación del punto de referencia de la cámara es $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$.

CUADRO 14. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR EL ÍNDICE DE CALIDAD DE LOS HACES DE FOTONES ($TPR_{20,10}$)

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o de placas paralelas
Profundidades de medición	20 g/cm^2 y 10 g/cm^2
Punto de referencia de la cámara	En el caso de las cámaras cilíndricas, en el eje central al centro del volumen de la cavidad En el caso de las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie interior de la ventana

CUADRO 14. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR EL ÍNDICE DE CALIDAD DE LOS HACES DE FOTONES (TPR_{20,10}) (cont.)

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En el caso de las cámaras cilíndricas y de placas paralelas, en las profundidades de medición
Distancia fuente-cámara	100 cm
Tamaño de campo a la distancia fuente-cámara ^a	10 cm × 10 cm
Perfil lateral del haz	Distribución de dosis radial homogénea en el volumen sensible de la cámara de ionización

^a El tamaño del campo se delimita en el plano del punto de referencia del detector, en las profundidades recomendadas en el maniquí de agua.

6.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

6.4.1. Condiciones de referencia

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua figuran en el cuadro 15.

6.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia z_{ref} en agua para un haz de fotones de calidad Q y sin cámara se determina por medio de la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (33)$$

en donde M_Q es la lectura del dosímetro con el punto de referencia de la cámara ubicado en z_{ref} según las condiciones de referencia que figuran en la sección 6.4.1 y corregida por las magnitudes de influencia, a saber, la temperatura y la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad, la recombinación de iones

CUADRO 15. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medición, z_{ref}	10 g/cm ²
Punto de referencia de la cámara	En el eje central al centro del volumen de la cavidad
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medición z_{ref}
Distancia fuente-superficie o distancia fuente-cámara ^a	100 cm
Tamaño del campo ^b	10 cm × 10 cm
Perfil lateral del haz	Distribución de dosis radial homogénea en el volumen sensible de la cámara de ionización ^c

^a Si es preciso determinar la dosis de referencia para una disposición isocéntrica, debe utilizarse la distancia fuente-eje (SAD) del acelerador, incluso si esta no es de 100 cm.

^b El tamaño de campo se determina en la superficie del maniquí para una disposición concreta de distancia fuente-superficie, mientras que en el caso de las disposiciones de distancia fuente-eje, se determina en el plano del detector, en la profundidad de referencia del maniquí de agua en el isocentro del aparato.

^c La distribución de dosis radial en la proximidad de la cámara de ionización está determinada sobre todo por las características del acelerador y el usuario no puede modificarla con facilidad. Cuando la distribución de dosis radial en el volumen sensible de la cámara de ionización no es homogénea, debe aplicarse un factor de corrección por volumen parcial (véase la sección 4.4.3.5).

y el volumen parcial (en el caso de los haces sin filtro aplanador), como se detalla en la sección 4.4.3. N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para el dosímetro a la calidad de referencia Q_0 y k_{Q,Q_0} es un factor de corrección para la cámara concreta que se utiliza para

corregir el coeficiente de calibración por la diferencia entre la calidad del haz de referencia Q_0 y la calidad que efectivamente se utiliza, Q .

6.4.3. Dosis absorbida en z_{\max}

En la sección 6.4.2 se proporciona un método para determinar la dosis absorbida en z_{ref} . Sin embargo, los cálculos de dosimetría clínica por lo general se expresan en función de la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación z_{\max} (o de alguna otra profundidad). Para calcular la dosis absorbida en la profundidad correspondiente para determinado haz, el usuario debe utilizar los datos del PDD en el eje central para las disposiciones de SSD y las TPR o las TMR para las disposiciones de SAD. En la sección 6.7.1 se detalla el método para obtener datos del PDD en el eje central.

6.5. LOS VALORES DE k_{Q,Q_0}

6.5.1. Cámara calibrada en ^{60}Co

Cuando la calidad de referencia Q_0 es ^{60}Co , k_{Q,Q_0} se expresa como k_Q y N_{D,w,Q_0} se representa mediante $N_{D,w}$. Los valores del factor de corrección k_Q en la profundidad de referencia (véase el cuadro 16) se calculan por medio de la ecuación siguiente:

$$k_Q(\text{TPR}_{20,10}) = \frac{1 + \exp\left(\frac{a - 0,57}{b}\right)}{1 + \exp\left(\frac{a - \text{TPR}_{20,10}}{b}\right)} \quad (34)$$

en donde $\text{TPR}_{20,10}$ es el índice de calidad del haz del haz de calidad Q , y a y b son constantes para la cámara concreta que pueden consultarse en el apéndice II para varios tipos de cámaras adecuados para dosimetría de referencia. Las constantes se determinaron por medio de un análisis de regresión de valores de k_Q a partir de recientes cálculos y mediciones por el método de Montecarlo [100]. En el apéndice II se detalla el método para calcular k_Q . Cabe hacer hincapié en que en los valores de k_Q calculados no se tiene en cuenta la variabilidad entre cámaras de un mismo tipo y en que al utilizarlos necesariamente se incorporan incertidumbres más grandes que si se emplearan valores medidos de manera directa (véase la sección 6.8). En el cuadro 16 se proporcionan los valores del factor de corrección k_Q calculados para una serie de calidades de haz Q ; en la figura 8 se muestra una gráfica de k_Q frente a Q para ciertos tipos de cámara.

CUADRO 16. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA DISTINTAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ $TPR_{20,10}$ (véase la ecuación (34))

Modelo de cámara de ionización	Índice de calidad del haz, $TPR_{20,10}$											
	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82
Capintec PR-06C Farmer	1,0003	0,9993	0,9980	0,9961	0,9934	0,9909	0,9878	0,9839	0,9790	0,9727	0,9649	0,9551
Exradin A1SL Miniature	1,0006	0,9987	0,9965	0,9936	0,9901	0,9873	0,9840	0,9802	0,9759	0,9709	0,9652	0,9586
Exradin A12 Farmer	1,0004	0,9991	0,9973	0,9948	0,9915	0,9887	0,9852	0,9809	0,9756	0,9693	0,9615	0,9521
Exradin A12S Short Farmer	1,0004	0,9990	0,9972	0,9947	0,9913	0,9885	0,9850	0,9809	0,9758	0,9698	0,9624	0,9537
Exradin A18	1,0004	0,9991	0,9973	0,9949	0,9917	0,9889	0,9855	0,9814	0,9764	0,9702	0,9628	0,9538
Exradin A19 Classic Farmer	1,0005	0,9989	0,9968	0,9940	0,9904	0,9873	0,9836	0,9792	0,9738	0,9675	0,9599	0,9509
Exradin A26	1,0004	0,9991	0,9974	0,9951	0,9919	0,9891	0,9857	0,9816	0,9765	0,9702	0,9626	0,9533
Exradin A28	1,0004	0,9990	0,9972	0,9947	0,9914	0,9886	0,9853	0,9813	0,9764	0,9706	0,9636	0,9552

CUADRO 16. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA DISTINTAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ $TPR_{20,10}$ (véase la ecuación (34)) (cont.)

Modelo de cámara de ionización	Índice de calidad del haz, $TPR_{20,10}$											
	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82
IBA CC13	1,0005	0,9989	0,9969	0,9942	0,9906	0,9876	0,9839	0,9795	0,9742	0,9678	0,9601	0,9510
IBA CC25	1,0004	0,9991	0,9974	0,9950	0,9918	0,9890	0,9855	0,9812	0,9760	0,9695	0,9617	0,9521
IBA FC23-C Short Farmer	1,0004	0,9991	0,9974	0,9950	0,9917	0,9888	0,9853	0,9810	0,9758	0,9693	0,9614	0,9519
IBA FC65-G Farmer	1,0004	0,9990	0,9972	0,9946	0,9912	0,9882	0,9846	0,9802	0,9748	0,9683	0,9603	0,9507
IBA FC65-P Farmer	1,0005	0,9988	0,9966	0,9936	0,9897	0,9865	0,9826	0,9780	0,9725	0,9660	0,9583	0,9491
NE 2561/2611A (NPL 2611A) Patrón secundario	1,0003	0,9992	0,9977	0,9955	0,9925	0,9898	0,9865	0,9823	0,9771	0,9706	0,9627	0,9528
NE 2571 Farmer	1,0004	0,9991	0,9974	0,9951	0,9919	0,9891	0,9856	0,9813	0,9761	0,9697	0,9618	0,9522

CUADRO 16. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA DISTINTAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ $TPR_{20,10}$ (véase la ecuación (34)) (cont.)

Modelo de cámara de ionización	Índice de calidad del haz, $TPR_{20,10}$															
	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82				
PTW 30010 Farmer	1,0005	0,9989	0,9967	0,9938	0,9901	0,9869	0,9832	0,9787	0,9734	0,9671	0,9595	0,9506				
PTW 30011 Farmer	1,0005	0,9989	0,9969	0,9942	0,9906	0,9875	0,9838	0,9793	0,9739	0,9674	0,9595	0,9501				
PTW 30012 Farmer	1,0004	0,9990	0,9970	0,9944	0,9910	0,9881	0,9846	0,9804	0,9754	0,9694	0,9622	0,9536				
PTW 30013 Farmer	1,0007	0,9984	0,9956	0,9920	0,9876	0,9840	0,9800	0,9753	0,9699	0,9636	0,9565	0,9484				
PTW 31010 Semiflex	1,0008	0,9982	0,9952	0,9914	0,9869	0,9835	0,9795	0,9750	0,9700	0,9643	0,9579	0,9507				
PTW 31013 Semiflex	1,0007	0,9985	0,9958	0,9924	0,9882	0,9848	0,9810	0,9765	0,9714	0,9655	0,9588	0,9511				
PTW 31016 PinPoint 3D ^b	1,0006	0,9987	0,9962	0,9930	0,9888	0,9853	0,9812	0,9762	0,9703	0,9632	0,9549	0,9451				

CUADRO 16. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA DISTINTAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ $TPR_{20,10}$ (véase la ecuación (34)) (cont.)

Modelo de cámara de ionización	Índice de calidad del haz, $TPR_{20,10}$											
	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82
PTW 31021 Semiflex 3D ^b	1,0007	0,9984	0,9957	0,9925	0,9886	0,9856	0,9823	0,9786	0,9744	0,9697	0,9645	0,9587
PTW 31022 PinPoint 3D ^b	1,0005	0,9989	0,9968	0,9940	0,9905	0,9875	0,9840	0,9798	0,9749	0,9690	0,9621	0,9540
Sun Nuclear SNC125c	1,0005	0,9991	0,9971	0,9944	0,9908	0,9878	0,9840	0,9794	0,9739	0,9671	0,9590	0,9492
Sun Nuclear SNC600c Farmer	1,0004	0,9993	0,9978	0,9957	0,9926	0,9899	0,9866	0,9823	0,9770	0,9703	0,9620	0,9517

^a Los valores se proporcionan con cuatro decimales para que los datos puedan interpolarse con facilidad. Ello no conlleva el cálculo de incertidumbres equivalentes.

^b Aunque el volumen sensible de la cámara es menor que el que se recomienda en la sección 4.2.1, la cámara se incluye en este apartado porque tiene utilidad para medir dosis en haces sin filtro aplanador.

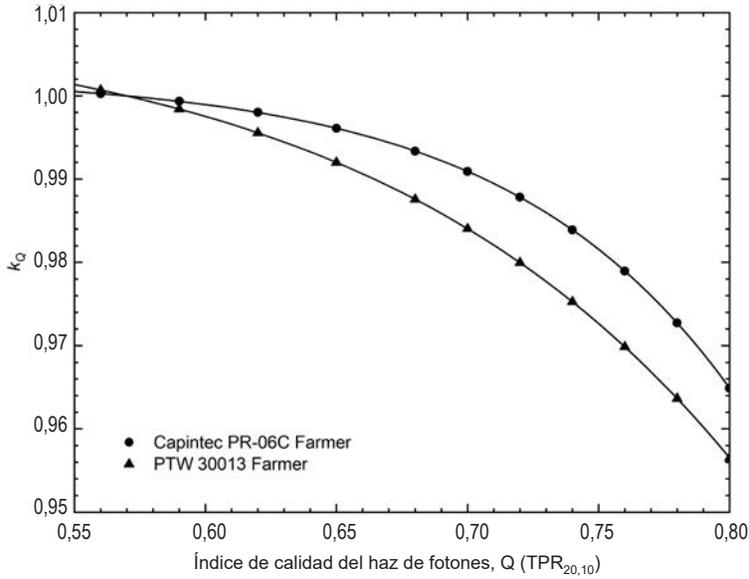


Fig. 8. Valores del factor de corrección k_Q para dos cámaras de ionización cilíndricas de tipo Farmer en función del índice de calidad de los haces de fotones $TPR_{20,10}$. Los valores del k_Q para los demás tipos de cámara de ionización que figuran en el cuadro 16 se encuentran (en su mayoría) entre las dos curvas trazadas.

Obsérvese que todos los valores de k_Q calculados según la ecuación (34) equivalen a 1,000 a un índice de calidad del haz de $Q = 0,57$. Ese valor corresponde (aproximadamente) al valor de la $TPR_{20,10}$ de un haz de ^{60}Co .³⁷ Aunque el método garantiza que al aplicar el formalismo que se presenta se obtenga sistemáticamente un $k_Q = 1,0$ en los haces de ^{60}Co , este es un valor aproximado en los haces de aceleradores de baja energía, puesto que la respuesta de una cámara concreta en un haz de acelerador con una $TPR_{20,10}$ idéntica a la del espectro puro del ^{60}Co ($Q \approx 0,57$) depende de la respuesta a la energía en todo el espectro y no necesariamente será la misma que la del ^{60}Co . Sin embargo, en torno a $Q = 0,57$ hay poca variabilidad del k_Q en función de la $TPR_{20,10}$, por lo que los errores pequeños en Q tienen repercusiones ínfimas sobre el k_Q .

³⁷ Para los haces de ^{60}Co , en la literatura científica se consigna que la $TPR_{20,10}$ tiene valores de 0,568 [158], 0,57 [159], 0,572 [146, 160], 0,578 [161] y 0,579 [162].

6.5.2. Cámaras calibradas en una serie de calidades de haz de fotones de alta energía

En cuanto a las cámaras que se calibran en una serie de calidades de haz de fotones, de manera ideal, los datos procedentes de los laboratorios de calibración se presentan tanto en forma de un único coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} como de un conjunto de factores de corrección cuantificados k_{Q,Q_0} . En cuanto a esos factores, los valores de k_{Q,Q_0} a la calidad del haz del usuario Q pueden calcularse por interpolación. Seguidamente, N_{D,w,Q_0} y el k_{Q,Q_0} resultante pueden utilizarse directamente en la ecuación (33).

Si el laboratorio de calibración facilita una serie de coeficientes de calibración $N_{D,w,Q}$, primero los datos deben convertirse al formato antes expuesto; para ello, debe elegirse una de las calidades de haz de fotones que el laboratorio de calibración haya utilizado como calidad de referencia Q_0 . Los factores de corrección k_{Q,Q_0} se calculan por medio de la ecuación siguiente:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (35)$$

A continuación, por interpolación se calcula k_{Q,Q_0} a la calidad del haz del usuario Q como se indicó con anterioridad. Obsérvese que cuando la calidad de referencia Q_0 es ^{60}Co , k_{Q,Q_0} se expresa como k_Q y N_{D,w,Q_0} se representa mediante $N_{D,w}$.

Una vez que se han calculado los valores experimentales de N_{D,w,Q_0} y k_{Q,Q_0} para una cámara concreta, ya no es necesario que en cada ocasión el usuario calibre la cámara en todas las calidades Q , basta con que lo haga a la calidad de referencia Q_0 . En ese caso, el nuevo coeficiente de calibración N_{D,w,Q_0} debe utilizarse junto con los valores de k_{Q,Q_0} disponibles. La dependencia de esa cámara respecto de la calidad de haz (los valores de k_{Q,Q_0}) debe comprobarse cada tercer ciclo de calibración de la cámara o si el usuario tiene la sospecha de que la cámara se dañó. No es necesario que la calibración de la calidad Q_0 se haga en el mismo laboratorio en el que los valores de k_{Q,Q_0} se obtuvieron mediante experimentación. Obsérvese, sin embargo, que este método no debería repetirse más de dos veces seguidas; la cámara debería recalibrarse en todas las calidades por lo menos cada seis años.

6.5.3. Cámara calibrada a la calidad de haz Q_0 con valores de k_{Q,Q_0} genéricos calculados mediante experimentación

En ocasiones, los laboratorios de calibración facilitan valores de k_{Q,Q_0} genéricos calculados mediante experimentación para un tipo de cámara

concreto y un único valor de N_{D,w,Q_0} calculado mediante experimentación para la cámara del usuario, con una calidad de referencia Q_0 que por lo general es ^{60}Co . En este código de práctica internacional se recomienda utilizar únicamente los valores de k_{Q_0,Q_0} genéricos que se obtuvieron en laboratorios de calibración a partir de una muestra grande de cámaras de ionización (véase la sección 4.1). No se recomienda utilizar los valores genéricos que no se hayan cuantificado en un laboratorio de calibración.

Se hace hincapié en que en este código de práctica internacional se considera que los valores de k_{Q_0,Q_0} medidos de manera directa para una cámara concreta de un tipo determinado son la alternativa más adecuada; en segundo lugar, se encuentran los valores de k_{Q_0,Q_0} calculados para un tipo de cámara que se facilitan en el cuadro 16. Obsérvese que, en caso de que se cuente con valores de k_{Q_0,Q_0} genéricos (cuantificados para un tipo de cámara concreto), deberían utilizarse solo si cumplen los criterios que figuran en la sección 4.1.

6.6. CALIBRACIÓN INTERNA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN DE CAMPO

Como se plantea en la sección 6.2.1, las cámaras de campo pueden someterse a calibración interna en relación con una cámara de referencia calibrada a la calidad de referencia Q_0 (véase, además, la sección 4.5.1). Se hace una comparación entre las cámaras colocándolas por turnos en un maniquí de agua con los puntos de referencia en z_{ref} (otra posible disposición es colocar las cámaras una al lado de la otra para hacer la comparación entre ellas³⁸). El coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para la cámara de ionización de campo se obtiene por medio de la ecuación siguiente:

$$N_{D,w,Q_0}^{\text{field}} = \frac{M_{Q_0}^{\text{ref}}}{M_{Q_0}^{\text{field}}} N_{D,w,Q_0}^{\text{ref}} \quad (36)$$

donde $M_{Q_0}^{\text{ref}}$ y $M_{Q_0}^{\text{field}}$ son las lecturas por unidad de monitor de la cámara de referencia y de campo, respectivamente, corregidas por las magnitudes de influencia, a saber, la temperatura y la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la planilla de cálculo de la sección 6.9 (véase también la sección 4.4.3), y N_{D,w,Q_0}^{ref} es el coeficiente de calibración de la cámara de referencia expresado en función de la dosis absorbida en agua. De preferencia, las lecturas $M_{Q_0}^{\text{ref}}$ y $M_{Q_0}^{\text{field}}$ deberían

³⁸ En la referencia [11] pueden consultarse información complementaria y pistas útiles para calibrar dosímetros.

ser los valores medios $\overline{M_{Q_0}^{\text{ref}}/M_{Q_0}^{\text{em}}}$ y $\overline{M_{Q_0}^{\text{field}}/M_{Q_0}^{\text{em}}}$, en donde $(M_{Q_0}^{\text{ref}}/M_{Q_0}^{\text{em}})_i$ y $(M_{Q_0}^{\text{field}}/M_{Q_0}^{\text{em}})_i$ son, respectivamente, los cocientes entre la lectura i del detector de referencia y el instrumento de campo y la lectura de un monitor externo, M_{em} . El monitor externo debería ubicarse preferentemente dentro del maniquí, aproximadamente a la profundidad z_{ref} pero a una distancia de 3 a 4 cm del centro de la cámara sobre el eje principal en el plano transversal del haz. Obsérvese que, en el caso de una medición de cámaras colocadas una al lado de la otra, no es necesario contar con un monitor externo siempre y cuando el perfil del haz tenga la uniformidad suficiente.

A continuación, la cámara de campo con el coeficiente de calibración $N_{D,w,Q_0}^{\text{field}}$ puede utilizarse para determinar la dosis absorbida en agua en el haz del usuario por medio del método que figura en la sección 6.4.2, en donde N_{D,w,Q_0} se sustituye por $N_{D,w,Q_0}^{\text{field}}$ (véase también la sección 4.5.3).

6.7. MEDICIONES EN CONDICIONES DISTINTAS A LAS DE REFERENCIA

En la dosimetría clínica es necesario medir los PDD, las TPR o las TMR, las distribuciones de las isodosis, los perfiles de los haces transversales y los factores de campo en función del tamaño y la forma del campo tanto en condiciones de referencia como en condiciones distintas a las de referencia. Esas mediciones deben estar disponibles para todas las posibles combinaciones de energías, tamaños de campo y disposiciones de SSD o SAD que se utilicen en radioterapia.

6.7.1. Distribuciones de dosis y profundidad en el eje central

Aunque en todas las mediciones deberían de atenderse las recomendaciones que se presentan en la sección 4.2 respecto de la elección de maniqués y dosímetros, también pueden utilizarse otros tipos de detectores. Para hacer las mediciones de las curvas de ionización y profundidad se recomienda utilizar cámaras de ionización de placas paralelas. Si se utilizan cámaras de ionización cilíndricas, debe tenerse en cuenta el punto efectivo de medición de la cámara, lo que requiere que toda la distribución de ionización y profundidad se desplace hacia la superficie una distancia de $0,6r_{\text{cyl}}$ [9, 10]. Para hacer mediciones en la zona de espesor de acumulación deberían utilizarse cámaras de placas paralelas bien protegidas o cámaras de extrapolación. Debería prestarse atención si se utilizan determinados detectores de estado sólido (algunos tipos de detectores de diodos y de diamante) para medir las distribuciones de dosis y profundidad (por ejemplo, la referencia [10]); para hacer esas mediciones únicamente debería

optarse por un detector de estado sólido cuya respuesta se haya comprobado de manera periódica en relación con un detector de referencia (cámara de ionización).

Dado que puede suponerse con una exactitud aceptable que las razones de poderes de frenado y los efectos de perturbación son independientes de la profundidad para determinada calidad de haz y tamaño del campo, las distribuciones de ionización relativa pueden utilizarse como distribuciones relativas de dosis absorbida, cuando menos para las profundidades equivalentes a la de la dosis máxima y las mayores.

6.7.2. Factores de campo

El factor de campo puede calcularse como el cociente entre las lecturas corregidas del dosímetro medidas en un conjunto determinado de condiciones distintas a la de referencia y las medidas en las condiciones de referencia. Por lo general, esas mediciones se llevan a cabo a la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación o en la de referencia [138] y se corrigen respecto de la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima por medio de los datos del PDD (o las TMR).

En los casos en que los factores de campo se midan en haces con cuña o sin filtro aplanador (en los que la fluencia de la radiación no sea uniforme en la cavidad de la cámara), debería prestarse especial atención al efecto de volumen parcial (véase la sección 4.4.3.5). Por lo general, en los haces sin filtro aplanador el factor de corrección por volumen parcial varía en función de la profundidad y el tamaño del campo. Debido a que ese efecto es más intenso en detectores para grandes volúmenes, no deberían utilizarse cámaras de dedal que tienen cavidades muy alargadas ni cámaras de placas paralelas con grandes electrodos colectores para medir factores de campo en haces sin filtro aplanador.

En los haces de fotones con cuña la intensidad de la radiación varía de manera considerable en el sentido de la cuña. Para hacer las mediciones de campo en esos haces, la dimensión del detector en el sentido de la cuña debería ser tan pequeña como sea posible. Se recomienda utilizar cámaras de dedal pequeñas alineadas con el eje perpendicular al sentido de la cuña.

En todos los casos, debería asegurarse que los ejes centrales del haz y el colimador coincidan con la ubicación del punto de referencia de la cámara de ionización antes de tomar las mediciones de los factores de campo. Esto reviste especial importancia en el caso de los haces sin filtro aplanador y los haces ordinarios (con filtro aplanador) que tienen tamaños de campo más pequeños que $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$. El método para medir factores de campo en campos pequeños se detalla en la referencia [12].

6.8. CÁLCULO DE LA INCERTIDUMBRE EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

En los casos en que un dosímetro de referencia se utilice para determinar la dosis absorbida en agua en el haz del usuario, el cálculo de las incertidumbres de las distintas magnitudes físicas y los métodos que contribuyen a la determinación de las dosis puede dividirse en dos etapas. En la etapa 1 se incluyen las incertidumbres hasta el momento en el que la calibración del dosímetro de referencia del usuario se expresa en función de $N_{D,w}$ en el laboratorio de dosimetría. En la etapa 2 se abarca la calibración del haz del usuario y se incluyen las incertidumbres que guardan relación con las mediciones hechas en el punto de referencia en un maniquí de agua. En la etapa 2 también se incluye la incertidumbre de k_Q y los valores de las demás magnitudes de influencia. Si las incertidumbres de las dos etapas se suman en cuadratura se obtiene la incertidumbre típica combinada de la determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia.

Los usuarios tienen la responsabilidad de definir las contribuciones a la incertidumbre de sus cálculos de dosis absorbida en agua. En el cuadro 17 se proporciona un ejemplo de cálculo del valor aproximado de las incertidumbres típicas relativas en la calibración de un haz de fotones de alta energía. Si la calibración del dosímetro de referencia se lleva a cabo en el haz de ^{60}Co de un SSDL, se calcula que la incertidumbre típica combinada en D_w por lo general es de cerca del 1,0 %, sobre la base de los valores calculados de k_Q . Es posible que se calculen valores distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración, la minuciosidad y la experiencia del usuario que lleva a cabo la medición, y la calidad y el estado del equipo de medición (p. ej. la recalibración periódica de todos los aparatos de medición, la presencia de un sistema de gestión de la calidad para garantizar el funcionamiento correcto, etc.). Si la calibración del dosímetro de referencia se lleva a cabo en un PSDL pero se utilizan los valores calculados de k_Q , no se prevé que la incertidumbre final en D_w disminuya de manera considerable. Si en el PSDL se determinan esos valores de k_Q para la cámara del usuario, la incertidumbre en D_w disminuye cerca del 0,8 %. Si se utiliza un dosímetro de campo la incertidumbre del cálculo de dosis aumenta un poco (aproximadamente un 0,2 %) debido al paso complementario que se precisa para hacer la calibración interna del dosímetro de campo en relación con el dosímetro de referencia calibrado.

CUADRO 17. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA, SOBRE LA BASE DE UNA CÁMARA CALIBRADA EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)
Etapa 1: laboratorio de calibración ^b	
Calibración de un patrón secundario en función de $N_{D,w}$ en un PSDL	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1
Calibración del dosímetro del usuario en función de $N_{D,w}$ en el laboratorio de calibración	0,4
Incertidumbre combinada de la etapa 1	0,6
Etapa 2: haz de fotones de alta energía del usuario	
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,2
Definición de las condiciones de referencia	0,3
Lectura del dosímetro M_Q relativa al monitor del haz	0,3 ^c
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,3
Factor de corrección por la calidad del haz, k_Q [100]	0,6 ^d
Incertidumbre combinada de la etapa 2	0,8
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (etapas 1 y 2)	1,0

^a Para conocer más acerca de la expresión de la incertidumbre, véase la referencia [61] o el apéndice IV. Los valores que se proporcionan en el cuadro deben tomarse como valores representativos; pueden variar en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración para los coeficientes de calibración y de la incertidumbre experimental en las instalaciones del usuario.

^b Si el dosímetro del usuario se calibra en un PSDL, la incertidumbre típica combinada de la etapa 1 es menor. La incertidumbre típica combinada en D_w debe ajustarse en consecuencia.

^c En cuanto a la lectura del dosímetro, se partió de la base de que la incertidumbre tenía un valor menor que el establecido en la primera edición de este código de práctica internacional con el fin de reflejar la mayor disponibilidad de electrómetros de alta calidad, la constitución de sistemas de gestión de la calidad y el aumento de la capacitación y la experiencia de los usuarios.

^d Si el k_Q se determina en un PSDL para la cámara del usuario, la incertidumbre tendrá un valor aproximado del 0,3 %.

6.9. PLANILLA DE CÁLCULO

1. Unidad de radioterapia y condiciones de referencia para calcular $D_{w,Q}$

Acelerador: _____ Potencial nominal de aceleración: _____ MV
 Tasa de dosis nominal: _____ MU/min Calidad del haz, $Q(TPR_{20,10})$: _____
 Maniquí de referencia: agua Disposición SSD SAD
 Tamaño del campo de referencia: 10 × 10 cm × cm Distancia de referencia: _____ cm
 Profundidad de referencia, $z_{ref} =$ _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ Núm. serie: _____
 Paredes de la cámara Material: _____ Espesor: _____ g/cm²
 Funda impermeable Material: _____ Espesor: _____ g/cm²
 Ventana del maniquí Material: _____ Espesor: _____ g/cm²

Coefficiente de calibración expresado en función de

la dosis absorbida en agua^a $N_{D,w,Q_0} =$ _____ Gy/nC Gy/rdg

Calidad de calibración Q_0 : ⁶⁰Co Haz de fotones Profundidad de calibración: _____ g/cm²

Si Q_0 es un haz de fotones, $TPR_{20,10} =$ _____

Condiciones de referencia para la calibración $P_0 =$ _____ kPa $T_0 =$ _____ °C Humedad relativa: _____ %

Potencial de polarización $V_1 =$ _____ V

Polaridad en el laboratorio de calibración: positiva negativa
 corrección por el efecto de polaridad

Polaridad en el entorno del usuario: positiva negativa

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ Núm. serie: _____

Calibración por separado de la cámara: sí no Configuración del alcance: _____

De ser el caso, laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

3. Lectura del dosímetro^b y corrección por las magnitudes de influencia

Lectura del dosímetro sin corregir en V_1 y a la polaridad en el entorno del usuario: _____ nC rdg

Unidades de monitor del acelerador correspondientes: _____ MU

Razón entre la lectura del dosímetro y las unidades de monitor: $M_1 =$ _____ nC/MU rdg/MU

a) Presión $P =$ _____ kPa Temperatura $T =$ _____ °C Humedad relativa (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,15 + T) P_0}{(273,15 + T_0) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

- b) Factor de calibración del electrómetro^e $k_{\text{elec}} = \underline{\hspace{2cm}}$ nC/rdg adimensional
 c) Corrección por la polaridad^d Lectura en $+V_1$: $M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$ Lectura en $-V_1$: $M_- = \underline{\hspace{2cm}}$

$$k_{\text{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \underline{\hspace{2cm}}$$

- d) Corrección por recombinación^f (método de las dos tensiones)

Tensiones de polarización: V_1 (normal) = V_2 (reducida) = $\underline{\hspace{2cm}}$ V

Lecturas^e en V_1, V_2 : $M_1 = \underline{\hspace{2cm}}$ $M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

Razón de tensiones $V_1/V_2 = \underline{\hspace{2cm}}$ Razón entre las lecturas $M_1/M_2 = \underline{\hspace{2cm}}$

Consulte el cuadro 10 según el tipo de haz: pulsado pulsado y barrido

$$a_0 = \underline{\hspace{2cm}} \quad a_1 = \underline{\hspace{2cm}} \quad a_2 = \underline{\hspace{2cm}}$$

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \underline{\hspace{2cm}}_f$$

- e) Factor de corrección por volumen parcial (en haces sin filtro aplanador)

$$\text{SDD} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ cm}$$

Longitud del dedal de la cámara de ionización $L = \underline{\hspace{2cm}}$ cm

$$k_{\text{vol}} = 1 + (0,0062Q - 0,0036) \left(\frac{100}{\text{SDD}} \right)^2 L^2 = \underline{\hspace{2cm}}$$

Lectura del dosímetro corregida a la tensión V_1 :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{\text{elec}} k_{\text{pol}} k_s k_{\text{vol}} = \underline{\hspace{2cm}} \quad \text{input type="checkbox"/> nC/MU \quad \text{input type="checkbox"/> rdg/MU$$

4. Dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia, z_{ref}

Factor de corrección por la calidad del haz para la calidad del usuario Q : $k_{Q,Q_0} = \underline{\hspace{2cm}}$

Extraído de Cuadro 16 otra fuente, anótela: $\underline{\hspace{2cm}}$

$$D_{w,Q}(z_{\text{ref}}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Gy/MU}$$

5. Dosis absorbida en agua a la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación, z_{max}

Profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación: $z_{\text{max}} = \underline{\hspace{2cm}}$ g/cm²

- a) Disposición SSD

PDD a z_{ref} para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm: $\text{PDD}(z_{\text{ref}}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ g/cm}^2 = \underline{\hspace{2cm}} \%$

Calibración de la dosis absorbida del monitor a z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{\text{max}}) = 100 D_{w,Q}(z_{\text{ref}}) / \text{PDD}(z_{\text{ref}}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Gy/MU}$$

- b) Disposición SAD

TMR a z_{ref} para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm: $\text{TMR}(z_{\text{ref}}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ g/cm}^2 = \underline{\hspace{2cm}}$

Calibración de la dosis absorbida del monitor a z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{\text{max}}) = D_{w,Q}(z_{\text{ref}}) / \text{TMR}(z_{\text{ref}}) = \underline{\hspace{2cm}} \text{ Gy/MU}$$

^a Obsérvese que si Q_0 es ^{60}Co , N_{D,w,Q_0} se expresa como $N_{D,w}$.

^b En todas las lecturas debería comprobarse la corriente de fuga y deberían hacerse las correcciones que procedan.

^c Si el electrómetro no se calibró por separado, asigne a $k_{\text{elec}} = 1$.

^d M en el denominador de k_{pol} expresa la lectura a la polaridad del usuario. De preferencia, todas las lecturas de la ecuación deberían ser los promedios de los cocientes entre M (o M_+ o M_-) y la lectura de un monitor externo, M_{em} . Se da por sentado que el laboratorio de calibración hizo una corrección por el efecto de polaridad. De no ser el caso, k_{pol} se calcula según la lectura en $+V_1$ para la calidad Q_0 : $M_+ = \underline{\hspace{2cm}}$ y la lectura en $-V_1$ para la calidad Q_0 : $M_- = \underline{\hspace{2cm}}$.

$$k_{\text{pol}} = \left[\frac{(M_+ + |M_-|)/M}{Q_0} \right] / \left[\frac{(M_+ + |M_-|)/M}{Q_0} \right] = \underline{\hspace{2cm}}$$

^e En sentido estricto, las lecturas deberían corregirse por el efecto de polaridad (el promedio de ambas polaridades). Preferiblemente, cada lectura en la ecuación debería ser el promedio de los cocientes de M_+ o M_- y la lectura de un monitor externo, M_{em} .

^f Se da por sentado que el laboratorio de calibración hizo una corrección por recombinación. De no ser el caso, en lugar de k_s debería utilizarse el factor $k_s^* = k_s/k_{s,Q_0}$. Cuando Q_0 es ^{60}Co , k_{s,Q_0} (calculado en el laboratorio de calibración) por lo general tendrá un valor próximo a la unidad y, en la mayoría de los casos, el efecto de no utilizar esta ecuación podrá obviarse.

Nota: SAD: distancia fuente-eje; SSD: distancia fuente-superficie; FFF: haz sin filtro aplanador; PDD: porcentaje de dosis en profundidad; TMR: razón tejido-máximo; MU: unidades de monitor.

7. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA

7.1. CONSIDERACIONES GENERALES

En esta sección se proporciona un código de práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y se formulan recomendaciones de dosimetría relativa para los haces de electrones de uso clínico con energías que van de 3 a 25 MeV. Se basa en el uso de coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua, N_{D,w,Q_0} , para dosímetros en haces de referencia de calidad Q_0 . Esa calidad de referencia puede ser radiación gamma de ^{60}Co o un haz de electrones.

7.2. EQUIPO DE DOSIMETRÍA

7.2.1. Cámaras de ionización

Deberían atenderse las recomendaciones que se proporcionan en la sección 4.2.1 respecto de las cámaras de ionización. Para todas las calidades de haz se recomienda utilizar cámaras de placas paralelas y estas han de utilizarse para índices de calidad del haz $R_{50} < 3 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 \leq 8 \text{ MeV}$).³⁹ De manera ideal, la cámara debería calibrarse en un haz de electrones, ya sea de manera directa en un laboratorio de calibración o por medio de calibración interna en un haz de electrones de uso clínico. En las cámaras de placas paralelas se considera que el punto de referencia se encuentra en el centro de la superficie interior de la ventana de entrada. Ese punto debería ubicarse en el punto de interés⁴⁰ del maniquí, y debería tenerse en cuenta el espesor equivalente al agua del material de la ventana de la cámara. En el cuadro 5 puede consultarse el espesor de la ventana de la cámara (expresado en milímetros y en mg/cm^2) para diversas cámaras de placas paralelas.

³⁹ Se da por sentado que la relación aproximada $E_0 = 2,33R_{50}$ es correcta, en donde E_0 es la energía media en la superficie del maniquí expresada en MeV y R_{50} se expresa en g/cm^2 . El valor que se indica para R_{50} tiene prioridad sobre el que se indica para E_0 .

⁴⁰ "Punto de interés" es el término que se utiliza para designar una ubicación en el maniquí de agua en la que habrá de hacerse una medición. Aunque por lo general se refiere a la profundidad de referencia, también puede designar cualquier punto de una curva de ionización y profundidad.

Para las calidades de haz $R_{50} > 3 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 > 8 \text{ MeV}$) pueden utilizarse cámaras cilíndricas, lo que constituye una disminución en el límite de energía para ese tipo de cámara y corresponde a las investigaciones de Muir y McEwen [163]. En el caso de las cámaras cilíndricas, se considera que el punto de referencia se encuentra en el eje de la cámara, al centro del volumen de la cavidad. En el caso de las mediciones en haces de electrones, el punto de referencia debería ubicarse a una distancia de $0,5r_{\text{cyl}}$ a una profundidad mayor que el punto de interés en el maniquí.⁴¹ Aunque ello es coherente con los códigos de práctica anteriores, en varias investigaciones [155-157] se ha demostrado que el factor que se multiplica por r_{cyl} depende de la cámara. Las repercusiones de utilizar un factor común para determinar la dosis absorbida en agua de referencia es insignificante en el marco del cálculo de las incertidumbres combinadas (véase la sección 7.10). Los valores de r_{cyl} para distintos tipos de cámaras cilíndricas pueden consultarse en el cuadro 4.

7.2.2. Maniquís y fundas de cámaras

Deberían atenderse las recomendaciones que se proporcionan en las secciones 4.2.3 y 4.2.4 respecto de los maniquís y las fundas de cámaras, tanto por lo que se refiere a la determinación de la dosis absorbida como a la caracterización de la calidad de los haces. Se recomienda utilizar agua como medio de referencia para las mediciones en todos los haces de electrones. El maniquí de agua debería rebasar por lo menos 5 cm los cuatro lados del tamaño de campo de mayores dimensiones que se utilice en la profundidad de medición. Además, debería dejarse un margen que rebase la profundidad de medición máxima al menos 5 g/cm^2 .

En el caso de los haces de electrones horizontales, la ventana del maniquí debería ser de plástico y tener un espesor t_{win} de 0,2 a 0,5 cm.⁴² Cuando la cámara se coloque en la profundidad de medición deseada debería tomarse en cuenta el espesor equivalente al agua del material de la ventana del maniquí (en g/cm^2). Ese espesor puede calcularse por medio del producto $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$, en donde ρ_{pl} es la densidad del plástico (en g/cm^3). En el caso de plásticos de uso habitual, como el metacrilato polimetílico y el poliestireno transparente, pueden utilizarse los

⁴¹ Se opta por este método para no tener que contar con un factor de corrección por gradiente de fluencia.

⁴² En las ventanas que tienen un espesor de apenas unos pocos milímetros podría producirse una ligera curvatura convexa debido a la presión del agua en la superficie interior. Las alteraciones de ese tipo deberían tenerse en cuenta al colocar la cámara en la profundidad de interés, en especial en el caso de haces de electrones de baja energía. Según se ha observado, esas convexidades se equilibran ~45 min después de que se llena el maniquí.

valores nominales $\rho_{\text{PMMA}} = 1,19 \text{ g/cm}^3$ y $\rho_{\text{polystyrene}} = 1,06 \text{ g/cm}^3$, de conformidad con lo establecido en la sección 7.8.1. Sin embargo, cuando deban hacerse mediciones de gran exactitud, en especial de haces de electrones de baja energía, se recomienda medir la densidad del material de la ventana.⁴³ Como se indica en la sección 4.2.3, no pueden utilizarse maniqués sólidos para la dosimetría de referencia de haces de electrones.⁴⁴

Se recomienda utilizar cámaras impermeables, cilíndricas o de placas paralelas, ya que en la actualidad son el tipo de cámara de referencia más habitual (por ejemplo, las cámaras de placas paralelas que incluyen una funda impermeable). En el caso de las cámaras que no son impermeables, es preferible que las fundas impermeables que se utilicen sean de metacrilato polimético o un material idéntico al de las paredes de la cámara y que no tenga un espesor de más de 1 mm en todos los lados que rodean la cavidad de aire de la cámara de ionización. Es posible que sea necesario dejar un pequeño espacio de aire entre la pared de la cámara y la funda (entre 0,1 y 0,3 mm) para que la presión del aire en la cámara se equilibre con la presión atmosférica (dependiendo del diseño de la cámara). En ambos tipos de cámara, debería utilizarse la misma funda impermeable al determinar la dosis absorbida en agua en las instalaciones del usuario y al calibrar en laboratorio.

7.3. CARACTERIZACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS HACES

7.3.1. Elección del índice de calidad del haz

En los haces de electrones, el índice de calidad del haz equivale a la profundidad hemirreductora en agua, R_{50} . Se define como la profundidad en agua (expresada en g/cm^2) en la que la dosis absorbida tiene un valor del 50 % de la dosis absorbida máxima, medida a una SSD constante de 100 cm y un tamaño de campo de al menos $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ en la superficie del maniqué. Para medir la calidad del haz puede utilizarse el mismo aplicador para todas las energías de haces de hasta 22 MeV; no es necesario utilizar un tamaño de campo más grande para energías mayores.

⁴³ Como alternativa, puede colocarse una lámina del mismo espesor y material que la ventana del maniqué de agua y medir los efectos en una curva de ionización y profundidad para determinar el espesor equivalente en agua eficaz [164].

⁴⁴ Pueden utilizarse maniqués de plástico para hacer mediciones ordinarias de garantía de la calidad, siempre y cuando en el momento de la calibración del haz se haya definido un coeficiente de transferencia entre el plástico y el agua.

7.3.2. Medición de la calidad del haz

Las condiciones de referencia para determinar R_{50} figuran en el cuadro 18.

Para todas las calidades de haz, las cámaras de placas paralelas son el detector más adecuado para medir R_{50} . Para calidades de haz $R_{50} > 3 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 > 8 \text{ MeV}$) pueden utilizarse cámaras cilíndricas con el punto de referencia ubicado a la profundidad adecuada, es decir, mayor que el punto de interés en el

CUADRO 18. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR EL ÍNDICE DE CALIDAD DE HACES DE ELECTRONES (R_{50})

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Si $R_{50} > 3 \text{ g/cm}^2$, cámara cilíndrica o de placas paralelas Si $R_{50} < 3 \text{ g/cm}^2$, cámara de placas paralelas
Punto de referencia de la cámara	En las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie interior de la ventana ^a En las cámaras cilíndricas, en el eje central al centro del volumen de la cavidad
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En las cámaras de placas paralelas, en el punto de interés ^b En las cámaras cilíndricas, a una profundidad $0,5r_{\text{cyl}}$ mayor que el punto de interés ^c
Distancia fuente-superficie	100 cm
Tamaño de campo en la superficie del maniquí	Al menos $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$

^a La ventana de entrada debería ponerse en escala respecto del espesor equivalente en agua.

^b “Punto de interés” se refiere a todos los puntos del maniquí de agua en el que se recopilan datos. En este caso, en la superficie interior de la ventana de entrada.

^c La desviación Xr_{cyl} , en donde $X = 0,5$, es una aproximación; los valores reales dependen de la forma de la cámara. Para lograr la mayor exactitud posible, en las mediciones de calidad de los haces debería tenerse en cuenta la desviación real [166, 167].

maniquí.⁴⁵ Se recomienda optar por un maniquí de agua. Para reducir los efectos de la interfaz entre el agua y el aire, en los haces verticales el sentido del barrido debería ser hacia la superficie.

De manera ideal, deberían aplicarse factores de corrección por la recombinación de iones y la polaridad en los datos de la cámara de ionización a todas las profundidades (véase la sección 4.4.3). En aras de la coherencia, deberían utilizarse los mismos valores de tensión de polarización que en las mediciones de referencia. Se recomienda trazar curvas de ionización y profundidad con polaridades opuestas, ya que es un método rápido y fiable para comprobar el funcionamiento del sistema. A efectos de corregir una gráfica de ionización y profundidad para tener en cuenta la recombinación de iones, pueden utilizarse datos publicados de la relación entre k_{ion} y la dosis por pulso para un tipo de cámara concreto.⁴⁶ En el caso de mediciones que se hayan hecho en un período breve (minutos), no es necesario hacer correcciones para tener en cuenta la temperatura del aire y la presión, pero se recomienda vigilar las condiciones ambientales.

Al utilizar una cámara de ionización, la magnitud que se mide es la profundidad hemirreductora en agua para la distribución de ionización, $R_{50,ion}$. Se define como la profundidad en agua (expresada en g/cm^2) a la que la corriente de ionización tiene un valor del 50 % de su valor máximo. La profundidad hemirreductora del agua para la distribución de dosis R_{50} se calcula por medio de las relaciones siguientes⁴⁷ [168]:

$$R_{50} = \begin{cases} 1,029R_{50,ion} - 0,06 \text{ g/cm}^2 & \text{si } R_{50,ion} \leq 10 \text{ g/cm}^2 \\ 1,059R_{50,ion} - 0,37 \text{ g/cm}^2 & \text{si } R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2 \end{cases} \quad (37)$$

Como alternativa a la utilización de cámaras de ionización, pueden utilizarse otros detectores (p. ej. de diodos o de diamante) para determinar R_{50} . En esos casos, el usuario debe comprobar que el detector es adecuado para hacer

⁴⁵ En cuanto a las cámaras cilíndricas en haces de fotones [109, 165], la desviación Xr_{cyl} , en donde $X = 0.5$, constituye una aproximación. Los valores reales dependen de la forma de la cámara, ya que esto puede repercutir de forma considerable sobre las mediciones de la calidad del haz.

⁴⁶ Para ello, la dosis por pulso en cada profundidad puede calcularse a partir de la dosis por pulso nominal en la profundidad de referencia puesta en escala respecto del porcentaje de ionización a esa profundidad.

⁴⁷ Esas relaciones se mantuvieron inalteradas tras la incorporación de los datos de poder de frenado más recientes que figuran en la referencia [32].

mediciones de dosis y profundidad por medio de comparaciones de prueba con una cámara de ionización y un conjunto de calidades de haz representativas.⁴⁸

7.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

7.4.1. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia z_{ref} en agua para un haz de electrones de calidad Q y sin cámara se determina por medio de la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (38)$$

donde M_Q es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia, a saber, la temperatura y la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la planilla de cálculo de la sección 7.11 (véase también la sección 4.4.3). La cámara debería ubicarse según las condiciones de referencia que figuran en el cuadro 19. N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración del dosímetro expresado en función de la dosis absorbida en agua a la calidad de referencia Q_0 , y k_{Q,Q_0} es un factor de corrección para la cámara concreta que se utiliza para tener en cuenta las diferencias entre la calidad del haz de referencia Q_0 y la calidad del haz que efectivamente se emplea, Q .

7.4.2. Condiciones de referencia

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de electrones figuran en el cuadro 19. Debido a que el tamaño del campo no tiene que elegirse con minuciosidad [10], resulta útil elegir un tamaño de campo de referencia idéntico al que se haya utilizado para normalizar los factores de campo, teniendo en cuenta la limitación de que en la superficie del maniquí no debería abarcar un área menor de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$. La profundidad de referencia z_{ref} se calcula por medio de la ecuación [173]:

$$z_{\text{ref}} = 0,6R_{50} - 0,1 \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50} \text{ en g/cm}^2) \quad (39)$$

⁴⁸ Se ha comprobado [169-172] que en las cámaras de placas paralelas se producen perturbaciones dependientes de la profundidad que pueden repercutir sobre las comparaciones. Sin embargo, la repercusión de esos efectos por lo general es $<0.05 \text{ g/cm}^2$.

CUADRO 19. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE ELECTRONES

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Si $R_{50} \geq 3 \text{ g/cm}^2$, cámara cilíndrica o de placas paralelas ^a Si $R_{50} < 3 \text{ g/cm}^2$, cámara de placas paralelas
Profundidad de medición, z_{ref}	$0,6R_{50} - 0,1 \text{ g/cm}^2$
Punto de referencia de la cámara	En las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie interior de la ventana ^b En las cámaras cilíndricas, en el eje central al centro del volumen de la cavidad
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En las cámaras de placas paralelas, a z_{ref} En las cámaras cilíndricas, a una profundidad $0,5r_{\text{cyl}}$ mayor que z_{ref} ^c
Distancia fuente-superficie	100 cm
Tamaño de campo en la superficie del maniquí	10 cm × 10 cm

^a Sobre la base de un análisis de datos clínicos, se disminuyó el valor respecto de la recomendación anterior.

^b Para determinar el punto de referencia, la ventana de entrada de la cámara debería ponerse en escala respecto de la profundidad equivalente en agua.

^c Como se indicó en el texto precedente, el factor de 0,5 es una aproximación. Aunque los valores reales dependen de la forma de la cámara, a efectos de la ubicación de referencia, suponer que hay una desviación de $0,5r_{\text{cyl}}$ no produce un error considerable.

Esa profundidad tiene un valor casi igual o mayor que el de la dosis absorbida máxima z_{max} , en función de la energía incidente y las características de los sistemas de determinación del tamaño de campo.

7.4.3. Dosis absorbida en z_{max}

En los entornos clínicos, por lo general se normaliza a la profundidad de la dosis absorbida máxima z_{max} , que en este código de práctica internacional

no siempre coincide con z_{ref} . Para calcular la dosis absorbida en z_{max} para un haz concreto el usuario debería utilizar la distribución de dosis y profundidad en el eje central que determinó para convertir la dosis absorbida en z_{ref} en la de z_{max} . En la sección 7.7.1 se analiza el método para determinar distribuciones de dosis y profundidad.

7.5. LOS VALORES DE k_{Q,Q_0}

En la sección 7.6 se analizan las modificaciones que deben hacerse para utilizar k_{Q,Q_0} en cámaras sometidas a calibración interna en un haz de electrones del usuario, como se detalla en las secciones 3.2.1, 3.2.2 y 4.5; esos principios también pueden aplicarse a las cámaras calibradas de manera directa en laboratorios de calibración a una sola calidad de haces de electrones.

7.5.1. Cámara calibrada en ^{60}Co

Cuando la calidad de referencia Q_0 es ^{60}Co , el factor de corrección k_{Q,Q_0} se expresa como k_Q . En el cuadro 20 se facilitan los valores de k_Q para una serie de haces del usuario de calidad Q y varios tipos de cámara; Los valores de magnitudes que no figuran en la tabla pueden calcularse por interpolación. En la figura 9 se presentan los datos que corresponden a las cámaras cilíndricas. El número de cámaras que se enumera es considerablemente menor que el que figuraba en la primera edición de este código de práctica internacional debido a que:

- a) Solo se incluyen las cámaras que se fabrican en la actualidad.
- b) Los cálculos por el método de Montecarlo solo se han verificado para algunos datos de k_{Q,Q_0} (por medio de cálculos independientes o experimentos; véase el apéndice II).

7.5.2. Cámaras calibradas en una serie de calidades de haz de electrones

En cuanto a las cámaras que se calibran en una serie de calidades de haz de electrones, de manera ideal, los laboratorios de calibración presentarán los datos tanto en forma de coeficientes de calibración individuales, $N_{D,w,Q}$, calculados en cada calidad de haz de calibración, como de factores de corrección k_{Q,Q_0} cuantificados y normalizados respecto de un haz de referencia de calidad Q_0 .

Sin embargo, si los datos de calibración se expresan como un conjunto de coeficientes de calibración $N_{D,w,Q}$, debería elegirse una de las calidades de

CUADRO 20. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE ELECTRONES Y DISTINTOS MODELOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co , EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ R_{50}

Modelo de cámara de ionización ^b	Índice de calidad del haz, R_{50} (g/cm ²)													
	1,0c	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0
PTW 34001 Roos	0,9743	0,9645	0,9518	0,9428	0,9349	0,9281	0,9222	0,9171	0,9127	0,9088	0,9055	0,9001	0,8960	0,8907
IBA NACP-02	0,9679	0,9580	0,9451	0,9360	0,9281	0,9214	0,9155	0,9104	0,9061	0,9023	0,8990	0,8938	0,8899	0,8848
NE 2571					0,9297	0,9248	0,9210	0,9181	0,9157	0,9137	0,9121	0,9095	0,9075	0,9047
IBA FC65-G					0,9328	0,9279	0,9241	0,9210	0,9184	0,9163	0,9144	0,9114	0,9090	0,9055
Exradin A12					0,9353	0,9304	0,9264	0,9232	0,9205	0,9182	0,9163	0,9130	0,9104	0,9066
Exradin A19					0,9320	0,9273	0,9236	0,9205	0,9178	0,9156	0,9136	0,9103	0,9077	0,9036
PTW 30013					0,9300	0,9247	0,9210	0,9180	0,9155	0,9135	0,9118	0,9090	0,9068	0,9037
PTW 30012					0,9384	0,9331	0,9290	0,9257	0,9230	0,9207	0,9187	0,9156	0,9131	0,9094

CUADRO 20. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE ELECTRONES Y DISTINTOS MODELOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co , EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ R_{50} (cont.)

Modelo de cámara de ionización ^b	Índice de calidad del haz, R_{50} (g/cm ²)													
	1,0c	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0

Nota: Los datos proceden de un análisis de factores de corrección obtenidos mediante experimentación y cálculos por el método de Montecarlo y constituyen los mejores cálculos disponibles en la actualidad de los valores que deben utilizarse en los tipos de cámaras de ionización que se enumeran; véase el apéndice II.

- ^a Los valores se proporcionan con cuatro decimales para que los datos puedan interpolarse con facilidad. Ello no conlleva el cálculo de incertidumbres equivalentes.
- ^b En este cuadro solo se incluyen las cámaras que se ha constatado que pueden utilizarse como cámaras de referencia. Es posible que otros tipos de cámaras sean adecuados para dosimetría relativa.
- ^c Los datos que se presentan corresponden a una calidad de haz $R_{50} = 1$ g/cm², sin embargo, la ausencia de verificación experimental en esa energía hace que la incertidumbre sea mayor que la que se indica en la sección 7.10. Se recomienda utilizar factores $k_{Q, \text{em}}$ calculados mediante experimentación para $R_{50} < 1.4$ g/cm².

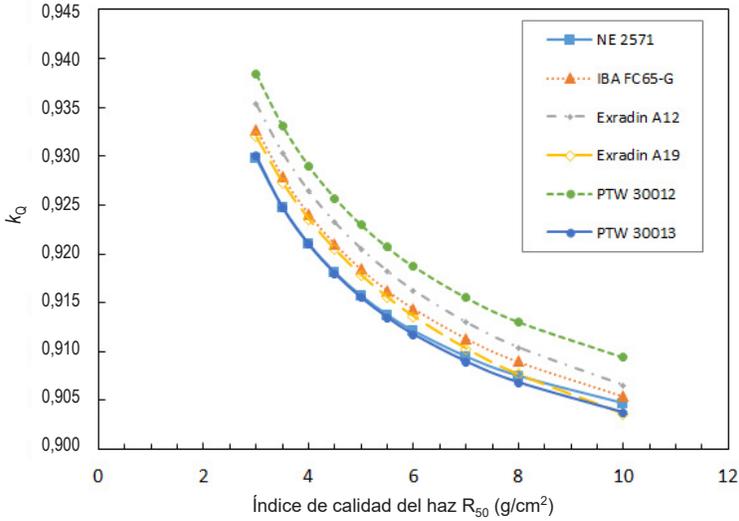


Fig. 9. Valores de k_Q calculados para haces de electrones de distintos tipos de cámaras cilíndricas calibradas en radiación gamma de ^{60}Co .

calibración⁴⁹ para que sea la calidad de calibración de referencia Q_0 . El coeficiente de calibración correspondiente se representa mediante N_{D,w,Q_0} y los coeficientes de calibración restantes se expresan por medio de la relación siguiente:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} \quad (40)$$

Si la calidad Q del haz del usuario no se corresponde con ninguna de las calidades de calibración, el valor de k_{Q,Q_0} que ha de utilizarse en la ecuación (38) puede obtenerse por medio de interpolación.⁵⁰

Las cámaras que se calibran en series de calidades de haz pueden recalibrarse con posterioridad solo a la calidad de calibración de referencia Q_0 . En este caso, el nuevo valor de N_{D,w,Q_0} debería utilizarse junto con los valores

⁴⁹ No es necesario elegir con minuciosidad. Conviene elegir la calidad que corresponda al coeficiente $N_{D,w,Q}$ que tenga la incertidumbre relativa más pequeña; también podría elegirse una calidad en torno al valor medio del intervalo.

⁵⁰ El tipo de interpolación (p. ej. lineal, polinómica o cúbica de Spline) debería elegirse para reducir al mínimo toda la incertidumbre adicional que surja del método.

de k_{Q_0} que se midieron antes.⁵¹ Sin embargo, obsérvese que en este método se presupone que no se producen cambios en la dependencia energética de la cámara de ionización, que debe definirse antes de poner en práctica este sencillo método de recalibración. En todos los casos, las cámaras deberían recalibrarse en todas las calidades por lo menos cada seis años, o cuando el usuario sospeche que la respuesta de la cámara cambió o que la cámara se dañó.

7.6. CALIBRACIÓN INTERNA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

La calibración interna se refiere a la calibración de cámaras que utilizan los usuarios a través de la comparación directa en un haz del usuario adecuado en relación con una cámara de referencia calibrada con anterioridad. Un ejemplo conocido de este método es la calibración interna de una cámara de placas paralelas para uso en haces de electrones en relación con una cámara cilíndrica de referencia calibrada en radiación gamma de ^{60}Co .

7.6.1. Método de calibración interna

Debe utilizarse el haz de electrones de mayor energía disponible; se recomienda que $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 > 16 \text{ MeV}$). Se harán comparaciones entre la cámara de referencia y la que se calibrará, para lo cual se colocarán por turnos a la profundidad de referencia z_{ref} en agua según las condiciones de referencia de cada una (véase el cuadro 19). El coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para la cámara objeto de calibración a la calidad Q_{cross} de calibración interna se determina por medio de la relación siguiente:

$$N_{D,w,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} = \frac{D_{w,Q_{\text{cross}}}}{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}} = \frac{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}}{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}} N_{D,w,Q_0}^{\text{ref}} k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}} \quad (41)$$

en donde $M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}$ y $M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$ son las lecturas del dosímetro correspondientes a la cámara de referencia y la cámara objeto de calibración, respectivamente, corregidas por las magnitudes de influencia, a saber, la temperatura y la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la sección 4.4.3. N_{D,w,Q_0}^{ref} es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para la cámara de referencia a la calidad Q_0 y $k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}}$ es el factor de corrección por la calidad del haz de

⁵¹ En caso de que el laboratorio de calibración ya no cuente con haces de referencia de la misma calidad, debería elegirse una calidad de haz parecida a la Q_0 original y será necesario renormalizar la ecuación (40).

la cámara de referencia. Aunque, en aras de la coherencia, en este apartado se utiliza el superíndice “field”, al igual que en la sección 4.5.2, en los haces de electrones la cámara de campo puede ser el detector de referencia que se utiliza para calibrar todos los haces.

Si la calidad de calibración Q_o de la cámara de referencia es radiación gamma de ^{60}Co , $k_{Q_{\text{cross}}, Q_o}^{\text{ref}}$ se simplifica a $k_{Q_o}^{\text{ref}}$. Si la propia Q_o es un haz de electrones de megavoltaje, para calcular $k_{Q_{\text{cross}}, Q_o}^{\text{ref}}$ se utiliza el concepto de calidad intermedia, como se muestra a continuación:

$$k_{Q_{\text{cross}}, Q_o}^{\text{ref}} = \frac{k_{Q_{\text{cross}}, Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}}{k_{Q_o, Q_{\text{int}}}^{\text{ref}}} \quad (42)$$

Los valores de $k_{Q_o, Q_{\text{int}}}$ se proporcionan en el cuadro 21 y la figura 10. También pueden utilizarse junto con la calibración en una o más calidades de haces de electrones, como se detalla en la sección 7.5.2.

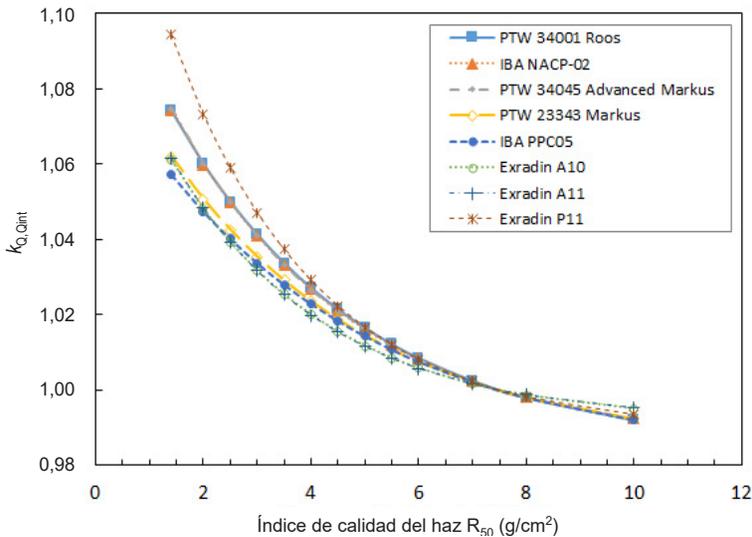


Fig. 10. Valores de $k_{Q_o, Q_{\text{int}}}$ calculados para haces de electrones de distintas cámaras de placas paralelas con una $Q_{\text{int}} = 7.5 \text{ g/cm}^2$. Dado que solo se proporcionan los factores de corrección k_Q para dos cámaras de placas paralelas (PTW 34001 Roos y IBA NACP-02), se muestra la dependencia energética relativa en haces de electrones para una gama más amplia de tipos de cámaras.

CUADRO 21. VALORES DE $k_{Q_{0,0_{int}}}$ CALCULADOS^a PARA DISTINTOS MODELOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN HACES DE ELECTRONES, EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ R_{50} ($Q_{int} = 7.5 \text{ g/cm}^2$)

Tipo de cámara de ionización ^b	Índice de calidad del haz, R_{50} (g/cm ²)													
	1,0c	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0
PTW 34001 Roos	1,0851	1,0742	1,0600	1,0500	1,0412	1,0337	1,0271	1,0214	1,0164	1,0122	1,0084	1,0024	0,9979	0,9919
IBA NACP-02	1,0855	1,0743	1,0599	1,0497	1,0409	1,0332	1,0267	1,0210	1,0161	1,0119	1,0082	1,0023	0,9980	0,9923
PTW 34045 Advanced Markus	1,0861	1,0747	1,0601	1,0498	1,0409	1,0332	1,0266	1,0209	1,0160	1,0118	1,0082	1,0023	0,9980	0,9924
PTW 23343 Markus	1,0705	1,0620	1,0507	1,0425	1,0354	1,0291	1,0236	1,0188	1,0146	1,0108	1,0076	1,0022	0,9981	0,9924
IBA PPC40	1,0826	1,0721	1,0583	1,0485	1,0401	1,0327	1,0263	1,0208	1,0160	1,0118	1,0082	1,0024	0,9980	0,9922
IBA PPC05	1,0647	1,0572	1,0474	1,0401	1,0337	1,0279	1,0229	1,0183	1,0143	1,0107	1,0076	1,0022	0,9980	0,9921
Extradin A10	1,0714	1,0611	1,0482	1,0393	1,0317	1,0254	1,0200	1,0155	1,0117	1,0085	1,0058	1,0016	0,9986	0,9950
Extradin A11	1,0720	1,0615	1,0483	1,0393	1,0316	1,0252	1,0199	1,0154	1,0116	1,0084	1,0057	1,0016	0,9987	0,9952
Extradin P11	1,1113	1,0944	1,0733	1,0590	1,0472	1,0373	1,0291	1,0223	1,0167	1,0120	1,0081	1,0022	0,9982	0,9934
Sun Nuclear SNC350p	1,0851	1,0742	1,0600	1,0500	1,0412	1,0337	1,0271	1,0214	1,0164	1,0122	1,0084	1,0024	0,9979	0,9919

CUADRO 21. VALORES DE $k_{Q,Q_{int}}$ CALCULADOS^a PARA DISTINTOS MODELOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN HACES DE ELECTRONES, EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ R_{50} ($Q_{int} = 7.5 \text{ g/cm}^2$) (cont.)

Tipo de cámara de ionización ^b	Índice de calidad del haz, R_{50} (g/cm ²)													
	1,0c	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0
NE 2571					1,0235	1,0180	1,0139	1,0106	1,0080	1,0059	1,0040	1,0012	0,9990	0,9959
IBA FC65-G					1,0249	1,0195	1,0154	1,0120	1,0091	1,0068	1,0047	1,0014	0,9988	0,9949
Exradin A12					1,0260	1,0205	1,0162	1,0127	1,0097	1,0072	1,0051	1,0015	0,9987	0,9944
Exradin A19					1,0254	1,0202	1,0161	1,0127	1,0098	1,0073	1,0051	1,0015	0,9986	0,9942
PTW 30013					1,0240	1,0186	1,0145	1,0112	1,0085	1,0062	1,0043	1,0012	0,9989	0,9955
PTW 30012					1,0264	1,0207	1,0162	1,0126	1,0096	1,0071	1,0049	1,0014	0,9987	0,9947

CUADRO 21. VALORES DE $k_{Q,Q_{int}}$ CALCULADOS^a PARA DISTINTOS MODELOS DE CÁMARAS CALIBRADAS EN HACES DE ELECTRONES, EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ R_{50} ($Q_{int} = 7.5 \text{ g/cm}^2$) (cont.)

Tipo de cámara de ionización ^b	Índice de calidad del haz, R_{50} (g/cm ²)												
	1,0c	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0

Nota: Los datos proceden de un análisis de factores de corrección obtenidos mediante experimentación y cálculos por el método de Montecarlo y constituyen los mejores cálculos disponibles en la actualidad de los valores que han de utilizarse en los tipos de cámaras de ionización que se enumeran.

- ^a Los valores se proporcionan con cuatro decimales para que los datos puedan interpolarse con facilidad. Ello no conlleva el cálculo de incertidumbres equivalentes.
- ^b En este cuadro solo se incluyen las cámaras que se ha constatado que pueden utilizarse como cámaras de referencia [98, 141, 174]. Es posible que otros tipos de cámaras sean adecuados para dosimetría relativa.
- ^c Los datos que se presentan corresponden a una calidad de haz $R_{50} = 1 \text{ g/cm}^2$, sin embargo, la ausencia de verificación experimental en esa energía hace que la incertidumbre sea mayor que la que se indica en la sección 7.10. Se recomienda utilizar factores $k_{Q,Q_{int}}$ calculados mediante experimentación para $R_{50} < 1.4 \text{ g/cm}^2$.

7.6.2. Uso posterior de una cámara sometida a calibración interna

En adelante, la cámara de campo puede utilizarse para determinar la dosis absorbida en agua en todos los haces de calidad Q cuya modalidad (fotones, electrones o protones) sea idéntica a la de la calidad Q_{cross} , y para los que se cuente con el valor del factor $k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$, por medio de la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q} = M_Q^{\text{field}} N_{D,w,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} \quad (43)$$

en donde M_Q^{field} es la lectura de la cámara, corregida para tener en cuenta las magnitudes de influencia, colocada en agua en un haz de calidad Q . El factor de corrección por la calidad del haz $k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$ se calcula por medio de la ecuación de la calidad intermedia (6) que, en este caso, es la siguiente:

$$k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} = \frac{k_{Q,Q_{\text{int}}}^{\text{field}}}{k_{Q_{\text{cross}},Q_{\text{int}}}^{\text{field}}} \quad (44)$$

7.7. MEDICIONES EN CONDICIONES DISTINTAS A LAS DE REFERENCIA

7.7.1. Distribuciones de dosis y profundidad en el eje central

Para determinar una distribución de dosis y profundidad en el eje central debería seguirse el método proporcionado en la sección 7.3.2 para medir la R_{50} . En caso de que se utilice una cámara de ionización, la distribución de ionización y profundidad de medición debe convertirse en una distribución de dosis y profundidad.⁵² Para ello, en el caso de los haces de calidad R_{50} , debe multiplicarse la corriente de ionización o de carga en cada profundidad de medición z por la razón de poderes de frenado $s_{w,\text{air}}$ a esa profundidad. En el cuadro 22 se proporcionan los valores de $s_{w,\text{air}}$ en función del R_{50} y la profundidad relativa z/R_{50} . Los valores que se proporcionan en la primera edición de esta publicación se examinaron en el marco de las recomendaciones que figuran en la referencia [32] y se llegó a la conclusión de que eran coherentes con el valor actualizado de I para el agua. Es posible que la ecuación multiparamétrica que se

⁵² En los haces de electrones es indispensable hacer esa conversión porque la razón de poderes de frenado agua/aire $s_{w,\text{air}}$ se modifica con rapidez en función de la profundidad.

propone en la referencia [173] y que se incluye en el apéndice II sea más sencilla de utilizar en un programa informático.

Obsérvese que en el método se da por sentado que la variabilidad en el factor de corrección por perturbación dependiente de la profundidad es mínima. En distintas publicaciones [169-172] se ha comprobado que esto no es así, incluso en las cámaras de placas paralelas bien protegidas, y que los cambios considerables en los factores de corrección por perturbación tienen que tenerse en cuenta. Sin embargo, en el caso de las cámaras de referencia que se enumeran en los cuadros 20 y 21, los factores de corrección por perturbación dependiente de la profundidad modifican $<0,05 \text{ g/cm}^2$ el cálculo de R_{50} .

7.7.2. Factores de campo

Para cada haz de electrones, los factores de campo deberían medirse en z_{max} para los tamaños de campo y las SSD que se utilicen para tratar pacientes y sean distintos a los de referencia. Los factores de campo pueden calcularse por medio del cociente entre la dosis absorbida en z_{max} en un conjunto de condiciones distintas a las de referencia y la dosis absorbida en z_{ref} (o z_{max}) en las condiciones de referencia adecuadas. Los usuarios deberían tener presente la variabilidad de la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación, z_{max} , sobre todo en campos pequeños y energías altas.

En detectores como los de diodos o de diamante, pueden hacerse aproximaciones aceptables del factor de campo por medio del cociente entre la lectura del detector en condiciones distintas a las de referencia y la lectura en condiciones de referencia. Si se utiliza una cámara de ionización, debe consultarse el cuadro 22 para hacer correcciones para tener en cuenta la variabilidad de $s_{w,\text{air}}$ en función de la profundidad al calcular la razón de las corrientes de ionización o de carga corregidas. Además, han de tenerse en cuenta los mismos aspectos respecto de los efectos de perturbación que figuran en la sección 7.7.1.

7.8. USO DE MANIQUÍS DE PLÁSTICO

Los maniquís de plástico no pueden utilizarse en la dosimetría de referencia de haces de electrones, ni siquiera con haces de electrones de baja energía. Sin embargo, es aceptable emplearlos en procedimientos de garantía de la calidad o de dosimetría relativa, en los que pueden utilizarse maniquís sólidos para disponer experimentos con sencillez y sin perder exactitud. Antes que optar por plásticos genéricos, es preferible utilizar los maniquís equivalentes al agua que están disponibles en el mercado, puesto que es menos probable que se produzcan

CUADRO 22. RAZONES DE PODERES DE FRENADO AGUA/AIRE ($S_{w,air}$) DE SPENCER-ATTIX ($\Delta = 10$ keV) PARA HACES DE ELECTRONES EN FUNCIÓN DEL ÍNDICE DE CALIDAD DEL HAZ R_{50} Y LA PROFUNDIDAD RELATIVA EN AGUA, z/R_{50}

z/R_{50}	R_{50} (g/cm ²)													
	1,0	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0
0,02	1,076	1,060	1,042	1,030	1,020	1,012	1,004	0,997	0,991	0,986	0,980	0,971	0,963	0,950
0,05	1,078	1,061	1,044	1,032	1,022	1,014	1,006	1,000	0,994	0,988	0,983	0,974	0,965	0,952
0,1	1,080	1,064	1,047	1,036	1,026	1,018	1,010	1,004	0,998	0,992	0,987	0,978	0,970	0,957
0,15	1,083	1,067	1,050	1,039	1,030	1,022	1,014	1,008	1,002	0,997	0,992	0,983	0,975	0,961
0,2	1,085	1,070	1,053	1,043	1,034	1,026	1,019	1,012	1,006	1,001	0,996	0,987	0,979	0,966
0,25	1,088	1,073	1,057	1,046	1,037	1,030	1,023	1,017	1,011	1,006	1,001	0,992	0,984	0,971
0,3	1,091	1,076	1,060	1,050	1,041	1,034	1,027	1,021	1,016	1,010	1,006	0,997	0,989	0,976
0,35	1,093	1,079	1,064	1,054	1,045	1,038	1,032	1,026	1,020	1,015	1,011	1,002	0,995	0,982
0,4	1,096	1,082	1,067	1,058	1,049	1,042	1,036	1,030	1,025	1,020	1,016	1,007	1,000	0,987
0,45	1,099	1,085	1,071	1,062	1,054	1,047	1,041	1,035	1,030	1,025	1,021	1,013	1,006	0,993
0,5	1,102	1,089	1,075	1,066	1,058	1,051	1,046	1,040	1,035	1,031	1,027	1,019	1,012	0,999
0,55	1,105	1,092	1,078	1,070	1,062	1,056	1,051	1,045	1,041	1,036	1,032	1,025	1,018	1,005
0,6	1,108	1,095	1,082	1,074	1,067	1,061	1,056	1,051	1,046	1,042	1,038	1,031	1,024	1,012
0,65	1,111	1,099	1,086	1,078	1,072	1,066	1,061	1,056	1,052	1,048	1,044	1,037	1,030	1,018
0,7	1,114	1,102	1,090	1,082	1,076	1,071	1,066	1,062	1,058	1,054	1,050	1,043	1,037	1,025

CUADRO 22. RAZONES DE PODERES DE FRENADO AGUA/AIRE ($s_{\text{w,air}}$) DE SPENCER-ATTIX ($\Delta = 10 \text{ keV}$) PARA HACES DE ELECTRONES EN FUNCION DEL INDICE DE CALIDAD DEL HAZ R_{50} Y LA PROFUNDIDAD RELATIVA EN AGUA, z/R_{50} (cont.)

z/R_{50}	$R_{50} \text{ (g/cm}^2\text{)}$													
	1,0	1,4	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	7,0	8,0	10,0
0,75	1,117	1,105	1,094	1,087	1,081	1,076	1,072	1,067	1,064	1,060	1,057	1,050	1,044	1,033
0,8	1,120	1,109	1,098	1,091	1,086	1,081	1,077	1,073	1,070	1,066	1,063	1,057	1,051	1,040
0,85	1,123	1,112	1,102	1,096	1,091	1,087	1,083	1,080	1,076	1,073	1,070	1,064	1,059	1,048
0,9	1,126	1,116	1,107	1,101	1,096	1,092	1,089	1,086	1,083	1,080	1,077	1,072	1,067	1,056
0,95	1,129	1,120	1,111	1,106	1,102	1,098	1,095	1,092	1,090	1,087	1,085	1,080	1,075	1,065
1	1,132	1,124	1,115	1,111	1,107	1,104	1,101	1,099	1,097	1,095	1,092	1,088	1,083	1,074
1,05	1,136	1,127	1,120	1,116	1,113	1,110	1,108	1,106	1,104	1,102	1,100	1,096	1,092	1,083
1,1	1,139	1,131	1,125	1,121	1,118	1,116	1,115	1,113	1,112	1,110	1,109	1,105	1,102	1,093
1,15	1,142	1,135	1,129	1,126	1,124	1,123	1,122	1,120	1,119	1,118	1,117	1,114	1,111	1,104
1,2	1,146	1,139	1,134	1,132	1,130	1,129	1,129	1,128	1,128	1,127	1,126	1,124	1,121	1,115
$z_{\text{ref}} \text{ (g/cm}^2\text{)}$	0,5	0,7	1,1	1,4	1,7	2,0	2,3	2,6	2,9	3,2	3,5	4,1	4,7	5,9
$S_{\text{w,air}} (z_{\text{ref}})$	1,102	1,09	1,078	1,07	1,064	1,058	1,053	1,048	1,044	1,04	1,036	1,029	1,022	1,01

Nota: Los datos se calcularon a través del método que se detalla en la referencia [173], teniendo en cuenta las recomendaciones de la referencia [32].

errores debidos al uso incorrecto de datos o a defectos de fabricación. Sin embargo, ambos pueden utilizarse.

7.8.1. Puesta en escala de la profundidad

En los maniqués de plástico, para calcular la profundidad z_{pl} , expresada en g/cm^2 , se multiplica la profundidad en centímetros por la densidad del plástico ρ_{pl} en g/cm^3 . En cuanto a la densidad del plástico, ρ_{pl} , no debería utilizarse el valor nominal del tipo de plástico, sino que la magnitud debería medirse en el lote de plástico que se utilice. La relación entre las mediciones hechas en un maniqué de plástico en la profundidad z_{pl} (en g/cm^2) y la profundidad en agua se expresa según la ecuación siguiente:

$$z_w = z_{pl} c_{pl} \quad (g/cm^2) \quad (45)$$

en donde c_{pl} es un factor de puesta en escala. En el cuadro 23 pueden consultarse los valores de c_{pl} para determinados plásticos con los que se cuenta en la actualidad.⁵³ Se proporcionan únicamente con fines orientativos y, de manera ideal, los usuarios deberían caracterizar cada material concreto antes de utilizarlo. En la primera edición de este código de práctica internacional pueden consultarse datos de materiales antiguos que ya no se fabrican pero que es posible que aún se utilicen. Además, en el cuadro 23 se encuentran los valores nominales de la densidad ρ_{pl} para cada plástico, y en las referencias [105, 175, 176] se explica el método para calcular c_{pl} y h_{pl} .

La relación entre las mediciones de cámaras de ionización hechas en maniqués de plástico, $M_{Q_{pl}}$, y las que se obtendrían en maniqués de agua a la profundidad equivalente, M_Q , se expresa de la manera siguiente:

$$M_Q = M_{Q_{pl}} h_{pl} \quad (46)$$

Obsérvese que h_{pl} depende de la profundidad, y que su valor equivale a la unidad en la superficie del maniqué y aumenta a profundidades mayores. Los valores de h_{pl} que figuran en el cuadro 23 pueden utilizarse para la región que abarca desde la z_{max} hasta la z_{ref} .

⁵³ En la primera edición de este código de práctica internacional puede consultarse información acerca de materiales que ya no están disponibles en el mercado (por ejemplo, WT1).

CUADRO 23. VALORES DE FACTOR DE PUESTA EN ESCALA, c_{pl} , FACTOR DE PUESTA EN ESCALA DE LA FLUENCIA, h_{pl} , Y DENSIDAD NOMINAL, ρ_{pl} , PARA DETERMINADOS PLÁSTICOS

Maniquí de plástico	c_{pl} ^a	h_{pl}	ρ_{pl} (g/cm ³)
Solid Water HE (Sun Nuclear) ^b	0,964	1,000	1,03
Wte (Bart's Health NHS Trust) ^c	0,973	0,999	1,04
Plastic Water (CIRS)	0,982	0,998	1,01
Virtual Water (Med-Cal) ^d	0,954	1,003	1,06
PMMA ^e	0,947	1,009	1,19
Poliestireno transparente	0,930	1,026	1,06
Poliestireno blanco ^f	0,933	1,019	1,06

^a En el código de práctica del IPEM para haces de electrones [106] se utiliza el factor de puesta en escala del intervalo c_{pl} , que equivale al producto $c_{pl}\rho_{pl}$. En el caso de los materiales diseñados para ser equivalentes al agua, por lo general c_{pl} tiene un valor cercano al 1 % de la unidad (es decir, 1 mm de plástico, equivalente a 1 mm de agua).

^b Extraído de la hoja de datos del fabricante. Inicialmente, Gammex era quien fabricaba Solid Water.

^c Extraído de la referencia [176].

^d Extraído de la referencia [177].

^e En el caso del metacrilato polimético y el poliestireno, los datos son un promedio de los valores que se proporcionan en la primera edición de este código de práctica internacional y la referencia [106].

^f Poliestireno con un pequeño porcentaje de óxido de titanio añadido (p. ej. PTW RW3).

7.8.2. Uso de maniquís de plástico para caracterizar la calidad de los haces

No se recomienda utilizar maniquís de plástico para calcular los determinativos de la calidad de los haces, ya que con los maniquís de agua automatizados modernos pueden obtenerse de manera rápida y automatizada todos los datos de la distribución de ionización y profundidad o la curva de dosis y profundidad. Para calcular la distribución de dosis y profundidad, cada profundidad de medición en plástico debe ponerse en escala por medio de la ecuación (45) para determinar de manera adecuada la profundidad en agua. La lectura de la cámara de ionización no solo debería corregirse para tener en cuenta

la variabilidad en la razón de poderes de frenado agua/aire, sino que también debería multiplicarse por el factor de puesta en escala de la fluencia adecuado (que también está en función de la profundidad). Utilizar esos factores de puesta en escala resulta más ventajoso que el aumento en la exactitud que cabe esperar si se utiliza una disposición con maniquí sólido.

7.9. HACES DE ELECTRONES ATÍPICOS

Hay un conjunto de sistemas atípicos de administración de haces de electrones que en la actualidad se utilizan o se encuentran en las primeras etapas de desarrollo. En cuanto a los sistemas de haces de fotones de megavoltaje, esos haces de electrones se distinguen de los haces de electrones típicos que generan los aceleradores lineales de uso clínico en una o más de las siguientes características:

- Aumento de la dosis por pulso (que puede, o no, dar lugar a un aumento de la tasa de dosis media);
- Disminución del tamaño de campo máximo (lo que con frecuencia produce una curva de dosis y profundidad alterada⁵⁴);
- Aumento de la energía máxima (incluso se ha propuesto diseñar haces con energías >200 MeV).

Por lo que se refiere a la gama de energías que se abarcan en este código de práctica internacional, el ejemplo más frecuente de un haz atípico son los aceleradores lineales para radioterapia intraoperatoria. Esos sistemas transportables se han estudiado de manera exhaustiva en los últimos dos decenios, en especial por lo que respecta a los grandes valores de dosis por pulso que producen factores de corrección por recombinación de iones muy elevados que no pueden tratarse con los principios teóricos ordinarios que se presentaron en la sección 4. Debido a las características de esos haces de electrones, no pueden utilizarse el formalismo ni los métodos que se detallan en este documento, por lo que se recomienda a los usuarios de esos sistemas que consulten la literatura científica publicada [178-180].

⁵⁴ En ese tipo de haces, el aumento en la dispersión del colimador da como resultado que z_{\max} se encuentre mucho más cerca de la superficie y más alejada de z_{ref} que en los haces de electrones típicos equivalentes.

7.10. CÁLCULO DE LA INCERTIDUMBRE EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

Los usuarios tienen la responsabilidad de definir las contribuciones a la incertidumbre de sus cálculos de dosis absorbida en agua. En el cuadro 24 se presentan algunos ejemplos de cálculo de la incertidumbre para la determinación de la dosis absorbida en agua con un coeficiente de calibración de ^{60}Co , y en el cuadro 25 pueden consultarse ejemplos para la determinación de la dosis absorbida en agua con calibración en un haz de electrones de alta energía con $R_{50} \approx 8 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 \approx 20 \text{ MeV}$). En cada cuadro se proporcionan cálculos para cámaras de placas paralelas y cámaras cilíndricas (obsérvese que R_{50} no puede ser $< 3 \text{ g/cm}^2$ si se utiliza una cámara cilíndrica). Es posible que se calculen valores distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración, la minuciosidad y la experiencia del usuario que lleva a cabo la medición, y la calidad y el estado del equipo de medición (por ejemplo, la recalibración periódica de todos los aparatos de medición, la presencia de un sistema de gestión de la calidad para garantizar el funcionamiento correcto, etc.). Aunque no se proporcionan valores aproximados de incertidumbre para la determinación de dosis absorbida en profundidades distintas de z_{ref} , estos pueden ser grandes cuando se utilizan maniqués de plástico. La cuestión de la incertidumbre de los factores de corrección k_{Q,Q_0} se trata en el apéndice II.

La incertidumbre combinada en la determinación de la dosis absorbida en agua puede reducirse de manera considerable si para k_{Q,Q_0} se utilizan valores medidos en lugar de calculados. Por ejemplo, si los valores de k_Q (es decir, referentes al ^{60}Co) se miden para una cámara de placas paralelas con una incertidumbre típica de aproximadamente el 0,5 %, la incertidumbre global calculada en la determinación de la dosis absorbida en agua en z_{ref} en un haz de electrones disminuirá del 1,2 % al 0,7 %.

La incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua con una cámara de placas paralelas sometida a calibración interna en un haz de electrones de alta energía (en relación con una cámara cilíndrica con un coeficiente de calibración de dosis absorbida en agua determinado en un haz de ^{60}Co) es un caso aparte porque la simplificación de ecuaciones ha de tenerse en cuenta. Si se combinan las ecuaciones (43) (el uso de una cámara sometida a calibración interna), (41) (el coeficiente de calibración interna) y (91) del apéndice II (la ecuación básica de k_Q), se obtiene que la ecuación desarrollada de la dosis absorbida en agua es:

$$D_{w,Q} = M_Q^{PP} \frac{M_{Q_{cross}}^{cyl}}{M_{Q_{cross}}^{PP}} N_{D,w}^{cyl} k_{Q_{cross}}^{cyl} k_{Q,Q_{cross}}^{PP} \quad (47)$$

Obsérvese que, en el caso de los factores de k_Q calculados por el método de Montecarlo, las razones de poderes de frenado y los valores de W_{air} no se eliminan de manera explícita del mismo modo que en la primera edición de este código de práctica internacional.

Se calcula que la incertidumbre global en la determinación de la dosis absorbida en agua cuando se utiliza una cámara de ionización de placas paralelas sometida a calibración interna en relación con una cámara cilíndrica en un haz de alta energía se aproxima a la que se proporciona en el cuadro 24 para una cámara cilíndrica (es decir, la incertidumbre tiene un valor menor que si se utiliza una cámara de placas paralelas calibrada en un haz de ^{60}Co).

CUADRO 24. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE ELECTRONES, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	Cilíndrica $R_{50} \geq 3 \text{ g/cm}^2$	Placas paralelas $R_{50} \geq 2 \text{ g/cm}^2$
Etapa 1: laboratorio de calibración		
Calibración de un patrón secundario en función de $N_{D,w}$ en un PSDL	0,5	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1	0,1
Calibración de un dosímetro de usuario en función de $N_{D,w}$ en un SSDL	0,4	0,4
Incertidumbre combinada de la etapa 1 ^b	0,6	0,6
Etapa 2: haz de electrones del usuario		
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,2	0,4
Definición de las condiciones de referencia	0,3	0,3

CUADRO 24. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE ELECTRONES, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co (cont.)

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	Cilíndrica $R_{50} \geq 3 \text{ g/cm}^2$	Placas paralelas $R_{50} \geq 2 \text{ g/cm}^2$
Lectura del dosímetro M_Q relativa al monitor del haz	0,3	0,3
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,3	0,3
Factor de corrección por la calidad del haz k_Q (véase el apéndice II)	0,7	0,7 ^c
Aplicación de k_Q a la combinación de haces y cámaras ^d	0,2	0,2
Incertidumbre combinada de la etapa 2	0,9	1,0
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (etapas 1 y 2)	1,1	1,2

^a Para conocer más acerca de la expresión de la incertidumbre, véase la referencia [61] o el apéndice IV. Los valores que se proporcionan en el cuadro deberían tomarse como valores representativos; pueden ser distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración para los coeficientes de calibración y de la incertidumbre experimental en las instalaciones del usuario.

^b Las cámaras de los usuarios que se hayan calibrado de manera directa en un PSDL tendrán una incertidumbre un poco menor que en la etapa 1. Sin embargo, ello no tiene repercusión considerable sobre la incertidumbre combinada de la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz de referencia del usuario.

^c Este valor aumenta hasta el 0,8 % si $R_{50} < 2 \text{ g/cm}^2$.

^d Se añade un término complementario para hacer una distinción entre la incertidumbre que deriva solo del cálculo de k_Q y la que resulta de aplicar ese factor de corrección al haz y la cámara del usuario.

Nota: PSDL: laboratorio primario de calibración dosimétrica; SSDL: laboratorio secundario de calibración dosimétrica.

CUADRO 25. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE ELECTRONES, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN UN HAZ DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	Cilíndrica $R_{50} \geq 3 \text{ g/cm}^2$	Placas paralelas $R_{50} \geq 2 \text{ g/cm}^2$
Paso 1: PSDL		
Calibración de un dosímetro de usuario en función de $N_{D,w}$ en un PSDL	0,5	0,5
Incertidumbre combinada de la etapa 1	0,5	0,5
Etapa 2: haz de electrones del usuario		
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,2	0,4
Definición de las condiciones de referencia	0,3	0,3
Lectura del dosímetro M_Q relativa al monitor del haz	0,3	0,3
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,3	0,3
Factor de corrección por la calidad del haz, k_{Q,Q_0} (valores calculados) ^b	0,2	0,2 ^c
Aplicación de k_Q a la combinación de haces y cámaras ^d	0,1	0,1
Incertidumbre combinada de la etapa 2	0,6	0,7
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (etapas 1 y 2)	0,8	0,9

CUADRO 25. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE ELECTRONES, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN UN HAZ DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA (cont.)

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	Cilíndrica $R_{50} \geq 3 \text{ g/cm}^2$	Placas paralelas $R_{50} \geq 2 \text{ g/cm}^2$

- ^a Para conocer más acerca de la expresión de la incertidumbre, véase la referencia [61] o el apéndice IV. Los valores que se proporcionan en el cuadro deberían tomarse como valores representativos; pueden ser distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración para los coeficientes de calibración y de la incertidumbre experimental en las instalaciones del usuario.
- ^b La incertidumbre de los factores de corrección k_{Q,Q_0} calculados se reduce de manera considerable porque no se hace conversión desde ^{60}Co — solo de un haz de electrones a otro.
- ^c Este valor aumenta hasta el 0,4 % si $R_{50} < 2 \text{ g/cm}^2$.
- ^d Se añade un término complementario para hacer una distinción entre la incertidumbre que deriva solo del cálculo de k_{Q,Q_0} y la que resulta de aplicar ese factor de corrección al haz y la cámara del usuario.

Nota: PSDL: laboratorio primario de calibración dosimétrica

7.11. PLANILLA DE CÁLCULO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de electrones

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de radioterapia y condiciones de referencia para calcular $D_{w,Q}$

Acelerador: _____ Energía nominal: _____ MeV

Tasa de dosis nominal: _____ MU/min R_{50} medido: _____ g/cm²

Maniquí de referencia: agua plástico Obtenido mediante: ionización
 curvas de dosis

Tamaño del campo de referencia: _____ cm × cm SSD de referencia: _____ 100 cm

Calidad del haz, Q (R_{50} en agua): _____ g/cm²

Profundidad de referencia, $z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1 =$ _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara _____ Núm. serie: Tipo: pp cil
de ionización:

Paredes/ventanas de la cámara Material: _____ Espesor: _____ g/cm²

Funda/camisa impermeable Material: _____ Espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí Material: _____ Espesor: _____ g/cm²

Coefficiente de calibración expresado en función de

la dosis absorbida en agua^a $N_{D,w,Q_0} =$ _____ Gy/nC Gy/rdg

Calidad de calibración Q_0 : ⁶⁰Co Haz de electrones Profundidad de calibración: _____ g/cm²

Si Q_0 es un haz de electrones, $R_{50} =$ _____ g/cm²

Condiciones de referencia para la calibración $P_0 =$ _____ kPa $T_0 =$ _____ °C Humedad relativa: _____ %

Potencial de polarización $V_1 =$ _____ V

Polaridad en el laboratorio de calibración: positiva negativa
 corrección por el efecto de polaridad

Polaridad en el entorno del usuario: positiva negativa

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ Núm. serie: _____

Calibración por separado de la cámara: sí no Configuración del alcance: _____

De ser el caso Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

3. Maniquí

Maniquí de agua Material de la ventana: _____ Espesor: _____ g/cm²

4. Lectura del dosímetro^c y corrección por las magnitudes de influencia

Lectura del dosímetro sin corregir en V_1 y a la polaridad en _____ nC rdg
el entorno del usuario:

Unidades de monitor del acelerador correspondientes: _____ MU

Razón entre la lectura del dosímetro y las unidades de monitor: $M_1 =$ _____ nC/MU rdg/MU

a) Presión $P =$ _____ kPa Temperatura $T =$ _____ °C Humedad relativa (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} = \text{_____}$$

b) Factor de calibración del electrómetro^d $k_{elec} =$ _____ nC/rdg adimensional

c) Corrección por la polaridad^e Lectura en $+V_1$: $M_+ =$ _____ Lectura en $-V_1$: $M_- =$ _____

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} =$$

d) Corrección por recombinación (método de las dos tensiones)

Tensiones de polarización: V_1 (normal) = _____ V V_2 (reducida) = _____ V

Lecturas^f en V_1, V_2 : $M_1 =$ _____ $M_2 =$ _____

Razón de tensiones $V_1/V_2 =$ _____

Razón entre las lecturas $M_1/M_2 =$ _____

Consulte el cuadro 10 según el tipo de haz: pulsado pulsado y barrido

$a_0 =$ _____ $a_1 =$ _____ $a_2 =$ _____

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 =$$

g, h

Lectura del dosímetro corregida a la tensión V_1 :

$$M_Q = M_1 h_{pp} k_{rr} k_{elec} k_{pol} k_s =$$
 nC/MU rdg/MU

5. Dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia, z_{ref}

Factor de corrección por la calidad del haz para la calidad del usuario Q :

Si Q_0 es ^{60}Co , a partir del cuadro 20 se obtiene: $k_{Q,Q_0} =$ _____

Si Q_0 es un haz de electrones, a partir del cuadro 21 se obtiene: $k_{Q,Q_0} =$ _____

$$k_{Q,Q_0} = \frac{k_{Q,Q_{int}}}{k_{Q_0,Q_{int}}}$$

Si k_{Q,Q_0} se extrae de una serie de calibraciones de haces de electrones: $k_{Q,Q_0} =$ _____

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} =$$
 _____ Gy/MU

6. Dosis absorbida en agua a la profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación, z_{max}

Profundidad en la que se absorbe la dosis máxima de radiación: $z_{max} =$ _____ g/cm²

PDD a z_{ref} para un tamaño de campo de _____ cm × cm: $PDD(z_{ref} = \text{_____ g/cm}^2) =$ _____ %

Calibración de la dosis absorbida del monitor a z_{max} :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) =$$
 _____ Gy/MU

^a Obsérvese que si Q_0 es ^{60}Co , N_{D,w,Q_0} se expresa como $N_{D,w}$.

^b Si se utiliza un maniquí de agua, al factor de puesta en escala de la fluencia se le asigna un valor de $h_{pp} = 1$.

^c En todas las lecturas debería comprobarse la corriente de fuga y deberían hacerse las correcciones que procedan.

^d Si el electrómetro no se calibró por separado, asigne a $k_{elec} = 1$.

^e M en el denominador de k_{pol} expresa la lectura a la polaridad del usuario. De preferencia, todas las lecturas de la ecuación deberían ser los promedios de los cocientes entre M (o M_+ o M_-) y la lectura de un monitor externo, M_{em} . Se da por sentado que el laboratorio de calibración hizo una corrección por el efecto de polaridad. De no ser el caso, k_{pol} se calcula por medio del procedimiento siguiente:

La lectura a $+V_1$ para la calidad Q_0 : $M_+ =$ _____ Lectura a $-V_1$ para la calidad Q_0 : $M_- =$ _____

$$k_{pol} = \frac{[(M_+ + |M_-|) / |M_+|]_{Q_0}}{[(M_+ + |M_-|) / |M_+|]_{Q_0}} =$$

^f En sentido estricto, las lecturas deberían corregirse por el efecto de polaridad (el promedio de ambas polaridades). De preferencia, todas las lecturas de la ecuación deberían ser los promedios de los cocientes entre M_1 o M_2 y la lectura de un monitor externo, M_{em} .

^g Compruebe que $k_s - 1 \approx (M_1/M_2 - 1)(V_1/V_2 - 1)$.

^h Se da por sentado que el laboratorio de calibración hizo una corrección por recombinación. De no ser el caso, en lugar de k_s debería utilizarse

el factor $k_s' = k_s / k_{s,Q_0}$. Cuando Q_0 es ^{60}Co , k_{s,Q_0} (en el laboratorio de calibración) por lo general tendrá un valor próximo a la unidad y, en la mayoría de los casos, el efecto de no utilizar esta ecuación podrá obviarse.

Nota: cil: cilíndrica; pp: placas paralelas; MU: unidades de monitor; PDD: porcentaje de dosis en profundidad.

8. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS X DE KILOVOLTAJE DE BAJA ENERGÍA

8.1. CONSIDERACIONES GENERALES

En esta sección se proporciona un código de práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y se formulan recomendaciones de dosimetría relativa para los haces de rayos X con tensiones de aceleración de entre 10 kV y 100 kV (capa hemirreductora: 0,03-5 mm Al). Se basa en coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua o del kerma en aire calculados en un laboratorio de calibración.

En esta sección se denomina espectro de rayos X de baja energía a esa gama de calidades de haz. La separación en espectros de energía baja y media (el segundo se presenta en la sección 9) tiene por objeto ser un reflejo de los dos distintos tipos de radioterapia en los que se utilizan los rayos X de kilovoltaje: “superficial” y “de ortovoltaje”. La división entre los dos espectros que se caracterizan en esta sección y en la siguiente no es tajante y los espectros se solapan en el intervalo de 80 kV a 100 kV. En ese intervalo, las técnicas que se detallan en las dos secciones dan resultados igualmente satisfactorios, por lo que debería utilizarse la que se adapte mejor al entorno clínico.

No hay patrones primarios concretos de dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua, como se requiere para el espectro de rayos X de baja energía. Por ello, la calibración dosimétrica generalmente se basa en mediciones de kerma en aire en el seno de aire, que se utilizan para calcular la dosis absorbida en agua por medio de una multiplicación por factores que convierten el kerma en aire en el seno de aire en la dosis absorbida en la superficie de un maniquí de agua (véase el apéndice I).

En este código de práctica internacional se proporcionan dos métodos distintos para cuantificar la dosis absorbida en el haz del usuario. El método de cálculo en aire (véase la sección 8.4.1) se basa en una cámara calibrada en función del kerma en aire en el seno del aire. El método de cálculo en maniquí (véase la sección 8.4.2) se basa en una cámara de placas paralelas dispuesta en la superficie de un maniquí de metacrilato polimetílico calibrado en función de la dosis absorbida en agua en las condiciones de referencia.

Para calibrar cámaras en función del kerma en aire y la dosis absorbida en agua para rayos X de kilovoltaje de baja energía deben utilizarse distintos factores de corrección por la calidad del haz que se definen y expresan según la modalidad de calibración de la cámara. El factor de corrección por la calidad del haz para el kerma en aire se define como el cociente entre los coeficientes

de calibración expresados en función del kerma en aire en el seno del aire a las calidades Q y Q_0 , de la manera siguiente:

$$k_{Q,Q_0}^{FIA} = \frac{N_{K,air,Q}^{FIA}}{N_{K,air,Q_0}^{FIA}} \quad (48)$$

El factor de corrección por la calidad del haz expresado en función de la dosis absorbida en agua se define como el cociente entre los coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua determinados por medio de cálculos o mediciones en la superficie de un maniquí de metacrilato polimetílico a las calidades Q y Q_0 , de la manera siguiente:

$$k_{Q,Q_0}^{PMMA} = \frac{N_{D,w,Q}^{PMMA}}{N_{D,w,Q_0}^{PMMA}} \quad (49)$$

8.2. EQUIPO DE DOSIMETRÍA

8.2.1. Cámaras de ionización

Deberían atenderse las recomendaciones que se proporcionan en la sección 4.2.1 respecto de las cámaras de ionización. La cámara debería ser de un tipo diseñado para que se utilice con rayos X de baja energía, por ejemplo, las que figuran en el cuadro 7. Esos modelos de cámaras de placas paralelas pueden utilizarse tanto para el método de cálculo en maniquí como en aire. La densidad superficial de las ventanas de entrada de las cámaras de placas paralelas que se enumeran en el cuadro 7 posibilita la acumulación completa del espectro de electrones secundarios para las calidades de haz que se generan con valores de tensión del tubo de hasta 40 kV. Para asegurarse de que se produce acumulación completa en las calidades que se generan con valores de tensión del tubo mayores a 40 kV, es necesario incorporar material de acumulación complementario en la ventana de entrada. A esos efectos, se recomienda utilizar láminas de metacrilato polimetílico, polietileno o mylar (las que estén disponibles) que tengan un espesor de 0,2 mm. Esto hace que en los haces haya una atenuación complementaria de <2 % y que el espectro de fluencia de los fotones se mantenga prácticamente inalterado.

Se considera que el punto de referencia de las cámaras de placas paralelas se encuentra sobre el centro de la superficie exterior de la ventana de la cámara (o, si se utiliza una, sobre la superficie exterior de la lámina de acumulación). En el laboratorio de calibración, la cámara, el maniquí y las láminas de acumulación

deberían calibrarse con la misma SSD y el mismo tamaño de campo que se hayan utilizado para la dosimetría de referencia en el entorno clínico. Si se opta por utilizar el método de cálculo en maniquí, el punto de referencia se ubica de tal manera que esté alineado con la superficie frontal del maniquí. Debido a que hay gran variabilidad en la respuesta a la energía de una cámara a otra, en este tipo concreto de cámara no se recomienda utilizar un conjunto de valores de k_{Q,Q_0} genéricos.

Por otro lado, si se opta por el método de cálculo en aire para tensiones de 70 kV o más, puede utilizarse una cámara cilíndrica que cumpla con las especificaciones del cuadro 4, siempre y cuando cuente con paredes de carbono y un electrodo central de aluminio, o ambos electrodos estén hechos de plástico conductor que sea casi equivalente al aire. Las cámaras que tienen paredes de nailon revestido con grafito o de metacrilato polimetílico pueden ser susceptibles de sufrir cambios súbitos de la respuesta con haces de energías bajas [181] y deben utilizarse solo tras adoptar las precauciones adecuadas. El eje longitudinal de la cámara debería ser paralelo al eje ánodo-cátodo del tubo de rayos X, o formar un ángulo recto con él, dependiendo de qué sentido produce el menor gradiente de dosis a lo largo de la cámara. En el caso de las cámaras cilíndricas, se considera que el punto de referencia se encuentra en el eje de la cámara, al centro del volumen de la cavidad.

8.2.2. Los maniquís

Deberían atenderse las recomendaciones que se proporcionan en la sección 4.2.3 respecto de los maniquís. El maniquí debe permitir que la cámara de placas paralelas se disponga con la cara exterior de la ventana de la cámara alineada con la superficie del maniquí. En circunstancias normales esto no puede hacerse con un maniquí de agua, por lo que en su lugar se utilizan maniquís de plástico. Obsérvese que, cuando pretenden utilizarse de esa manera, los tipos de cámara de placas paralelas que figuran en el cuadro 7 deben colocarse en un maniquí de metacrilato polimetílico diseñado especialmente a tales efectos que se proporciona de manera opcional junto con la cámara. Aunque lo ideal es utilizar material equivalente al agua diseñado para utilizarse con rayos X de kilovoltaje,

es aceptable utilizar metacrilato polimetílico (p. ej. Perspex o Lucite).⁵⁵ Debido a que el binomio maniquí-cámara se calibra en función de la dosis absorbida en agua en la superficie, no es necesario hacer conversiones de dosis o de profundidad, independientemente del tipo de plástico que se utilice. Sin embargo, es indispensable hacer correcciones si las SSD y los tamaños de campo del haz de uso clínico difieren de manera considerable de los que se utilizaron para calibrar en el laboratorio de calibración (véase la sección 8.4.2). El maniquí debe prolongarse en el sentido del haz al menos 5 g/cm^2 más allá de la cámara de ionización y, en cuanto a los lados, lo suficientemente más allá del tamaño de campo de referencia para garantizar que todo el haz primario salga por la cara posterior del maniquí.

8.3. CARACTERIZACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS HACES

8.3.1. Elección del índice de calidad del haz

Desde hace tiempo se sabe que es conveniente utilizar más de un indicador de calidad del haz cuando se caracteriza un espectro de rayos X de kilovoltaje para dosimetría [182-184]. Las magnitudes que por lo general se utilizan son las tensiones de aceleración de kilovoltaje y la capa hemirreductora. Siempre que sea posible, es preferible calibrar el dosímetro con las mismas tensiones de kilovoltaje y valores de capa hemirreductora que se utilizan en los haces de uso clínico del usuario.

8.3.2. Medición de la calidad del haz

El aluminio es el material que de manera habitual se utiliza para determinar la capa hemirreductora en haces de rayos X de baja energía. La capa hemirreductora se define como el espesor que debe tener un material absorbente

⁵⁵ En caso de que únicamente se hagan mediciones en superficie es aceptable utilizar maniquís de metacrilato polimetílico. Ello se debe a que solo es indispensable que el maniquí reproduzca la retrodispersión, no la atenuación ni la dispersión en profundidad. La cámara se calibra en el maniquí en condiciones de referencia de tamaño de campo y SSD, por lo que, en tanto que sean parecidas a las condiciones de referencia del entorno clínico, habrá muy pocas diferencias entre el metacrilato polimetílico y el agua. En cuanto a la medición de los factores de campo y otros tamaños de campo y SSD, solo el cociente entre la retrodispersión en las distintas disposiciones debe ser parecido al del agua. Aunque el metacrilato polimetílico no es un material equivalente al agua, por lo general la retrodispersión es un orden de magnitud menor que la dosis absorbida en la superficie, y la diferencia en la dispersión entre el agua y el metacrilato polimetílico es otro orden de magnitud menor. Por ello, en general la discrepancia total no rebasa el 1 %.

(por lo general cobre o aluminio) para atenuar un haz estrecho de rayos X en un punto de referencia alejado de la capa absorbente hasta que la tasa de kerma en aire de la radiación incidente llegue a la mitad de su valor.

Debido a la absorción en aire de los rayos X de baja energía y al consiguiente endurecimiento del haz al pasar por el aire, el valor de la capa hemirreductora aumenta conforme aumenta la distancia a la que se ubica la diana de los rayos X. Por consiguiente, la capa hemirreductora para los haces de rayos X de baja energía debería, en la medida de lo posible, cuantificarse con la cámara ubicada a la misma SCD que la que se utilizó para determinar la capa hemirreductora en el laboratorio de calibración dosimétrica. La disposición de experimento óptima consiste en colocar, aproximadamente a la mitad de la distancia entre el blanco de rayos X y la cámara, una abertura de colimación que reduzca el tamaño del campo apenas lo suficiente para cubrir la cámara de ionización, con un pequeño margen alrededor de la cámara que por lo general es de 5 a 10 mm. El tamaño total del haz definido por el diafragma de plomo no debería ser mayor de los 4 cm [185-187]. En sentido estricto, la capa hemirreductora se determina en condiciones de haz estrecho, y en las referencias [11, 182] se detalla el método para obtener la superficie de campo nulo por medio de la cuantificación de la capa hemirreductora con dos o tres tamaños de diafragma y la extrapolación de la gráfica de capa hemirreductora y tamaño de diafragma al valor nulo de la superficie (véase también la referencia [108]). Entre el foco de rayos X y la cámara de ionización por lo general suele haber una distancia de 100 cm. La abertura de colimación debería colocarse inmediatamente posterior a las láminas que se utilizan en las mediciones [185]. Para medir la capa hemirreductora no debe haber dispersión, por lo que la cámara de ionización no debe ubicarse a menos de 1 m de las paredes, el piso o el techo. Una buena práctica es colocar un pedazo de película radiocrómica detrás del detector para asegurarse de que la cámara de ionización se centró de manera correcta en el campo de radiación. Además, para reducir al mínimo la influencia del efecto talón sobre las lecturas de la cámara de ionización, también es crucial asegurarse de que el eje de la cámara se encuentre perpendicular tanto al sentido filamento-diana del tubo de rayos X como al eje central del haz.

Los filtros que se colocan para medir la capa hemirreductora se disponen en combinaciones de espesores que abarcan los intervalos de espesor en los que se prevé que se encuentre la capa hemirreductora. Seguidamente, el espesor de los filtros que reduce a la mitad la tasa de kerma en aire se calcula por interpolación, de preferencia por medio de una función exponencial o, en caso de que el espesor añadido sea parecido al valor de la capa hemirreductora, mediante una línea recta. El aluminio o el cobre que se utilicen deberían tener una pureza de al menos el 99,9 %. Para consultar más orientaciones respecto de la determinación de la capa hemirreductora, véanse las referencias [185, 187-189].

Debe utilizarse una cámara de ionización adecuada. En especial, la dependencia energética de la respuesta del kerma en aire debe conocerse para la gama de calidades de radiación que se utilice para medir la capa hemirreductora. Obsérvese que puede que sea necesario hacer correcciones por la dependencia energética en los casos en que la cámara se utilice en un haz de rayos X con y sin los filtros de aluminio complementarios que se utilizan para medir la capa hemirreductora.

Debería utilizarse una cámara monitora para evitar que se produzcan resultados incorrectos debido a la variabilidad del rendimiento del tubo de rayos X. Debe prestarse atención a que el aumento de la dispersión no afecte la respuesta de la cámara monitora conforme se añadan más filtros al haz. En caso de que no se cuente con una cámara monitora, los efectos de la variabilidad del rendimiento pueden reducirse al mínimo si la secuencia de las mediciones se aleatoriza y la tasa de kerma en aire se cuantifica sin filtros adicionales tanto al principio como al final de las mediciones.

8.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

8.4.1. Método de cálculo en aire

La dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua para una calidad de radiación Q , $D_{w,Q}^{\text{surface}}$, se calcula a partir de una medición de kerma en aire en el seno del aire, $K_{\text{air},Q}^{\text{FIA}}$, por medio de la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} = K_{\text{air},Q}^{\text{FIA}} \left[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho \right]_{w,\text{air}}^{\text{FIA}} B_{w,Q}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} \quad (50)$$

donde $\left[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho \right]_{w,\text{air}}^{\text{FIA}}$ es la razón entre los coeficientes de absorción de energía másicos agua/aire promediados en el espectro de fotones en el seno del aire y B_w es el factor de retrodispersión, que se define como el cociente entre el kerma de colisión en agua en un punto del eje del haz medido en la superficie de un maniquí de agua con dispersión completa y el kerma de colisión en agua en el mismo punto del haz primario (incidente) medido sin maniquí. Depende de la calidad del haz Q , el tamaño del campo f y la SSD. Los valores de $\left[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho \right]_{w,\text{air}}^{\text{FIA}}$ y $B_{w,Q}(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$ se extraen de los datos que se facilitan en la referencia [54]; se recomienda utilizar las interfaces gráficas de usuario de la aplicación web⁵⁶. Obsérvese que, para ese fin, Q debe definirse por medio del kilovoltaje del haz y la capa hemirreductora, por lo que el usuario debe conocer esos valores o

⁵⁶ Véase la nota 18 de la página 51.

cuantificarlos. En los haces de uso clínico, el kerma en aire en el seno del aire, $K_{\text{air},Q}^{\text{FIA}}$, se calcula como sigue:

$$K_{\text{air},Q}^{\text{FIA}} = M_Q^{\text{FIA}} N_{K,\text{air},Q_0}^{\text{FIA}} k_{Q,Q_0}^{\text{FIA}} \quad (51)$$

en donde M_Q^{FIA} es la lectura de la cámara en el seno del aire corregida por la temperatura, la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la sección 4.4.3; $N_{K,\text{air},Q_0}^{\text{FIA}}$ es el coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire para la calidad del haz de referencia; y k_{Q,Q_0}^{FIA} es el factor de corrección por la calidad del haz expresado en función del kerma en aire. La cámara debería ubicarse según las condiciones de referencia que figuran en el cuadro 26. Se da por sentado que el punto efectivo de medición coincide con el punto de referencia de la cámara.

El certificado de calibración de la cámara de referencia debe incluir el coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire $N_{K,\text{air},Q_0}^{\text{FIA}}$ cuantificado a una calidad de radiación de referencia Q_0 adecuada y los valores de k_{Q,Q_0}^{FIA} en función de la capa hemirreductora calculada a partir de un conjunto selecto de calidades de radiación normalizadas caracterizadas según las tensiones de aceleración del tubo U (en kilovoltios) y la capa hemirreductora (en milímetros de aluminio). Estos últimos valores deberían abarcar toda la gama de la capa hemirreductora para los haces de uso clínico de interés. Por ello, el factor de corrección por la calidad del haz de uso clínico expresado en función del kerma en aire, k_{Q,Q_0}^{FIA} , puede calcularse por interpolación respecto de los valores de la capa hemirreductora.

En los casos en los que las cámaras de placas paralelas de los modelos PTW 23342 y PTW 23344 que se muestran en el cuadro 7 se utilizan para hacer mediciones de kerma en aire en el seno del aire, se constata que los coeficientes de calibración dependen de manera considerable del tamaño del campo a las calidades de radiación que se producen con valores de tensión del tubo de ≥ 30 kV. Esto puede observarse en la figura 11, en la que se muestran los coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire medidos en el seno del aire en distintos tamaños de campo normalizados a un tamaño de campo de 3 cm graficados en relación con los valores de la capa hemirreductora para un conjunto de calidades de haz normalizadas Q . El patrón se explica por la amplia cubierta de metacrilato polimetílico que tienen ese tipo de cámaras alrededor de un volumen sensible pequeño. Los fotones que se dispersan desde la cubierta hacia el volumen sensible contribuyen a la lectura de la cámara. Por consiguiente, el valor de la lectura aumenta si el tamaño del campo aumenta. En cuanto al tamaño del campo, si tiene 10 cm o más de diámetro, la sección transversal del haz abarcará casi toda la cubierta y solo se apreciarán cambios

moderados en la lectura si el tamaño de campo aumenta más (véase la fig. 11). Por ello, se recomienda utilizar un campo de referencia de 10 cm de diámetro (o una superficie de 10 cm × 10 cm) cuando las cámaras se calibran y utilizan para hacer mediciones de kerma en aire en haces de uso clínico. En caso de que no se cuente con ese tamaño de campo para el haz de uso clínico, los coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire pueden corregirse por otros tamaños de campo mediante los datos que se proporcionan en la figura 11.

A ≥ 70 kV, los tipos de cámara cilíndrica que se muestran en el cuadro 4 pueden utilizarse en el método de cálculo en aire. El tamaño del campo mínimo que se utiliza para esos tipos de cámara debe ser de 5 cm de diámetro (o 5 cm × 5 cm). Los tamaños de campo grandes influyen muy poco sobre los coeficientes de calibración, por lo que por lo general ese efecto puede despreciarse.

CUADRO 26. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE RAYOS X DE ENERGÍA BAJA POR MEDIO DEL MÉTODO DE CÁLCULO EN AIRE

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Tipo de cámara	Cámara de placas paralelas para rayos X de energía baja (hasta 100 kV) Cámara cilíndrica para rayos X con energías de más de 70 kV
Punto de medición	En el seno del aire en la punta del aplicador
Punto de referencia de la cámara	En el caso de las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie exterior de la ventana de la cámara (o de la lámina de acumulación, en caso de que se utilice) En el caso de las cámaras cilíndricas, se considera que el punto de referencia se encuentra en el eje de la cámara, al centro del volumen de la cavidad.
Distancia fuente-superficie	Determinada por la punta del aplicador de referencia
Tamaño del campo, <i>f</i>	Cámara de placas paralelas: 10 cm de diámetro (o 10 cm × 10 cm) ^a Cámara cilíndrica: 5 cm de diámetro (o 5 cm × 5 cm)

^a En caso de que no se cuente con ese tamaño de campo para el haz de uso clínico, los coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire pueden corregirse por otros tamaños de campo mediante los datos que se proporcionan en la figura 11.

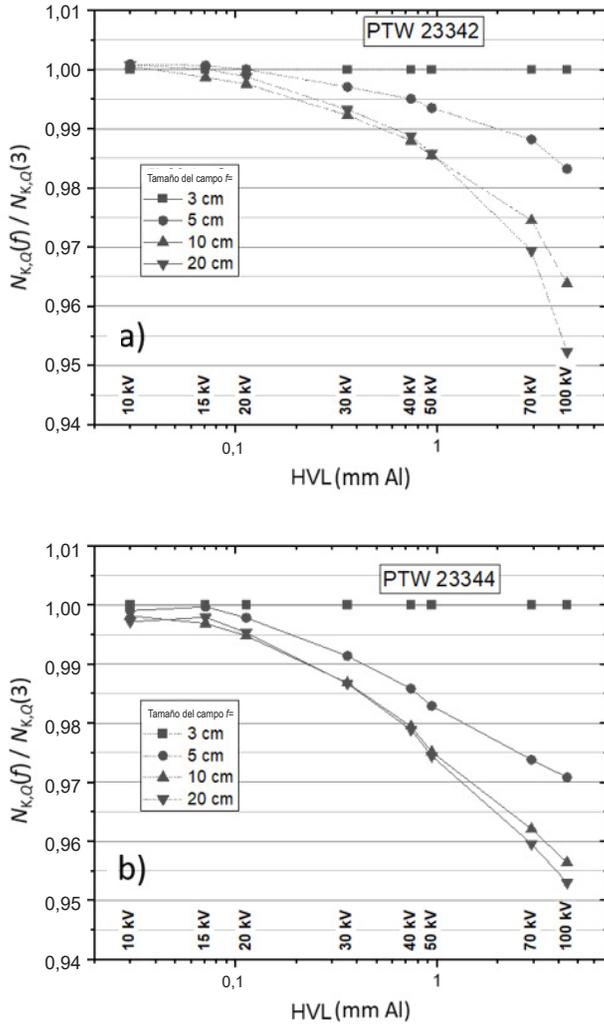


Fig. 11. Coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire medidos en el seno del aire en el Instituto Federal de Física y Tecnología a una distancia fuente-superficie de 30 cm y tamaños de campo $f = 3, 5, 10$ y 20 cm (diámetro del haz circular), normalizado a $f = 3$ cm, para cámaras de ionización de la serie PTB TW [190]: (a) PTW 23342 y (b) PTW 23344.

8.4.2. Método de cálculo en maniquí

La dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua, $D_{w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$, para la calidad de radiación de un haz de uso clínico Q en condiciones de uso clínico $(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$ se calcula a partir de la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} = M_Q^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} N_{D,w,Q_0}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}} \times k_{Q,Q_0}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}} k_{g,Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} \quad (52)$$

en donde:

- $M_Q^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$ es la lectura de una cámara de placas paralelas dispuesta en la superficie de un maniquí de metacrilato polimético a la calidad del haz de uso clínico Q en las condiciones de uso clínico $(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$, corregida por la temperatura, la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la sección 4.4.3;
- $N_{D,w,Q_0}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}}$ es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para la calidad de referencia Q_0 en el laboratorio de calibración en las condiciones del haz de referencia $(f, \text{SSD})_{\text{lab}}$ (véase el cuadro 27);
- $k_{Q,Q_0}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}}$ es el factor de corrección por la calidad del haz expresado en función de la dosis absorbida en agua en el laboratorio de calibración en las condiciones del haz de referencia $(f, \text{SSD})_{\text{lab}}$;
- $k_{g,Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$ es el factor de corrección por la disposición espacial, que sirve para tener en cuenta los efectos que produce la diferencia entre las condiciones del haz en el entorno clínico y en el laboratorio de calibración.

El coeficiente de calibración $N_{D,w,Q_0}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}}$ se extrae del certificado de calibración expedido por el laboratorio de calibración. El factor de corrección por la calidad del haz expresado en función de la dosis absorbida en agua $k_{Q,Q_0}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}}$ para la calidad del haz de uso clínico se determina (por lo general mediante interpolación) a partir de los valores que facilita el laboratorio de calibración en función de la capa hemirreductora para un conjunto de calidades de haz de referencia Q medidas en las condiciones del haz del laboratorio de calibración (en la fig. 12 se presentan ejemplos para varias cámaras PTW 23342).

El laboratorio de calibración puede facilitar los factores de corrección por la disposición espacial. En los cuadros 28 y 29 pueden consultarse ejemplos de los valores que se utilizan en el PTB para los dos modelos de cámaras de uso más frecuente (PTW 23342 y PTW 23344). Obsérvese que esos factores se

CUADRO 27. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE RAYOS X DE ENERGÍA BAJA POR MEDIO DEL MÉTODO DE CÁLCULO EN MANIQUÍ

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Metacrilato polimetílico o plástico equivalente al agua
Tipo de cámara	Cámara de placas paralelas para rayos X de energía baja (hasta 100 kV)
Profundidad de medición	Superficie del maniquí
Punto de referencia de la cámara	En el centro de la superficie exterior de la ventana de la cámara (o de la lámina de acumulación, en caso de que se utilice)
Distancia fuente-superficie	Determinada por la punta del aplicador de referencia
Tamaño del campo	El mismo tamaño de campo que el que se haya utilizado para calibrar en el laboratorio de calibración

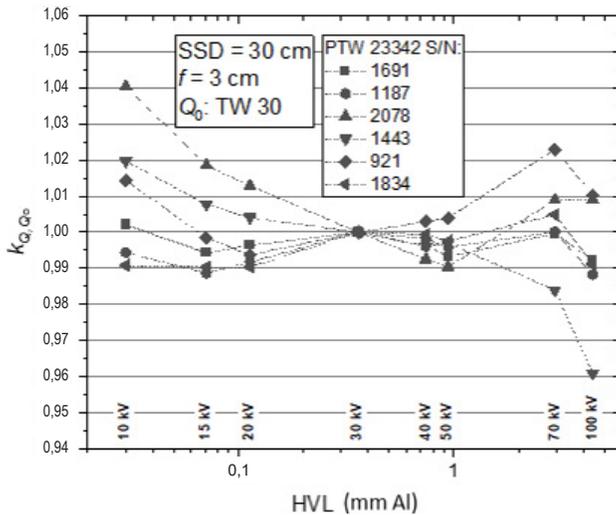


Fig. 12. Factores de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0}^{PMMA} ($Q_0 = 30 \text{ kV}$, $0,36 \text{ mm Al}$) expresados en función de la dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua cuantificados en el Instituto Federal de Física y Tecnología para varias cámaras modelo PTW 23342 (los números de serie (S/N) se indican en el rótulo). Las cámaras se calibraron en la superficie de un maniquí de metacrilato polimetílico en condiciones de referencia, como se muestra en el cuadro 27. SSD: Distancia fuente-superficie.

determinaron para una SSD = 30 cm. El factor de corrección por la disposición espacial depende, principalmente, del tamaño de campo f y, solo de manera discreta, de la SSD. Por consiguiente, en la gama de SSD que por lo general se utiliza en las aplicaciones clínicas es aceptable utilizar los valores que se proporcionan en los cuadros. Obsérvese que los valores que se presentan en los cuadros están normalizados a la calidad de referencia $Q_0 = 30$ kV, una primera capa hemirreductora de 0,36 mm de Al y un tamaño de campo de 3 cm (de diámetro). En caso de que se opte por otras condiciones o calidades de referencia, los valores correspondientes deben calcularse de manera acorde.

CUADRO 28. FACTORES DE CORRECCIÓN POR LA DISPOSICIÓN ESPACIAL PARA EL MODELO DE CÁMARA PTW 23342 A DISTINTOS TAMAÑOS DE CAMPO PARA LA SERIE PTB TW [190], NORMALIZADOS A LAS CONDICIONES DE REFERENCIA $Q_0 = 30$ kV, 0,36 mm Al Y $f = 3$ cm

f (cm)	Factor de corrección por la disposición espacial						
	10 kV	20 kV	30 kV	40 kV	50 kV	70 kV	100 kV
2	1,00	1,00	1,01	1,01	1,01	1,02	1,02
3	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
5	1,00	1,00	1,00	0,98	0,98	0,97	0,98
6	1,00	1,00	1,00	0,99	0,99	0,97	0,96
8	1,00	1,00	1,00	0,98	0,98	0,95	0,94
10	1,00	1,00	1,00	0,97	0,97	0,93	0,93
15	1,00	1,00	1,00	0,98	0,95	0,93	0,92
20	1,00	1,00	1,00	0,98	0,96	0,92	0,91

CUADRO 29. FACTORES DE CORRECCIÓN POR LA DISPOSICIÓN ESPACIAL PARA EL MODELO DE CÁMARA PTW 23342 A DISTINTOS TAMAÑOS DE CAMPO PARA LA SERIE PTB TW [190], NORMALIZADOS A LAS CONDICIONES DE REFERENCIA $Q_0 = 30 \text{ kV}$, $0,36 \text{ mm Al Y } f = 3 \text{ cm}$

$f(\text{cm})$	Factor de corrección por la disposición espacial						
	10 kV	20 kV	30 kV	40 kV	50 kV	70 kV	100 kV
2	1,00	1,00	1,01	1,02	1,02	1,03	1,04
3	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
5	1,00	1,00	0,99	0,98	0,98	0,96	0,96
6	1,00	1,00	0,99	0,98	0,97	0,95	0,95
8	1,00	1,00	0,99	0,98	0,96	0,94	0,93
10	1,00	1,00	0,99	0,97	0,95	0,93	0,92
15	1,00	1,00	0,99	0,97	0,95	0,92	0,90
20	1,00	1,00	0,99	0,96	0,95	0,90	0,90

8.5. MEDICIONES EN CONDICIONES DISTINTAS A LAS DE REFERENCIA

8.5.1. Distribuciones de dosis y profundidad en el eje central

La distribución de dosis y profundidad nominal para la calidad de haz de interés puede extraerse de la literatura científica [146]. Sin embargo, si se desea, la distribución de dosis y profundidad puede cuantificarse con la misma cámara que se utilizó para aplicar el método de dosimetría de referencia de cálculo en maniquí y un maniquí equivalente al agua [191].

Sobre la cámara y en el maniquí se colocan delgadas láminas del material del maniquí equivalente al agua diseñado para utilizarse con rayos X de kilovoltaje y, para mantener una SSD constante, el maniquí se desplaza de manera posterior una distancia equivalente al espesor de las láminas que se añadieron. En las características que proporciona el fabricante debería indicarse que en la gama de

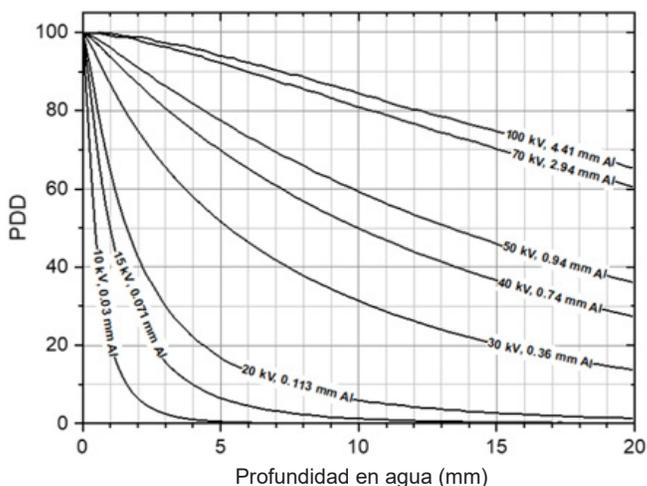


Fig. 13. Porcentaje de dosis y profundidad (PDD) en agua calculado para la serie PTB TW a una SSD = 30 cm y f = 3 cm mediante el código DOSRZnrc/EGSnrc.

energía de interés el material es equivalente al agua con un pequeño porcentaje de diferencia. Ello debería comprobarse por medio de una comparación con datos publicados. Aunque se utiliza como material de maniquí para la dosimetría de referencia, el metacrilato polimético no es adecuado para hacer mediciones de distribución de dosis y profundidad. En sentido estricto, el método permite obtener una distribución de ionización y profundidad en lugar de una de dosis y profundidad. Sin embargo, si con un valor del 5 % la variabilidad porcentual de la respuesta de la cámara es constante respecto de la calidad de haz, es posible que el error que se produce al dar por sentado que la distribución de dosis y profundidad es idéntica a la de ionización y profundidad no sea mayor que unos cuantos puntos porcentuales en ninguna profundidad de interés clínico. En la figura 13 pueden consultarse ejemplos de curvas relativas de dosis y profundidad en agua para un conjunto de calidades de haz normalizadas Q^{57} .

8.5.2. Factores de campo

En el caso de las aplicaciones clínicas, en todas las combinaciones de SSD y tamaños de campo que se utilizan en radioterapia es necesario contar con los factores de campo Ω . Por lo que respecta a los rayos X de baja energía, Ω es el cociente entre la dosis absorbida en la superficie de un maniquí de agua para

⁵⁷ Si desea obtener el código DOSRZnrc/EGSnrc, sírvase consultar <https://doi.org/10.4224/40001303>

cada combinación de tamaño de campo y SSD que se utiliza en condiciones de uso clínico, $D_{w,Q}(f,SSD)_{clin}$, y la que se utiliza en condiciones de referencia, $D_{w,Q}(f,SSD)_{ref}$. El cociente puede calcularse a partir de la ecuación (50) como se muestra a continuación:

$$\Omega = \frac{D_{w,Q}(f,SSD)_{clin}}{D_{w,Q}(f,SSD)_{ref}} \approx \frac{K_{air,Q}^{FIA}(f,SSD)_{clin} B_{w,Q}(f,SSD)_{clin}}{K_{air,Q}^{FIA}(f,SSD)_{ref} B_{w,Q}(f,SSD)_{ref}} \quad (53)$$

El kerma en aire en el seno del aire en condiciones de uso clínico y de referencia se determina por medio de la ecuación (51). Los factores de retrodispersión correspondientes se calculan por medio de los datos que figuran en la referencia [54]. Para calcular las magnitudes dosimétricas, se recomienda que se utilicen las interfaces gráficas de usuario de la aplicación web (véase la nota al pie 18 en la pág. 51). Otra posibilidad es que Ω se determine por medio de mediciones en maniquí en condiciones de uso clínico y de referencia según la ecuación (53).

8.6. CÁLCULO DE LA INCERTIDUMBRE EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

Los usuarios tienen la responsabilidad de definir las contribuciones a la incertidumbre de sus cálculos de dosis absorbida en agua. En el cuadro 30 se presentan ejemplos de incertidumbres relativas para el cálculo de la dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua en el haz del usuario, según el método de cálculo en aire (véase la sección 8.4.1) y en maniquí (véase la sección 8.4.2). Es posible que se calculen valores distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración, la minuciosidad y la experiencia del usuario que lleva a cabo la medición, y la calidad y el estado del equipo de medición (por ejemplo, la recalibración periódica de todos los aparatos de medición, la presencia de un sistema de gestión de la calidad para garantizar el funcionamiento adecuado, etc.).

Se considera que en los PSDL la incertidumbre relativa del coeficiente de calibración de un patrón secundario expresado en función del kerma en aire es del 0,5 %. La calibración del dosímetro del usuario en el SSDL añade un 0,5 % adicional, lo que produce una incertidumbre combinada del 0,7 % para la calibración de la cámara del usuario. En el haz del usuario, el coeficiente de calibración debe interpolarse, lo que se presupone que incorpora una incertidumbre del 0,5 %. Si se utilizan los datos y los métodos que figuran en la referencia [54], se calcula que las incertidumbres de la determinación de la

CUADRO 30. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA PARA UN HAZ DE RAYOS X DE BAJA ENERGÍA

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	En función de $N_{D,w}$	En función de N_K
Etapa 1: laboratorio de calibración	SSDL	SSDL
Calibración de patrón secundario (ND o NK) en el PSDL	1,4	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1	0,1
Calibración del dosímetro del usuario en el laboratorio de calibración	0,5	0,5
Incertidumbre combinada de la etapa 1	1,5	0,7
Etapa 2: haz de rayos X del usuario		
Interpolación del coeficiente de calibración al haz del usuario	0,5	0,5
Razón entre el promedio de los coeficientes de absorción de energía másicos agua/aire		0,5
Factor de retrodispersión		1,0
Factor de corrección por la disposición espacial	1,0	
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,3	0,3
Lectura del dosímetro M_Q relativa al temporizador o al monitor del haz	0,1	0,1
Definición de las condiciones de referencia ^b	1,0	1,0
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,8	0,8
Incertidumbre combinada de la etapa 2	1,7	1,8
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (etapas 1 y 2)	2,3 (2,2) ^c	1,9 (1,9) ^c

CUADRO 30. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA PARA UN HAZ DE RAYOS X DE BAJA ENERGÍA (cont.)

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	En función de $N_{D,w}$	En función de N_K

- ^a Para conocer más acerca de la expresión de la incertidumbre, véase la referencia [61] o el apéndice IV. Los valores que se proporcionan en el cuadro deberían tomarse como valores representativos; pueden ser distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración para los coeficientes de calibración y de la incertidumbre experimental en las instalaciones del usuario.
- ^b Las incertidumbres debidas a la dificultad de reproducir de manera correcta la ubicación cuando la distancia de la fuente es corta, y las derivadas de las posibles discrepancias entre el punto de referencia y el punto efectivo de medición de la cámara.
- ^c Incertidumbre típica combinada cuando el dosímetro del usuario se calibra de manera directa en el PSDL.

razón entre el promedio de los coeficientes de absorción de energía máxicos agua/aire y el factor de retrodispersión son del 0,5 % y el 1 %, respectivamente. Esos valores también dependen de las incertidumbres de las características de los haces (kilovoltaje, capa hemirreductora, etc.) y las condiciones de irradiación (SSD, f) del usuario.

En cuanto a la incertidumbre relativa del coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua de una cámara de placas paralelas dispuesta en un maniquí de metacrilato polimetílico, se calcula que es del 1,4 % (según las cuantificaciones del PTB) en el PSDL y del 1,5 % en el SSDL. Se calcula que la incertidumbre de la interpolación del coeficiente de calibración a la calidad del haz del usuario es del 0,5 %. Se calcula que la incertidumbre relativa del factor de corrección por la disposición espacial es del 1 %.

Por lo general, a lo largo de una serie de lecturas un buen dosímetro tiene una estabilidad de más del 0,1 %, sin embargo, es posible que en la temperatura de la cámara haya incertidumbre de hasta ± 1 °C debido al calentamiento del tubo de rayos X. El rendimiento de rayos X de algunos aparatos depende de la tensión de la red, la temperatura del tubo y la manera en la que el personal opera la corriente y la tensión del tubo. Esa variabilidad se reduce al mínimo si se cuenta con una cámara monitora para controlar las exposiciones, no obstante, casi nunca se logra en el caso de aparatos especiales de rayos X de energía baja en los que en el rendimiento de una serie de tiempos de exposición idénticos

puede haber una variabilidad de hasta el 5 %. El usuario debería calcular esa incertidumbre por separado a partir de la desviación típica de un conjunto de por lo menos cinco exposiciones de un tratamiento de duración ordinaria. Ese caso no se abarca en el presente análisis.

Debido a que por lo general la SSD tiene un valor muy pequeño en los aparatos de rayos X de baja energía, es posible que resulte difícil reproducir de manera correcta la ubicación para tener una incertidumbre menor de 1 % en la determinación de la dosis absorbida en agua, por lo que esa incertidumbre se asigna a la definición de las condiciones de referencia.

8.7. PLANILLA DE CÁLCULO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de rayos X de energía baja

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de radioterapia y condiciones de referencia para calcular $D_{w,Q}$

Aparato de rayos X: _____ Potencial nominal del tubo: _____ kV
 Corriente nominal del tubo: _____ mA Calidad del haz, $Q_0(\text{HVL}) =$ _____ mm Al
 Maniquí de referencia: _____ Profundidad de referencia: superficie del maniquí
 Material de la lámina añadida: _____ Espesor: _____ mm
 Tamaño del campo de referencia f : _____ cm \times cm SSD de referencia: _____ cm

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ Núm. serie: _____

Material de las paredes de la cámara: Espesor: _____ g/cm²

Coefficiente de calibración expresado en función del kerma en aire $N_{K,air,Q_0}^{FIA} =$ _____ Gy/nC Gy/rdg
 Coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida

$N_{D,w,Q_0}^{PMMA}(f, SSD)_{lab} =$ _____ Gy/nC Gy/rdg

Calidad del haz de referencia, $Q_0(\text{HVL}) =$ _____ mm Al

Condiciones de referencia para la calibración $P_0 =$ _____ kPa $T_0 =$ _____ °C Humedad relativa: _____ %

Potencial de polarización $V =$ _____ V

Polaridad en el laboratorio de calibración: positiva negativa corrección por el efecto de polaridad

Polaridad en el entorno del usuario: positiva negativa

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ Núm. serie: _____

Calibración por separado de la cámara: sí no Configuración del alcance: _____

De ser el caso Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

3. Lectura del dosímetro^a y corrección por las magnitudes de influencia

Lectura del dosímetro sin corregir en V y a la polaridad en el entorno del usuario: _____ nC rdg

Duración correspondiente: _____ min

Razón entre la lectura del dosímetro y la duración^b: $M =$ _____ nC/min rdg/min

a) Presión $P =$ _____ kPa Temperatura $T =$ _____ °C Humedad relativa (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} = \text{_____}$$

b) Coeficiente de calibración del electrómetro^c: $k_{elec} =$ _____ nC/rdg adimensional

Lectura del dosímetro corregida a la tensión V :

$$M_Q = M k_{TP} k_{elec} = \text{_____} \quad \text{input type="checkbox"/> nC/min \quad \text{input type="checkbox"/> rdg/min}$$

4. Tasa de dosis absorbida en agua en la superficie del maniquí

Factor de corrección por la calidad del haz para la calidad del usuario Q

(en el seno del aire): $k_{Q,Q_0}^{FIA} =$ _____

(en el maniquí): $k_{Q,Q_0}^{PMMA}(f, SSD)_{lab} =$ _____

a la $Q_0(HVL) =$ _____ mm Al

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

O factor de corrección por la calidad del haz interpolado:

$(k_{Q,Q_0})_1 =$ _____ con una $HVL_1 =$ _____ mm Al Fecha: _____

$(k_{Q,Q_0})_2 =$ _____ con una $HVL_2 =$ _____ mm Al Fecha: _____

$$k_{Q,Q_0} = (k_{Q,Q_0})_1 + \left[(k_{Q,Q_0})_2 - (k_{Q,Q_0})_1 \right] \left[\frac{\ln(HVL) - \ln(HVL_1)}{\ln(HVL_2) - \ln(HVL_1)} \right] =$$

Calibración en función de la tasa de dosis absorbida en la superficie del maniquí:

$[\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{FIA} =$ _____ $B_{w,Q}(f, SSD) =$ _____

$k_{g,Q}^{PMMA}(f, SSD)_{clin} =$ _____

Método de cálculo en aire (sección 8.4.1):

$$D_{w,Q}^{surface}(f, SSD)_{clin} = M_Q^{FIA} N_{K,air,Q_0}^{FIA} k_{Q,Q_0}^{FIA} \left[\mu_{en}(Q)/\rho \right]_{w,air}^{FIA} B_{w,Q}(f, SSD)_{clin} =$$
 _____ Gy/min

Método de cálculo en maniquí (sección 8.4.2):

$$D_{w,Q}^{surface}(f, SSD)_{clin} = M_Q^{PMMA}(f, SSD)_{clin} N_{D,w,Q_0}^{PMMA}(f, SSD)_{lab} k_{Q,Q_0}^{PMMA}(f, SSD)_{lab} k_{g,Q}^{PMMA}(f, SSD)_{clin} =$$
 _____ Gy/min

^a En todas las lecturas debería comprobarse la corriente de fuga y deberían hacerse las correcciones que procedan.

^b Debería tenerse en cuenta el error del temporizador. El factor de corrección a la tensión V puede calcularse por medio del siguiente proceso:
 M_A es la lectura integrada en la duración t_A $M_A =$ _____ $t_A =$ _____ min
 M_B es la lectura integrada para n exposiciones breves, cada una de duración t_B/n ($2 \leq n \leq 5$) $M_B =$ _____ $t_B =$ _____ min $n =$ _____
 Error del temporizador: $\tau = (M_B t_A - M_A t_B)/(n M_A - M_B) =$ _____ min (el signo de τ debe tenerse en cuenta)
 $M = M_A/(t_A + \tau) =$ _____ nC/min rdg/min

^c Si el electrómetro no se calibró por separado, asigne a $k_{elec} = 1$.

Nota: HVL: capa hemirreductora; SSD: distancia fuente-superficie; PDD: porcentaje de dosis en profundidad.

9. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE RAYOS X DE KILOVOLTAJE DE ENERGÍA MEDIA

9.1. CONSIDERACIONES GENERALES

En esta sección se proporciona un código de práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y se formulan recomendaciones de dosimetría relativa para los haces de rayos X con una capa hemirreductora con valor mayor de 2 mm de aluminio y tensiones de aceleración de entre 80 kV y 300 kV. Se basa en la determinación de coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua o del kerma en aire calculados en un laboratorio de calibración.

En esta sección a esa gama de calidades de haz se le denomina espectro de rayos X de energía media. La separación en espectros de energía baja y media (el primero se presenta en la sección 8) tiene por objeto ser un reflejo de los dos distintos tipos de radioterapia en los que se utilizan los rayos X de kilovoltaje, a saber, “superficial” y “de ortovoltaje”. La división entre los dos espectros no es tajante y estos se solapan en el intervalo de 80 kV a 100 kV. En ese intervalo, las técnicas que se detallan en cualquiera de las dos secciones dan resultados igualmente satisfactorios, por lo que debería utilizarse la que se adapte mejor al entorno clínico.

Aunque en 2017 en la BIPM se llevó a cabo una comparación fundamental para la medición de dosis absorbida en agua en haces de rayos X de energía media [64], los patrones nacionales de dosis absorbida en agua en ese espectro de energía aún no son de uso generalizado. Sin embargo, los coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua pueden calcularse a partir de coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire (para consultar más detalles, véase el apéndice I). Por ello, en este código de práctica internacional se presentan ambas vías para calcular la dosis absorbida en el haz de un usuario: por medio de una cámara calibrada en función del kerma en aire en el seno del aire, y en función de la dosis absorbida en agua.

En el presente código de práctica internacional se parte de que la dosis absorbida se mide a una profundidad de referencia de 2 g/cm² en agua. La dosis absorbida en agua a otras profundidades puede calcularse por medio de los datos del PDD.

Para calibrar cámaras en función del kerma en aire y la dosis absorbida en agua para rayos X de kilovoltaje de energía media deben utilizarse distintos factores de corrección por la calidad del haz que se definen y expresan según la modalidad de calibración de la cámara. El factor de corrección por la calidad del haz expresado en función del kerma en aire se define como el cociente entre los

coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire en el seno del aire a las calidades Q y Q_0 (calidad de referencia), de la siguiente manera:

$$k_{Q,Q_0}^{FIA} = \frac{N_{K,air,Q}^{FIA}}{N_{K,air,Q_0}^{FIA}} \quad (54)$$

El factor de corrección por la calidad del haz expresado en función de la dosis absorbida en agua se define como el cociente entre los coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua determinados por medio de cálculos o mediciones a una profundidad de 2 g/cm² en un maniquí de agua, como sigue:

$$k_{Q,Q_0}^{z=2} = \frac{N_{D,w,Q}^{z=2}}{N_{D,w,Q_0}^{z=2}} \quad (55)$$

9.2. EQUIPO DE DOSIMETRÍA

9.2.1. Cámaras de ionización

Deberían atenderse las recomendaciones formuladas en la sección 4.2.1 respecto de las cámaras de ionización. Para la dosimetría de referencia de haces de rayos X de energía media solo se recomienda utilizar cámaras de ionización cilíndricas con un cavidad que tenga un volumen de entre 0,1 y 1,0 cm³. Las cámaras que por lo general se utilizan son las de tipo Farmer que tienen paredes de grafito o de metacrilato polimetílico y grafito, y un electrodo central de aluminio (véase el cuadro 4).

A efectos de calibración en un laboratorio de calibración y de medición en el haz del usuario en condiciones de referencia, se considera que el punto de referencia de una cámara cilíndrica se encuentra en el eje de la cámara al centro del volumen de la cavidad. Ese punto se ubica a una profundidad de referencia de 2 g/cm² en el maniquí de agua.

En este código de práctica internacional se proporciona orientación sobre la base de un coeficiente de calibración de la cámara de ionización de referencia expresado en función de la dosis absorbida en agua o del kerma en aire en el seno del aire. En la figura 14 se muestran algunos ejemplos de los factores de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0}^{FIA} y $k_{Q,Q_0}^{z=2}$ que se midieron en el PTB en relación con su patrón primario correspondiente [192]. Obsérvese que, en el caso de la cámara modelo PTW 30013, aunque los valores del factor de corrección por la calidad del haz expresados en función del kerma en aire son casi independientes

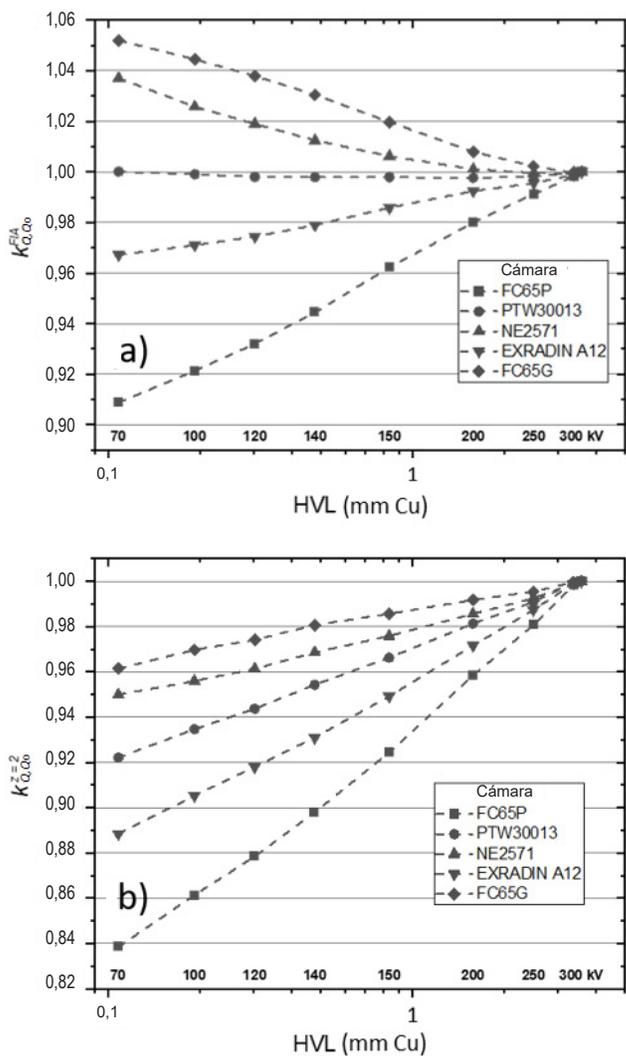


Fig. 14. Factores de corrección por la calidad del haz (a) k_{Q,Q_0}^{FIA} expresados en función del kerma en aire en el seno del aire y (b) $k_{Q,Q_0}^{z=2}$ en función de la dosis absorbida en agua a una profundidad de 2 cm, determinados en el Instituto Federal de Física y Tecnología para la serie TH (calidades de haz de rayos X de kilovoltaje de energía media), con $Q_0 = TH\ 300$ [192]. Obsérvese que, en el caso del modelo PTW 30013, aunque la respuesta de la cámara expresada en función del kerma en aire es casi independiente de la calidad del haz de rayos X, presenta variabilidad de hasta un 8 % en función de la dosis absorbida en agua (véase la sección 9.4).

de la calidad del haz de rayos X Q , presentan variabilidad considerable (hasta un 8 %) si se expresan en función de la dosis absorbida en agua. Los fundamentos físicos de esa distinción son independientes del tipo de cámara (si desea conocer la explicación, véase la sección 9.4). A pesar de que el factor de corrección por la calidad del haz de algunos tipos de cámaras depende de manera considerable de las calidades de radiación, todas las cámaras que se muestran pueden utilizarse para dosimetría de referencia.

Podría ocurrir que en determinado tipo de cámara haya variabilidad considerable en la respuesta a la energía de una cámara a otra y, por lo que se refiere a los rayos X de baja energía, cada dosímetro personal debería calibrarse a una gama de calidades de haz que permita interpolar a las calidades de los haces de uso clínico. En general, no se recomienda utilizar un conjunto de valores de k_{Q,Q_0} genéricos (véase la sección 3.2) para un tipo de cámara concreto, porque no siempre puede descartarse que haya variabilidad considerable de una cámara a otra. Las cámaras deberían calibrarse en las condiciones de referencia que figuran en el cuadro 31.

9.2.2. Los maniquís y las fundas de cámaras

Deberían atenderse las recomendaciones respecto de los maniquís y las fundas de cámaras que se proporcionan en las secciones 4.2.3 y 4.2.4. En los haces de rayos X de energía media, se recomienda utilizar agua como medio de referencia para medir la dosis absorbida. Respecto del maniquí, este debería rebasar por lo menos 5 cm los cuatro lados del tamaño de campo de mayores dimensiones que se utilice en la profundidad de medición. Debería haber un margen que permita sobrepasar en al menos 10 g/cm² la máxima profundidad de medición, tanto en las calibraciones como en las mediciones de profundidad y dosis.

En los entornos clínicos se recomienda que para todas las mediciones dosimétricas se utilicen haces verticales. El objetivo es reducir al mínimo los problemas derivados de que, si se dispara en sentido horizontal, el haz de rayos X tenga que atravesar la espesa pared de plástico del maniquí de agua.

En el caso de las cámaras que no son impermeables, debería utilizarse una funda impermeable de metacrilato polimetílico que, de preferencia, tenga un espesor de no más de 1,0 mm. Debería haber suficiente espacio de aire (de 0,1 a 0,3 mm) entre la pared de la cámara y la funda impermeable para que la presión de aire de la cámara se equilibre. La misma funda impermeable que se utilizó para calibrar la cámara de ionización del usuario en función de la dosis absorbida en agua en el laboratorio de calibración también debería emplearse para la dosimetría de referencia en el haz de uso clínico. En caso de que no sea posible, debería recurrirse a otra funda del mismo material y de espesor parecido. La

funda impermeable no debería utilizarse para calibrar la cámara en función del kerma en aire en el seno del aire.

Por lo que respecta a la dosimetría relativa, algunos maniqués sólidos tienen buena equivalencia radiológica con el agua para haces de rayos X de kilovoltaje y pueden utilizarse para medir magnitudes como la distribución de dosis y profundidad o los factores de campo [193-195]. Se ha constatado que, para esos fines, RMI457 Solid Water, Virtual Water y Plastic Water pueden considerarse equivalentes al agua desde el punto de vista radiológico incluso para haces de rayos X de baja energía. Los demás maniqués sólidos deberían utilizarse con precaución debido a que es posible que sus propiedades concretas de atenuación o dispersión sean muy distintas de las del agua. Los maniqués sólidos que se utilizan en el entorno clínico deben comprobarse por medio de una comparación dosimétrica con el agua [196].

9.3. CARACTERIZACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS HACES

9.3.1. Elección del índice de calidad del haz

Desde hace tiempo se sabe que es conveniente utilizar más de un indicador de calidad del haz cuando se caracteriza un espectro de rayos X de kilovoltaje para dosimetría [182-184]. Las magnitudes que por lo general se utilizan son la tensión de aceleración de kilovoltaje y la capa hemirreductora, sin embargo, ninguna determina por sí sola la calidad del haz. Por ejemplo, los haces de rayos X de kilovoltaje con una capa hemirreductora concreta pueden producirse por medio de una ligera filtración de radiación de alta tensión o por medio de intensa filtración de radiación de baja tensión. Además, no es factible establecer una correspondencia exacta entre el kilovoltaje y la capa hemirreductora de todos los haces de uso clínico y los de los haces de los laboratorios de calibración (véase la fig. 15). En este código de práctica internacional los datos se presentan por medio de ambas variables, la capa hemirreductora y el kilovoltaje, tanto en el caso de los haces de rayos X de baja energía como los de energía media (véase la nota 18 en la página 51).

Hasta la fecha, no se cuenta con suficientes datos experimentales para determinar si $N_{D,w}$ y N_K presentan variabilidad independientemente de la capa hemirreductora y las tensiones de aceleración de una cámara de rayos X de energía media. Por ello, siempre que sea posible, es preferible calibrar el dosímetro con kilovoltajes y valores de capa hemirreductora parecidos a los que se utilizan en los haces de uso clínico de referencia del usuario.

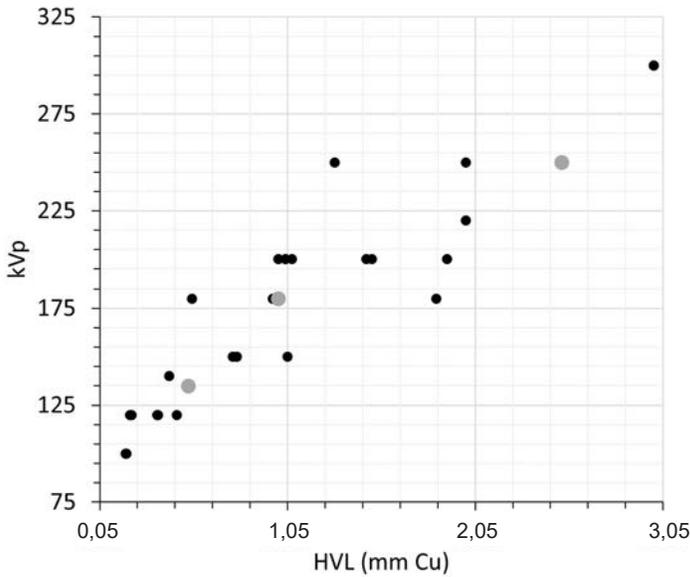


Fig. 15. Relación entre los picos de tensión (kVp) y la capa hemirreductora (HVL) (mm Cu) en haces de rayos X de kilovoltaje de energía media. Los datos proceden del OIEA (círculos grises) y de varios centros de todo el mundo (círculos negros) (a partir de una encuesta del OIEA).

9.3.2. Determinación de la calidad del haz

En el caso de los haces de rayos X de energía media, se utilizan filtros de aluminio y cobre para determinar la capa hemirreductora. La capa hemirreductora se define como el espesor que debe tener un material absorbente (por lo general cobre o aluminio) para atenuar un haz estrecho hasta que la tasa de kerma en aire de la radiación incidente llegue a la mitad de su valor.

La disposición óptima consiste en colocar una abertura de colimación aproximadamente a la mitad de la distancia entre el blanco de rayos X y la cámara. La abertura de colimación debería reducir el tamaño del campo apenas lo suficiente para cubrir la cámara de ionización, con un pequeño margen alrededor de la cámara, por ejemplo, de 5 a 10 mm, y el tamaño total del haz definido por el diafragma de plomo no debería ser mayor de 4 cm [185-187]. Debido a que, en sentido estricto, la capa hemirreductora se determina en condiciones de haz estrecho, el método que se detalla en las referencias [11, 182] se utiliza para obtener la superficie de campo nulo por medio de la cuantificación de la capa hemirreductora con dos o tres tamaños de diafragma y la extrapolación de la gráfica de capa hemirreductora y tamaño de diafragma al valor nulo de

la superficie (véase también la referencia [108]). De ser posible, la capa hemirreductora debería medirse a la misma distancia que se utilizó en el PSDL y el SSDL para medir capas hemirreductoras. Entre el foco de rayos X y la cámara de ionización por lo general suele haber una distancia de 100 cm. La abertura de colimación debería colocarse inmediatamente después de las láminas que se utilizan en las mediciones [185]. Para medir la capa hemirreductora no debe haber dispersión, por lo que la cámara de ionización no debe ubicarse a menos de 1 m de las paredes, el piso o el techo. Una buena práctica es colocar un pedazo de película radiocrómica detrás del detector para asegurarse de que la cámara de ionización se centró de manera correcta en el campo de radiación. Además, para reducir al mínimo la influencia del efecto talón sobre las lecturas de la cámara de ionización, también es crucial asegurarse de que el eje de la cámara se encuentre perpendicular tanto al sentido filamento-diana del tubo de rayos X como al eje central del haz.

Los filtros que se colocan para medir la capa hemirreductora se disponen en combinaciones de espesores que abarcan los intervalos de espesor en los que se prevé que se encuentre la capa hemirreductora. Seguidamente, el espesor de los filtros que reduce la tasa de kerma en aire a la mitad de la tasa de kerma en aire del haz incidente se calcula por interpolación, de preferencia por medio de una función exponencial o, en caso de que el espesor añadido sea parecido al valor de la capa hemirreductora, mediante una línea recta. La pureza del aluminio o del cobre utilizados para las medidas de la capa hemirreductora debería ser al menos del 99,9 %. Para consultar más orientaciones respecto de la determinación de la capa hemirreductora, véanse las referencias [185, 187-189].

Las mediciones se llevan a cabo en aire con cámaras de ionización adecuadas para ese fin. En sentido estricto, lo que se mide es la corriente de ionización, o la integral de la carga respecto del tiempo de irradiación, no la tasa de kerma en aire. Esa diferencia reviste especial interés para los haces poco filtrados. Debería utilizarse una cámara de ionización que tenga una respuesta a la energía que presente una variabilidad $<2\%$ en la gama de calidades objeto de medición.⁵⁸

Se recomienda utilizar una cámara monitora para evitar que se produzcan resultados equívocos debido a la variabilidad del rendimiento del tubo de rayos X. Deben tomarse precauciones para asegurarse de que el aumento de la

⁵⁸ Si al medir la capa hemirreductora se utilizan cámaras de tipo Farmer con haces poco filtrados de 100 kV pueden producirse errores de hasta el 10 %. Si la respuesta a la energía de la cámara presenta variabilidad de más del 2 % en la gama de calidades, cada medición debe convertirse en una de kerma en aire por medio de un coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire que sea adecuado para cada haz filtrado o sin filtrar. Se trata de un proceso iterativo, puesto que la capa hemirreductora determina al propio coeficiente de calibración.

dispersión no afecte la respuesta de la cámara monitora conforme se añadan más filtros al haz. En caso de que no se cuente con una cámara monitora, los efectos de la variabilidad del rendimiento pueden reducirse al mínimo si la tasa de kerma en aire se cuantifica sin filtros adicionales al principio, al medio y al final de la secuencia de mediciones. Todo cambio que se produzca en la temperatura del aire y la presión durante las mediciones debe tomarse en cuenta para las lecturas de la cámara de ionización.

9.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

9.4.1. Condiciones de referencia

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua figuran en el cuadro 31.

CUADRO 31. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE RAYOS X DE ENERGÍA MEDIA

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medición ^a , z_{ref}	2 g/cm ²
Punto de referencia de la cámara	En el eje central al centro del volumen de la cavidad
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medición z_{ref}
Distancia fuente-superficie	Distancia terapéutica habitual, determinada por el aplicador de referencia ^b
Tamaño del campo	10 cm × 10 cm o un diámetro de 10 cm ^c

^a z_{ref} es la profundidad de referencia en el maniquí en la que se ubica el punto de referencia (véase la sección 9.2.1) de la cámara.

^b Si se utilizan aplicadores que produzcan distintas distancias fuente-superficie (SSD), debería designarse como aplicador de referencia el que dé lugar a la mayor SSD.

^c Si el aparato de rayos X cuenta con colimador rectangular ajustable, debería disponerse un campo de 10 cm × 10 cm. Por otra parte, si el campo se define por medio de aplicadores fijos, debería optarse por un aplicador de referencia de tamaño comparable.

Es posible que en algunos entornos clínicos solo se cuente con aplicadores que sean más pequeños que los que se detallan en el cuadro 31. De ser el caso, debería optarse por que el aplicador de referencia sea el aplicador cuadrado o circular más grande, siempre y cuando el tamaño del campo abarque toda la cámara de ionización.

9.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia z_{ref} en agua para un haz de rayos X de energía media de calidad Q y sin cámara puede determinarse por medio de la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q} \quad (56)$$

en donde M_Q es la lectura del dosímetro con el punto de referencia de la cámara ubicado en z_{ref} según las condiciones de referencia que figuran en la sección 9.4.1, y corregido por las magnitudes de influencia, a saber, la temperatura y la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la planilla de cálculo de la sección 9.7 (véase también la sección 4.4.3). La recombinación de iones es despreciable cuando la tasa de dosis absorbida es menor que algunos grays por minuto (véase la referencia [197]). $N_{D,w,Q}$ es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para el dosímetro a la calidad Q . Obsérvese también que es posible que el factor de corrección por el error del temporizador tenga un valor considerable; no se trata de un factor de corrección multiplicativo y, por consiguiente, en la planilla de cálculo se aborda por separado. La dosis absorbida en agua $D_{w,Q}$ a la calidad de haces de rayos X Q puede determinarse con una cámara de referencia calibrada en función del kerma en aire en el seno del aire (véase la sección 9.4.3) o de la dosis absorbida en agua (véase la sección 9.4.4).

9.4.3. Cámara calibrada en función del kerma en aire en el seno del aire

Si la cámara se calibra en función del kerma en aire en el seno del aire a la calidad de referencia Q_0 con un coeficiente de calibración $N_{K,\text{air},Q_0}^{\text{FIA}}$, la dosis absorbida en agua a la calidad del haz de rayos X de uso clínico Q se calcula a partir de la ecuación siguiente (véase el apéndice I):

$$D_{w,Q}^{z=2}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} = M_Q^{z=2}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} N_{K,\text{air},Q_0}^{\text{FIA}} k_{Q,Q_0}^{\text{FIA}} \times [\mu_{\text{en}}(Q)/\rho]_{w,\text{air}}^{z=2} (f, \text{SSD})_{\text{clin}} p_{\text{ch},Q}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} \quad (57)$$

en donde $M_Q^{z=2}(f, SSD)_{\text{clin}}$ es la lectura de la cámara en el punto de referencia en el maniquí de agua a la calidad de haz Q , k_{Q,Q_0}^{FIA} es el factor de corrección por la calidad del haz expresado en función del kerma en aire, $[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho]_{\text{w,air}}^{z=2}$ es el valor promedio de la razón entre los coeficientes de absorción de energía másicos agua/aire promediados en el espectro a 2 cm de profundidad en agua y $p_{\text{ch},Q}$ sirve para tener en cuenta las diferencias en la respuesta de la cámara entre el momento de la calibración en el seno del aire y cuando se utiliza a una profundidad de 2 cm en agua (véase el apéndice I). Por un lado, tanto $[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho]_{\text{w,air}}^{z=2}$ como $p_{\text{ch},Q}$ dependen del tamaño de campo f y de la SSD, y, por el otro, se considera que $N_{K,\text{air},Q}^{\text{FIA}}$ casi no depende de esas variables. Por ello, deberían conocerse la tensión de aceleración y la capa hemirreductora del haz de uso clínico, y el tamaño de campo y la distancia fuente-superficie (f, SSD)_{clin}.

El certificado de calibración de la cámara de referencia debería incluir el coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire $N_{K,\text{air},Q_0}^{\text{FIA}}$, cuantificado a una calidad de radiación de referencia Q_0 adecuada y los valores de k_{Q,Q_0}^{FIA} en función de la capa hemirreductora calculada a partir de un conjunto selecto de calidades de radiación normalizadas. Esas calidades de radiación deberían caracterizarse según las tensiones de aceleración del tubo U (en unidades de kilovoltios) y la capa hemirreductora, y deberían tener valores parecidos a los que se utilizan en el entorno clínico. En la figura 16 se observa que, con una capa hemirreductora constante, los valores de k_{Q,Q_0}^{FIA} solo presentan una ligera variabilidad (menos del ~0,5 %) respecto del kilovoltaje. Cabe esperar que ocurra algo parecido con los modelos de cámaras de ionización que se enumeran en el cuadro 4. Por ello, el factor de corrección por la calidad del haz expresado en función del kerma en aire, k_{Q,Q_0}^{FIA} , puede calcularse por interpolación respecto de los valores de la capa hemirreductora. Los demás valores que se proporcionan para kilovoltajes fijos y distintas capas hemirreductoras se calculan como los valores medios de la función de respuesta monoenergética expresada en función del kerma en aire⁵⁹ de las cámaras para distintos espectros de rayos X.

La incertidumbre relativa para k_{Q,Q_0}^{FIA} interpolada únicamente a partir de la capa hemirreductora tiene un valor del 0,5 %. La incertidumbre típica relativa de $N_{K,\text{air},Q_0}^{\text{FIA}}$ se muestra en el certificado y, por lo general, no es mayor al ~0,5 %

⁵⁹ La función de respuesta monoenergética expresada en función del kerma en aire se calculó a partir de los coeficientes de calibración de la cámara expresados en función del kerma en aire y medidos de conformidad con la serie de espectros estrechos de la ISO 4037 en la gama de calidades de haz N-10 a N-300. Los distintos espectros de rayos X filtrados se calcularon mediante espectros de rayos X prácticamente sin filtrar cuantificados en el intervalo de 70-300 kV a través de la incorporación por cálculo de capas de aluminio y cobre de distintos espesores. De ese modo, se obtuvieron conjuntos de espectros de rayos X que abarcan la mayor parte de las gamas de haces de uso clínico ordinarios.

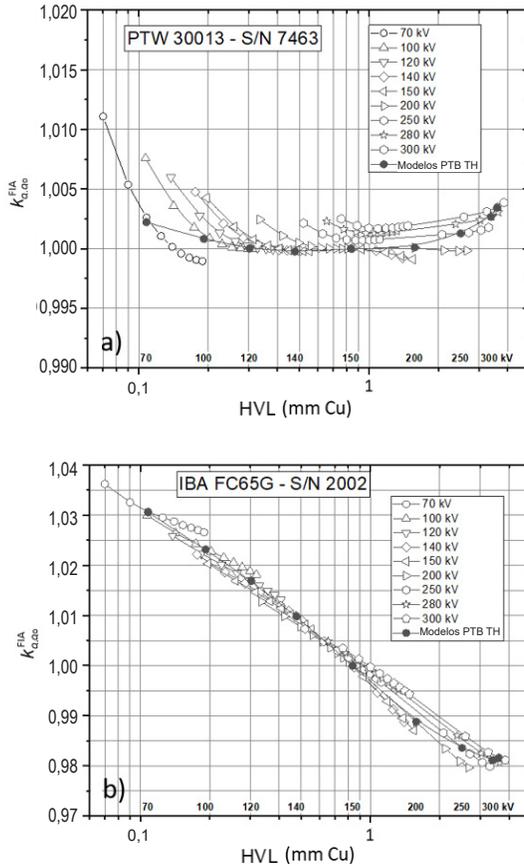


Fig. 16. Factor de corrección por la calidad del haz expresado en función del kerma en aire $k_{Q_0}^{FIA}$ en función de la capa hemirreductora para $Q_0 = TH 150$ [192] para cámaras de ionización de la serie PTB TH: (a) PTW 30013 y (b) IBA FC65-G. Puede observarse que $k_{Q_0}^{FIA}$ depende del kilovoltaje y la capa hemirreductora para una serie de calidades de haz generadas con tensiones altas de tubo selectas de entre 70 kV y 300 kV y distintos filtros, que abarcan la mayor parte de las gamas de haces de uso clínico ordinarios.

aproximadamente (una desviación típica). Por ello, la incertidumbre típica relativa de $N_{K,air,Q}^{FIA}$ en el haz de uso clínico es del 0,7 %.

Los valores de los cocientes $[\mu_{en}(Q,f,SSD)/\rho]_{w,air}^{z=2}$ se calculan a partir de los datos que publicó Andreo [54]. Se recomienda utilizar las interfaces gráficas de usuario de la aplicación web⁶⁰ para obtener los datos calculados para rayos X de kilovoltaje a partir del kilovoltaje y la capa hemirreductora. Obsérvese que,

⁶⁰ Véase la nota 18 de la página 51.

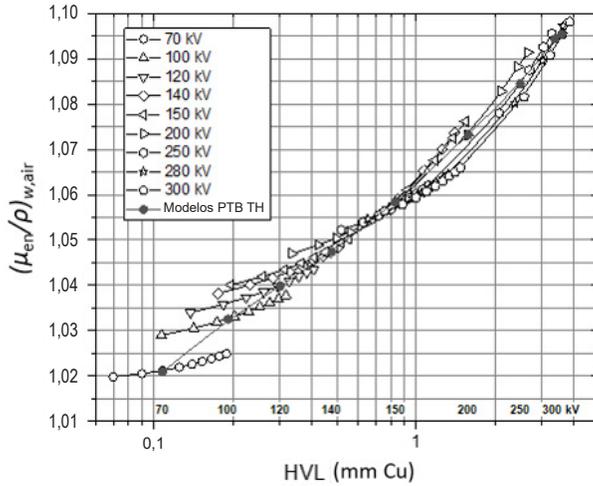


Fig. 17. Relación de dependencia entre $[\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{z=2}$ y la capa hemirreductora y el kilovoltaje a una SSD = 100 cm y $f = 10$ cm. Se muestran los datos de las calidades de radiación con fines terapéuticos de referencia del PTB y para una serie de calidades producidas con tensiones del tubo altas, de entre 70 kV y 300 kV, y distintos filtros para cada kilovoltaje fijo, que abarcan la mayor parte de las gamas de haces de uso clínico ordinarios caracterizados por kilovoltaje y capa hemirreductora.

para hacerlo, es necesario definir el valor de Q para las dos variables del haz, a saber, el kilovoltaje y la capa hemirreductora. Debido a que esas razones solo presentan variabilidad moderada cuando se producen cambios pequeños en el kilovoltaje y la capa hemirreductora (véase la fig. 17), basta con que ambos valores se conozcan con una incertidumbre relativa de aproximadamente el 4 %. Por consiguiente, en esas condiciones la incertidumbre típica relativa de los cocientes no supera el 0,5 %.

El factor general de corrección por la perturbación de la cámara $p_{ch,Q}$ puede calcularse a partir de datos publicados. En el cuadro 32 se muestran recomendaciones de valores para modelos de cámaras de uso frecuente. Son valores medios de datos cuantificados, calculados y publicados por Bancheri *et al.* [192]. Se recomienda que para las calidades de uso clínico se utilicen los valores interpolados respecto de la capa hemirreductora. Se calcula que la incertidumbre típica relativa es del 1,0 %. Dentro de las incertidumbres consignadas, los datos de Czarnecki *et al.*[198] son coherentes con lo que figura en el cuadro 32. Obsérvese que el valor de $p_{ch,Q}$ depende del tamaño de campo f [185]. Si el diámetro del haz de uso clínico se aleja de manera considerable de los 10 cm se puede aplicar un factor de corrección con arreglo a

CUADRO 32. VALORES RECOMENDADOS DE $p_{ch,Q}$ ($f = 10$ cm, SSD = 100 cm) PARA DISTINTAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS A UNA PROFUNDIDAD DE 2 cm

Calidad del haz	70 kV	100 kV	120 kV	140 kV	150 kV	200 kV	250 kV	280 kV	300 kV
HVL (mm Cu)	0,108	0,192	0,303	0,477	0,838	1,581	2,498	3,384	3,592
IBA FC65-P	0,991	0,997	1,000	0,999	0,997	0,994	0,994	0,995	0,995
PTW 30013	1,001	1,008	1,014	1,016	1,016	1,011	1,008	1,006	1,006
NE 2571	0,994	1,004	1,011	1,015	1,017	1,012	1,009	1,007	1,007
Exradin A12	0,990	1,000	1,005	1,006	1,008	1,005	1,004	1,003	1,003
IBA FC65-G	0,995	1,004	1,011	1,014	1,018	1,015	1,011	1,009	1,009

la referencia [185]. En caso de que esa corrección no se haga, debería tenerse en cuenta una incertidumbre adicional del 0,5 %.

9.4.4. Cámara calibrada en función de la dosis absorbida en agua

En caso de que la cámara se calibre en función de la dosis absorbida en agua, la dosis absorbida en agua en la calidad del haz de rayos X de uso clínico Q se calcula a partir de la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q}^{z=2}(f,SSD)_{clin} = M_Q^{z=2}(f,SSD)_{clin} N_{D,w,Q_0}^{z=2}(f,SSD)_{lab} \times k_{Q,Q_0}^{z=2}(f,SSD)_{lab} k_{g,Q}^{z=2}(f,SSD)_{clin} \quad (58)$$

en donde $M_Q^{z=2}(f,SSD)_{clin}$ es la lectura de la cámara en la ubicación de referencia en el maniquí de agua a la calidad de radiación de uso clínico Q y con un tamaño de campo y SSD de uso clínico, $(f, SSD)_{clin}$, $N_{D,w,Q_0}^{z=2}(f,SSD)_{lab}$ es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua a la calidad de radiación de referencia Q_0 determinada con el tamaño de campo y la SSD del laboratorio de calibración, $(f, SSD)_{lab}$, y $k_{Q,Q_0}^{z=2}(f,SSD)_{lab}$ es el correspondiente factor de corrección por la calidad del haz expresado en función de la dosis absorbida en agua. $k_{g,Q}^{z=2}(f,SSD)_{clin}$ es el factor de corrección por la disposición espacial a la calidad de radiación Q determinado por la razón

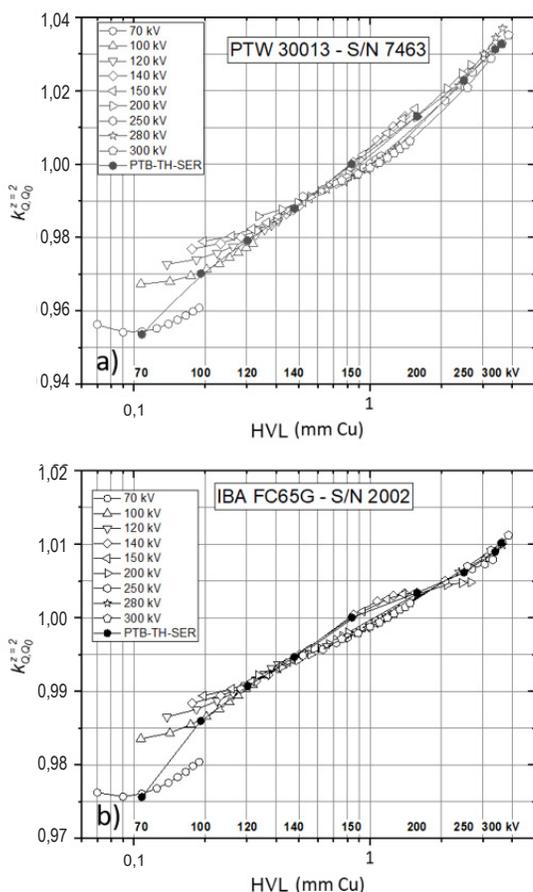


Fig. 18. Factor de corrección por la calidad del haz expresado en función de la dosis absorbida en agua $k_{Q_0, Q_0}^{z=2}$ en función de la capa hemirreductora para $Q_0 = TH 150$ [192] para cámaras de la serie PTB TH: (a) PTW 30013 y (b) IBA FC65G. Puede observarse que $k_{Q_0, Q_0}^{z=2}$ depende del kilovoltaje y la capa hemirreductora en una serie de calidades generadas con tensiones del tubo altas, de entre 70 kV y 300 kV, y distintos filtros que abarcan la mayor parte de las gamas de haces de uso clínico ordinarios.

entre los coeficientes de calibración en las condiciones $(f, SSD)_{clin}$ y $(f, SSD)_{lab}$ (véase el apéndice I). Deberían conocerse los valores de la tensión de aceleración del haz de uso clínico, la capa hemirreductora $(kV, HVL)_{clin}$, y $(f, SSD)_{clin}$.

El certificado de calibración de la cámara de referencia debería incluir el coeficiente de calibración $N_{D,w,Q_0}^{z=2}$ cuantificado a la calidad de radiación de referencia indicada Q_0 y los valores de $k_{Q_0, Q_0}^{z=2}$ calculados a partir de un conjunto selecto de calidades de radiación normalizadas caracterizadas según las tensiones

de aceleración del tubo U (en kilovoltios) y la capa hemirreductora. El factor de corrección por la calidad del haz puede calcularse por interpolación respecto de los valores de la capa hemirreductora. En la figura 18 figuran ejemplos de $k_{Q,Q_0}^{z=2}$ en función de la capa hemirreductora y el kilovoltaje para los modelos de cámara PTW 30013 y IBA FC65G. Puede observarse que, cuando la capa hemirreductora se mantiene constante, los valores de $k_{Q,Q_0}^{z=2}$ solo presentan una ligera variabilidad (menos de aproximadamente un 0,5 %) para distintos valores de kilovoltaje. Cabe esperar que ocurra algo parecido con los demás modelos de cámaras de ionización que se enumeran en el cuadro 4. Por ello, resulta aceptable que la interpolación se base en la capa hemirreductora y que para tomar en cuenta esas diferencias se añada una incertidumbre relativa del 0,5 % al valor interpolado. El coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua que expiden los laboratorios de calibración en los que se utilizan calorímetros de agua por lo general es de aproximadamente el 1 % [80]. Por ello, la incertidumbre típica relativa de $N_{D,w,Q_0}^{z=2} k_{Q,Q_0}^{z=2}$ en el haz de uso clínico es del 1,1 %.

Puede darse por sentado que el factor de corrección por la disposición espacial que figura en la ecuación (58) es prácticamente proporcional a las diferencias que no dependen de la cámara en $(f, SSD)_{lab}$ y $(f, SSD)_{clin}$ para los valores de $[\mu_{en}(Q, f, SSD)/\rho]_{w,air}^{z=2}$, que pueden calcularse por medio de las interfaces gráficas de usuario de la aplicación web⁶⁰. Se calcula que la incertidumbre relativa del factor de corrección por la disposición espacial determinado es del 0,2 %.

9.5. MEDICIONES EN CONDICIONES DISTINTAS A LAS DE REFERENCIA

9.5.1. Distribuciones de dosis y profundidad en el eje central

Por medio de las mediciones en condiciones de referencia que figuran en este código de práctica internacional puede calcularse la dosis absorbida a una profundidad de 2 g/cm² en agua. Para que esa medición pueda convertirse en la dosis en otras profundidades, debe calcularse la distribución de dosis y profundidad en el eje central. Aunque pueden extraerse valores aproximados de la distribución de dosis y profundidad de la literatura científica [146], es poco probable que los datos publicados concuerden de manera exacta con los valores de kilovoltaje y capa hemirreductora del haz de uso clínico. Por ello, se recomienda medir las distribuciones de dosis y profundidad para todas las calidades de haces de uso clínico y para todos los aplicadores.

Las distribuciones de dosis y profundidad deberían cuantificarse con una cámara de ionización adecuada que tenga muy poca variabilidad en la respuesta a la energía y cuente con una buena resolución espacial. Las cámaras de ionización

cilíndricas de tipo Farmer adecuadas para la dosimetría de referencia son aquellas que, en maniquí, presentan una respuesta lo suficientemente independiente de la profundidad y el tamaño del campo. Sin embargo, las cámaras de ese tipo no pueden utilizarse con exactitud en un maniquí a profundidades menores a ~0,5 cm [186, 193, 199, 200] debido al tamaño de la cavidad y a los efectos de que algunas partes de la cámara se encuentren por encima de la superficie del agua. Dependiendo del tamaño de campo y la energía del haz, es posible que en la dosis absorbida se observe variabilidad considerable en los primeros milímetros de la distribución de dosis y profundidad. Obsérvese que los aplicadores fabricados con materiales de alto número atómico o los moldes de plomo pueden producir una considerable contaminación de electrones y que para absorber esos electrones deberían utilizarse láminas de plástico delgadas adecuadas.

Las distribuciones de dosis y profundidad pueden medirse con una cámara de ionización pequeña en un tanque de exploración, como los que se utilizan para la dosimetría relativa en haces de electrones de alta energía y haces de fotones, o una cámara de placas paralelas del tipo utilizado para dosimetría de electrones de alta energía [201]. Esta última alternativa tiene la ventaja de que permite tomar mediciones en maniquís de agua a profundidades de menos de 0,5 cm. Aunque ese tipo de cámara de placas paralelas no se diseñó para utilizarse con rayos X de kilovoltaje, se ha observado que los modelos de cámara NACP, PTW Markus, PTW Advanced Markus y PTW Roos tienen una exactitud adecuada para las mediciones de dosis y profundidad con energías de haces de 50 kV a 300 kV con incertidumbres menores al 3 % [193, 201, 202]. Además, obsérvese que se ha constatado que algunas cámaras de placas paralelas más antiguas, como la Capintec PS-033, no tienen la exactitud adecuada para hacer mediciones de dosis y profundidad. Por lo que respecta a la medición de dosis en la superficie, las cámaras de ionización de barrido pequeñas tienen inconvenientes parecidos a los de las cámaras de tipo Farmer.

Dado que ni las cámaras de ionización de barrido pequeñas ni las cámaras de placas paralelas se diseñaron para rayos X de kilovoltaje, la relación entre la distribución de ionización y profundidad y la distribución de dosis y profundidad (a profundidades de más de 0,5 cm) debe determinarse a través de una comparación con una cámara cilíndrica de tipo Farmer en varias profundidades adecuadas. Se considera que la profundidad de medición en maniquí para una cámara de tipo Farmer es la profundidad del eje central de la cámara. En la mayor parte de los casos, las diferencias entre los tipos de cámaras no suelen superar unos cuantos puntos porcentuales [202, 203].

Suele ser complicado hacer mediciones de dosis cerca de la superficie del maniquí de agua, por lo que el método que se prefiere para la extrapolación es el de tomar mediciones de dosis y profundidad de alta resolución con una cámara de placas paralelas a intervalos de 0,1 mm con una profundidad de agua en el tanque

de no más de 2 mm, y, seguidamente, extrapolar a la dosis en superficie. Al hacer mediciones cerca de la superficie, siempre debe haber material con el espesor suficiente para asegurarse de que se produzca acumulación completa de electrones secundarios. El espesor total que se precisa puede calcularse con el intervalo de aproximación de frenado continuo de la energía máxima de los electrones del material que se utilice [48]. Para todas las mediciones de dosis y profundidad debería utilizarse el punto efectivo de medición de la cámara de ionización; de no hacerlo, podría ser necesario desplazar las curvas de PDD para tener en cuenta las diferencias en la profundidad. Esto permite que las distribuciones de dosis y profundidad se midan con resoluciones espaciales adecuadas en la proximidad de la superficie del maniquí de agua. Tanto en las cámaras de placas paralelas como en las cilíndricas, el punto efectivo de medición es el centro de la cavidad de aire sensible de la cámara [185]. En la referencia [146] pueden consultarse ejemplos representativos de PDD.

Otro método consiste en hacer las mediciones de dosis cerca de la superficie en un maniquí sólido adecuado y las correspondientes al resto de la curva de dosis y profundidad en agua con una cámara de tipo Farmer. En esos casos, las mediciones de dosis cerca de la superficie corregidas pueden combinarse con el conjunto de datos medidos para las demás profundidades.

Las dosis en la superficie también pueden comprobarse por medio de una cámara calibrada en función del kerma en aire en el seno del aire y el método que se detalla en la sección 8. Los valores de la razón entre los coeficientes de absorción de energía másicos en el espectro de rayos X de energía media pueden determinarse con la interfaz gráfica de usuario de la aplicación web⁶⁰.

Algunos de los detectores que se utilizan de manera rutinaria para analizar haces de alta energía no son adecuados para utilizarse en rayos X de energía media debido a la enorme variabilidad en la respuesta en función de la calidad del haz en energías de kilovoltaje. En su lugar, para comprobar las dosis en profundidad en haces de rayos X de kilovoltaje debe optarse por otro tipo de detectores. Se ha demostrado que los detectores de diamante sintético tienen un buen nivel de concordancia con las lecturas de las cámaras de ionización, por lo que pueden resultar útiles para medir los PDD en campos pequeños [204]. La película radiocrómica también se ha utilizado con cierto éxito, sin embargo, para obtener resultados exactos es indispensable que se haga un proceso adecuado de garantía de la calidad para dosimetría por película [205, 206]. Por otra parte, es posible que los detectores de diodos de estado sólido no sean adecuados para hacer mediciones de PDD debido a que se ha comprobado que producen respuestas con diferencias considerables, sobre todo en el caso de haces de mayor energía y tamaños de campo más grandes [201, 204].

9.5.2. Factores de campo

En el caso de las aplicaciones clínicas, en todas las combinaciones de SSD y tamaños de campo que se utilizan en radioterapia es necesario contar con los factores de campo Ω . En el caso de los rayos X de energía media, Ω se determina mediante la razón entre la dosis absorbida en agua para cada combinación de tamaño de campo y SSD, $D_{w,Q}(f, SSD)_{clin}$, y la dosis absorbida en condiciones de referencia, $D_{w,Q}(f, SSD)_{ref}$ medida a una profundidad de 2 g/cm² en agua de la manera siguiente:

$$\begin{aligned} \Omega &= \frac{D_{w,Q}(f, SSD)_{clin}}{D_{w,Q}(f, SSD)_{ref}} \\ &\cong \frac{M_Q^{z=2}(f, SSD)_{clin} [\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{z=2}(f, SSD)_{clin}}{M_Q^{z=2}(f, SSD)_{ref} [\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{z=2}(f, SSD)_{ref}} \end{aligned} \quad (59)$$

En la ecuación (59) se da por sentado que los coeficientes de calibración y el factor general de corrección por la perturbación de la cámara $p_{ch,Q}$ casi no dependen de f y la SSD, por lo que se eliminan. Ω debe medirse para cada calidad de haz y para cada uno de los aplicadores. El borde del volumen activo de la cámara debe encontrarse dentro de la anchura a media altura del tamaño de campo.

9.6. CÁLCULO DE LA INCERTIDUMBRE EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

Con anterioridad se indicó que el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua a una calidad de haz de rayos X Q puede calcularse a partir de la calibración de la cámara en función del kerma en aire en el seno del aire (véase la sección 9.4.3) o la dosis absorbida en agua (véase la sección 9.4.4). Los usuarios tienen la responsabilidad de definir las contribuciones a la incertidumbre de sus cálculos de dosis absorbida en agua. En el cuadro 33 figuran ejemplos de cálculos de incertidumbre para las dos posibilidades. Es posible que se calculen valores distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración, la minuciosidad y la experiencia del usuario que lleva a cabo la medición, y la calidad y el estado del equipo de medición (por ejemplo, la recalibración periódica de todos los aparatos de medición, la presencia de un sistema de gestión de la calidad para garantizar el funcionamiento correcto, etc.).

En este apartado se da por sentado que la incertidumbre típica relativa (factor de cobertura $k = 1$) del coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire tiene un valor del 0,5 %, que puede tomarse como un límite superior [207]. La interpolación del coeficiente de calibración a la calidad del haz del usuario aporta una incertidumbre relativa adicional del 0,5 %. Se calcula que la incertidumbre relativa de la razón entre el promedio de los coeficientes de absorción de energía másicos agua/aire tiene un valor del 0,5 % [54]. A partir de la incertidumbre de los valores medios obtenidos a través de mediciones y determinaciones, se calcula que la incertidumbre del factor de corrección por la perturbación de la cámara tiene un valor aproximado del 1 %. Debe tenerse en cuenta una incertidumbre adicional del 0,5 % si se soslaya el grado en el que el tamaño de campo depende del factor de corrección por la perturbación de la cámara.

En este apartado se da por sentado que la incertidumbre típica relativa (factor de cobertura $k = 1$) del coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua calculado de manera directa a partir de un patrón primario tiene un valor aproximado del 1 % [207, 208]. En la interpolación a la calidad del haz del usuario se toma en cuenta una incertidumbre relativa adicional del 0,5 %. Se calcula que la incertidumbre relativa del factor de corrección por la disposición espacial es del 0,2 % [54].

El rendimiento de rayos X de algunos aparatos depende de la tensión de la red, la temperatura del tubo y la manera en la que el personal opera la corriente y la tensión del tubo. El usuario debe calcular esa incertidumbre por separado a partir de la desviación típica de un conjunto de por lo menos cinco exposiciones de un tratamiento de duración ordinaria. Ese caso no se abarca en el presente análisis. Debido a que el gradiente de dosis de los haces en el extremo inferior del espectro de energía puede tener valores de hasta el 1 % por milímetro, podría resultar difícil reproducir la ubicación en profundidad con una exactitud superior al 1 %, por lo que esa incertidumbre se atribuye a la definición de las condiciones de referencia. En el cuadro 33 se presenta un resumen de las incertidumbres.

En el cuadro 33 puede observarse que la calibración de la cámara de ionización de referencia (ya sea en función de la dosis absorbida en agua o del kerma en aire en el seno del aire) no modifica de manera considerable las incertidumbres en la dosis absorbida en agua en el haz del usuario. En el entorno clínico los usuarios deben optar por el método que resulte más práctico.

CUADRO 33. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a
 PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA
 UN HAZ DE RAYOS X DE ENERGÍA MEDIA

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	En función de $N_{D,w}$	En función de N_K
Etapa 1: laboratorio de calibración		
Calibración de un patrón secundario (N_D o N_K) en un PSDL	1,0	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1	0,1
Calibración del dosímetro del usuario en el laboratorio de calibración	0,5	0,5
Incertidumbre combinada de la etapa 1	1,1	0,7
Paso 2: Haz de rayos X del usuario		
Método para calcular el coeficiente de calibración en el haz del usuario	0,5	0,5
Factor de corrección por perturbación de la cámara		1,0
Grado en el que el tamaño de campo depende del factor de corrección por la perturbación de la cámara		0,5
Razón entre el promedio de los coeficientes de absorción de energía másicos agua/aire		0,5
Factor de corrección por la disposición espacial	0,2	
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,3	0,3
Lectura del dosímetro M_Q relativa al temporizador o al monitor del haz	0,1	0,1
Definición de las condiciones de referencia	1,0	1,0
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,8	0,8

CUADRO 33. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a
 PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA
 UN HAZ DE RAYOS X DE ENERGÍA MEDIA (cont.)

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	En función de $N_{D,w}$	En función de N_K
Incertidumbre combinada de la etapa 2	1,4	1,9
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (etapas 1 y 2)	1,8 (1,7) ^b	2,0 (1,9) ^b

^a Para conocer más acerca de la expresión de la incertidumbre, véase la ref. [7] o el apéndice IV. Los valores que se proporcionan en el cuadro deben tomarse como valores representativos; pueden ser distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración para los coeficientes de calibración y de la incertidumbre experimental en las instalaciones del usuario.

^b Incertidumbre típica combinada cuando el dosímetro del usuario se calibra de manera directa en el PSDL.

9.7. PLANILLA DE CÁLCULO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de rayos X de energía media

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de radioterapia y condiciones de referencia para calcular $D_{w,Q}$

Aparato de rayos X: _____ Potencial nominal del tubo: _____ kV

Corriente nominal del tubo: _____ mA Calidad del haz, $Q(HVL)$: _____ mm Al Cu

Maniquí de referencia: agua Profundidad de referencia: 2 g/cm²

Tamaño del campo de referencia: _____ cm × cm SSD de referencia: _____ cm

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ Núm. serie: _____

Material de las paredes de la cámara: _____ Espesor = _____ g/cm²

Cubierta impermeable Material: _____ Espesor = _____ g/cm²

Ventana del maniquí Material: _____ Espesor = _____ g/cm²

Coefficiente de calibración expresado en función del kerma en aire en el seno del aire

$$N_{K,air,Q_0}^{FIA} = \text{_____} \quad \square \text{ Gy/nC} \quad \square \text{ Gy/rdg}$$

Coefficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida

$$N_{D,w,Q_0}^{I=2}(f,SSD)_{lab} = \text{_____} \quad \square \text{ Gy/nC} \quad \square \text{ Gy/rdg}$$

Calidad del haz de referencia, Q_0 (HVL): _____ mm Al Cu

Condiciones de referencia para la calibración $P_0 = \text{_____}$ kPa $T_0 = \text{_____}$ °C Humedad relativa: _____ %

Potencial de polarización $V = \text{_____}$ V

Polaridad en el laboratorio de calibración: positiva negativa
 corrección por el efecto de polaridad

Polaridad en el entorno del usuario: positiva negativa

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ Núm. serie: _____

Calibración por separado de la cámara: sí no Configuración del alcance: _____

De ser el caso Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

3. Lectura del dosímetro^a y corrección por las magnitudes de influencia

Lectura del dosímetro sin corregir en V y _____ nC rdg

a la polaridad en el entorno del usuario:

Duración correspondiente: _____ min

Razón entre la lectura del dosímetro y _____ $M = \text{_____}$ nC/min rdg/min
 la duración^b:

a) Presión $P = \text{_____}$ kPa Temperatura Humedad relativa (si se conoce): _____ %
 $T = \text{_____}$ °C

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_0}{(273,2 + T_0) P} = \text{_____}$$

b) Factor de calibración del electrómetro^c $k_{elec} = \text{_____}$ nC/rdg adimensional

10. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE PROTONES

10.1. CONSIDERACIONES GENERALES

En esta sección se proporciona un código de práctica para la dosimetría de referencia (calibración de haces) y se formulan recomendaciones de dosimetría relativa para los haces de protones con energías de 50 a 250 MeV. Esta sección se basa en el uso de coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua, N_{D,w,Q_0} para dosímetros en haces de referencia de calidad Q_0 .⁶¹

En la figura 19 se muestra una distribución de dosis y profundidad habitual para un haz de protones prístino⁶². Puede apreciarse una zona, llamada “meseta”, en la que la dosis aumenta lentamente con respecto a la profundidad, y una zona, llamada “pico de Bragg”, en la que la dosis aumenta con rapidez hasta alcanzar un valor máximo.

Debido a que en las aplicaciones clínicas debe administrarse una dosis relativamente uniforme al volumen objeto de tratamiento, el haz de protones prístino debe extenderse tanto en la dimensión lateral como en profundidad. Para conseguirlo, en la profundidad de tratamiento se superponen picos de Bragg de distintas intensidades y energías. Esta técnica se denomina “modulación del alcance” y da como resultado una zona en la que hay uniformidad de altas dosis, el pico de Bragg extendido (véase la fig. 20). En la actualidad, en los entornos clínicos se utilizan dos tipos de sistema de administración de haces de protones: el sistema de administración de haces anchos, que emplea haces barridos dispersos o uniformes, y el sistema de administración mediante barrido de haces estrechos, que emplea haces barridos de intensidad modulada [210]. En el caso del sistema de administración de haces anchos, el haz se dispersa de manera uniforme y, seguidamente, se ajusta a la diana por medio de aparatos de adaptación, como colimadores y filtros compensadores del alcance. En cuanto al sistema de administración mediante barrido de haces estrechos, un haz estrecho se aplica mediante barrido electromagnético en el volumen blanco en una secuencia específicamente diseñada para cada diana por medio de un sistema de

⁶¹ Debido a que aún no se cuenta con patrones primarios de dosis absorbida en agua para haces de protones, se utilizarán rayos gamma de ⁶⁰Co como la calidad del haz de referencia Q_0 para la dosimetría de protones (véase la sección 10.5). En caso de que en los PSDL se cuente con patrones primarios de dosis absorbida en agua, basados por ejemplo en un calorímetro de agua o de grafito, puede utilizarse una solución parecida a la que se emplea en otras modalidades.

⁶² El término “prístino” es de uso habitual en radioterapia con protones y hace referencia a un haz monoenergético que no presenta dispersión [209].

planificación del tratamiento. En este código de práctica internacional se incluyen recomendaciones para determinar la dosis absorbida tanto para los sistemas de administración mediante barrido de haces estrechos como de administración

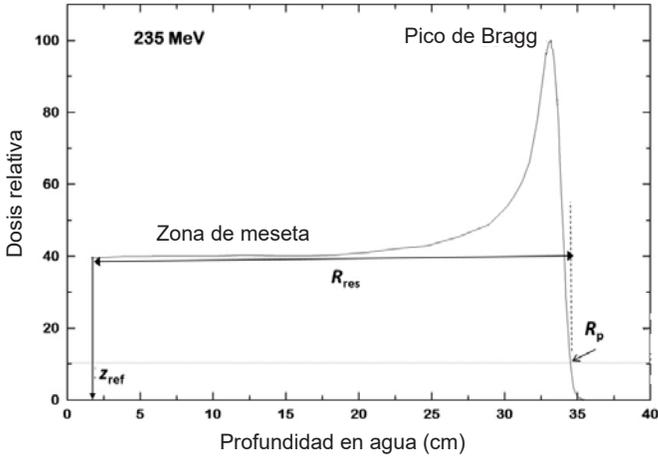


Fig. 19. Distribución del porcentaje de dosis y profundidad para un haz de protones prístino de 235 MeV, en la que se observa la zona de meseta y el pico de Bragg. En la figura aparecen rotulados la profundidad de referencia, z_{ref} (meseta), el alcance residual en z_{ref} que se utiliza para definir la calidad del haz, R_{res} y el alcance práctico, R_p .

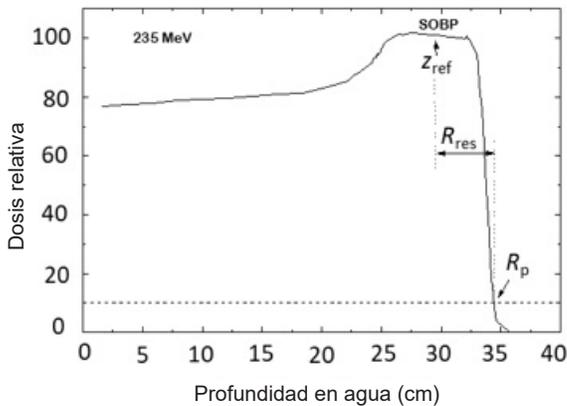


Fig. 20. Distribución del porcentaje de dosis y profundidad para un haz de protones modulado. En la figura aparecen rotulados la profundidad de referencia, z_{ref} (valor medio del pico de Bragg extendido (SOBP)), el alcance residual en z_{ref} que se utiliza para definir la calidad del haz, R_{res} y el alcance práctico, R_p .

de haces anchos. Hay diferencias considerables entre los procedimientos de dosimetría de referencia para los dos sistemas. En cuanto al barrido de haces estrechos, la dosis se administra al paciente por medio de un gran número de haces estrechos y pequeños, y el monitor de dosis se utiliza para definir y controlar el número de partículas de cada haz. En cambio, en los sistemas de administración de haces anchos, para administrar la dosis se dispersa un haz de protones prístino tanto en la dimensión lateral como en profundidad.

10.2. EQUIPO DE DOSIMETRÍA

10.2.1. Cámaras de ionización

Deberían atenderse las recomendaciones que se proporcionan en la sección 4.2.1 respecto de las cámaras de ionización. Se recomienda que se utilicen cámaras de ionización cilíndricas o de placas paralelas como instrumentos de referencia para calibrar haces anchos de uso clínico y sistemas de administración mediante barrido de haces estrechos. El uso de las cámaras de ionización cilíndricas queda limitado a los haces de protones anchos con calidades $R_{\text{res}} \geq 0,5 \text{ g/cm}^2$ y a haces de protones estrechos barridos con calidades de haces $R_{\text{res}} \geq 15 \text{ g/cm}^2$ a la profundidad de referencia. Es preferible utilizar cámaras cilíndricas con paredes de grafito antes que con paredes de plástico porque tienen mayor estabilidad a largo plazo y presentan menos variabilidad de una cámara a otra (véanse la sección 4.2.1 y la fig. 2). En el caso de estas cámaras, se considera que el punto de referencia se encuentra en el eje central de la cámara, al centro del volumen de la cavidad. Las cámaras de ionización de placas paralelas pueden utilizarse para la dosimetría de referencia en todos los haces de protones, tanto con un coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua en un haz de referencia de radiación gamma de ^{60}Co o con un coeficiente de calibración interna determinado en un haz de protones de alta energía (con $R_{\text{res}} \geq 15 \text{ g/cm}^2$; véase la sección 10.6). En el caso de las cámaras de ionización de placas paralelas, se considera que el punto de referencia se encuentra en la superficie interior al centro de la ventana de entrada; ese punto se ubica en el punto de interés en el maniquí. El diámetro de la cavidad de la cámara de ionización de placas paralelas o la longitud de la cavidad de la cámara de ionización cilíndrica no debería tener una longitud mayor que la mitad del tamaño del campo de referencia. Además, el diámetro exterior de las cámaras de ionización cilíndricas no debería tener una longitud mayor que la mitad de la anchura del pico de Bragg extendido.

Por lo que respecta a la dosimetría relativa, se recomienda utilizar cámaras de ionización de placas paralelas y cámaras de ionización cilíndricas de volumen

pequeño ($<0,1 \text{ cm}^3$). En la sección 10.7.2 se enumeran los tipos de cámara para los que se proporcionan datos en este código de práctica internacional.

10.2.2. Los maniquís y las fundas de cámaras

Deberían atenderse las recomendaciones respecto de los maniquís y las fundas de cámaras que se proporcionan en las secciones 4.2.3 y 4.2.4. En los haces de protones, se recomienda utilizar agua como medio de referencia para determinar la dosis absorbida y hacer mediciones de la calidad de los haces. Respecto del maniquí, este debería rebasar por lo menos 5 cm los cuatro lados del tamaño de campo que se utilice en la profundidad de medición, y llegar a una profundidad por lo menos 5 g/cm^2 mayor que la profundidad de medición máxima.

En el caso de los haces horizontales, la ventana del maniquí debería ser de plástico y tener un espesor t_{win} de 0,2 a 0,5 cm. El espesor equivalente al agua (expresado en g/cm^2) de la ventana del maniquí debería tomarse en cuenta al determinar la profundidad a la que se coloca la cámara; el espesor se calcula por medio del producto $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$, en donde ρ_{pl} es la densidad del plástico (expresada en g/cm^3). En el caso del metacrilato polimetílico, un plástico de uso habitual, el valor nominal $\rho_{\text{PMMA}} = 1,19 \text{ g/cm}^3$ [48] puede utilizarse para calcular el espesor equivalente al agua para el material de la ventana. Si la ventana tiene un espesor mayor de 0,5 cm, el espesor equivalente al agua debería calcularse como se detalla en la sección 10.7.3 en lugar de poner en escala en función de la densidad.

En el caso de las cámaras que no son impermeables, debería utilizarse una funda impermeable de metacrilato polimetílico que, de preferencia, no tenga un espesor de más de 1,0 mm. Debería haber suficiente espacio de aire (de 0,1 a 0,3 mm) entre la pared de la cámara y la funda impermeable para que se equilibre la presión de aire de la cámara. La misma funda impermeable que se utilizó para calibrar la cámara de ionización del usuario también debería emplearse para la dosimetría de referencia; en caso de que esto no sea posible, debería recurrirse a otra funda del mismo material y de espesor parecido. Por lo que se refiere a las cámaras de ionización de placas paralelas, si de manera intrínseca no son impermeables o no incluyen una cubierta que lo sea, estas deben utilizarse con una cubierta impermeable que, de preferencia, sea de metacrilato polimetílico o un material que se parezca mucho a las paredes de la cámara; de manera ideal, no debería agregarse más de 1 mm de material al frente y por detrás del volumen de la cavidad.

En el caso de haces de protones, no deberían utilizarse maniquís de plástico para hacer mediciones dosimétricas de referencia debido a que los factores de corrección por la fluencia del agua al plástico, h_{pl} , no se conocen con la suficiente exactitud, pues dependen de secciones eficaces de interacciones nucleares que tienen valores de incertidumbre grandes [211]. En la sección 10.7.3 se

proporciona información acerca del uso de maniquís de plástico para hacer mediciones dosimétricas relativas.

10.3. CARACTERIZACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS HACES

10.3.1. Elección del índice de calidad del haz

En este código de práctica internacional, el alcance residual, R_{res} , se eligió como índice de calidad del haz tanto para los haces de protones anchos como los barridos porque ofrece la ventaja de que puede medirse con facilidad. A pesar de que, como resultado de esa decisión, las razones de poderes de frenado en el medio de los picos de Bragg extendidos tendrán valores calculados ligeramente menores, es poco probable que el efecto sea de más del 0,3 % [212, 213] para un $R_{\text{res}} > 2 \text{ g/cm}^2$, aunque puede llegar a ser del 0,6 % para un $R_{\text{res}} \leq 2 \text{ g/cm}^2$ [214].

El alcance residual R_{res} (en g/cm^2) a una profundidad de medición z se define de la manera siguiente:

$$R_{\text{res}} = R_p - z \quad (60)$$

en donde z es la profundidad de medición y R_p es el alcance práctico (ambos expresados en g/cm^2), que se define como la profundidad en la que la dosis absorbida pasando el pico de Bragg (en el caso de un haz estrecho estático monoenergético) o el pico de Bragg extendido (en el caso de un haz modulado) se reduce al 10 % de su valor máximo [212] (véanse las figs. 19 y 20). A diferencia de los demás tipos de radiación que abarca esta publicación, en el caso de los protones, la calidad Q no es exclusiva de cada haz concreto, sino que también está determinada por la profundidad de referencia z_{ref} que se haya elegido para la medición.

10.3.2. Medición de la calidad del haz

El alcance residual R_{res} debería calcularse a partir de una distribución de dosis y profundidad medida en las condiciones de referencia que se presentan en el cuadro 34. Por lo que se refiere a los haces anchos, las cámaras de ionización de placas paralelas son el detector más adecuado para medir las distribuciones de dosis y profundidad en el eje central. En cuanto a los haces estrechos barridos, debería utilizarse una cámara de ionización de placas paralelas de gran superficie

CUADRO 34. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA CALIDAD DE HACES DE PROTONES, R_{res}

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Placas paralelas
Punto de referencia de la cámara	En el centro de la superficie interior de la ventana
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En el punto de interés
Distancia fuente-superficie	Distancia para tratamiento clínico
Tamaño de campo en la superficie del maniquí	Para los haces anchos, 10 cm × 10 cm Para aplicaciones con campos pequeños (p. ej. tratamientos oculares), 10 cm × 10 cm o el campo más grande disponible en el entorno clínico Para los haces barridos, el tamaño del punto de un haz estrecho estático monoenergético

que calcule curvas radiales integradas⁶³ en función de la profundidad para un haz estrecho estático monoenergético. En la sección 10.7 se proporciona información complementaria acerca de la medición de distribuciones de dosis y profundidad.

10.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

10.4.1. Condiciones de referencia

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de protones figuran en los cuadros 35 y 36.

⁶³ En la práctica, el término “curva de dosis y profundidad integrada” se utiliza para referirse a la distribución de dosis y profundidad de un único haz estrecho estático medida con una cámara de ionización de placas paralelas de gran superficie. Por ser más correcto, en su lugar debería utilizarse el término “perfil radial integrado en función de la profundidad”.

CUADRO 35. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE PROTONES ANCHOS CALIBRADOS EN UN PICO DE BRAGG EXTENDIDO

Magnitud de influencia	Valor de referencia o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Para $R_{\text{res}} > 0,5 \text{ g/cm}^2$, cilíndrica y de placas paralelas Para $R_{\text{res}} < 0,5 \text{ g/cm}^2$, de placas paralelas
Profundidad de medición, z_{ref}	En el medio del pico de Bragg extendido
Punto de referencia de la cámara	En las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie interior de la ventana En las cámaras cilíndricas, en el eje central al centro del volumen de la cavidad
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En el caso de las cámaras cilíndricas y de placas paralelas, a la profundidad de medición z_{ref}
Distancia fuente-superficie	Distancia para tratamiento clínico
Tamaño de campo en la superficie del maniquí	El valor que resulte mayor entre una superficie de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ y el tamaño utilizado para normalizar los factores de campo Para aplicaciones con campos pequeños (p. ej. tratamientos oculares), $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ o el campo más grande disponible en el entorno clínico

10.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia z_{ref} en agua para un haz de protones de calidad Q y sin cámara puede determinarse por medio de la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q}(z_{\text{ref}}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (61)$$

CUADRO 36. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE PROTONES BARRIDOS CALIBRADOS EN UN HAZ ESTRECHO MONOENERGÉTICO CON UN CAMPO BARRIDO DE UNA SOLA CAPA DE ENERGÍA

Magnitud de influencia	Valor de referencia o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Para $R_{\text{res}} \geq 15 \text{ g/cm}^2$, cilíndrica y de placas paralelas Para $R_{\text{res}} < 15 \text{ g/cm}^2$, de placas paralelas
Profundidad de medición, z_{ref}	La zona de meseta, a una profundidad de 2 g/cm^2 , para haces con $R_p \geq 5,0 \text{ g/cm}^2$ La zona de meseta, a una profundidad de 1 g/cm^2 , para haces con $R_p > 5,0 \text{ g/cm}^2$
Punto de referencia de la cámara	En las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie interior de la ventana En las cámaras cilíndricas, en el eje central al centro del volumen de la cavidad
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En el caso de las cámaras cilíndricas y de placas paralelas, a la profundidad de medición z_{ref}
Distancia fuente-superficie	Distancia para tratamiento clínico
Tamaño de campo de referencia en la superficie del maniquí	Campo barrido uniforme, lo bastante grande como para llegar al menos al 99,5 % de equilibrio lateral de partículas cargadas (es decir, el factor de campo se modifica menos del 0,5 % en campos de dimensiones mayores que las del campo de referencia)

en donde M_Q es la lectura del dosímetro con el punto de referencia de la cámara ubicado en z_{ref} según las condiciones de referencia que figuran en los cuadros 35 y 36, y corregida por las magnitudes de influencia, a saber, la temperatura y la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la planilla de cálculo de la sección 10.9 (véase también la sección 4.4.3). N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para el dosímetro a la calidad de referencia Q_0 y k_{Q,Q_0} es un factor de corrección para la cámara concreta que se utiliza para tener en cuenta las diferencias entre la calidad del haz de referencia, Q_0 , y la calidad que efectivamente se emplea, Q .

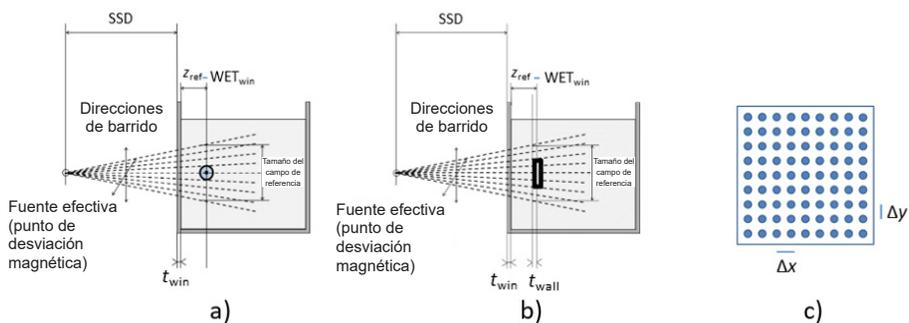


Fig. 21. Ilustración de la disposición para determinar la dosis absorbida en agua para un haz estrecho monoenergético por medio de un campo barrido de una sola capa: a) cámara cilíndrica; b) cámara de placas paralelas; c) patrón esquemático de puntos para un campo barrido cuadrado de referencia, con señalización de distancia constante entre puntos Δx y Δy . SSD: distancia fuente-superficie; t_{win} : espesor de la ventana del maniquí; WET_{win} : espesor equivalente al agua; t_{wall} : espesor equivalente al agua para el material de la pared de la cámara; y z_{ref} : profundidad de referencia.

En el caso de los haces anchos, la dosis absorbida en agua se determina en el centro del pico de Bragg extendido, mientras que en los haces barridos por lo general se determina en la primera zona de meseta de un haz estrecho monoenergético con un campo barrido de una sola capa (véase la fig. 21). Sin embargo, en algunas instalaciones que cuentan con un sistema de administración mediante barrido de haces estrechos, la calibración también puede hacerse en el centro del pico de Bragg extendido si todos los elementos pasivos que dan forma al haz (p. ej. los modificadores del alcance) se colocan de manera posterior al sistema de monitoreo del haz [215-217]. En ese caso, la determinación de la dosis absorbida en agua no se hace en la zona de meseta de la distribución de dosis, sino en el centro de un volumen de barrido.

En el cuadro 36 se muestran las condiciones de referencia para la calibración de haces de protones barridos en un haz estrecho monoenergético con campo barrido de una sola capa. El límite expresado en función de R_{res} para utilizar cámaras de ionización cilíndricas es el resultado de la limitación de dar por sentado que el factor de corrección por el desplazamiento p_{dis} equivale a la unidad y no añade un valor de incertidumbre de más del 0,5 % [218].

En la figura 21 se observa la disposición para determinar la dosis absorbida en agua con una cámara cilíndrica y una cámara de placas paralelas para un haz estrecho monoenergético por medio de un campo barrido de una sola capa. El patrón esquemático de puntos para un campo barrido cuadrado de referencia es indicio de que el barrido se hace con una distancia constante entre puntos Δx , Δy

y un número constante de partículas por punto, con una simetría del 1 % y una uniformidad del 2 % [219].

10.4.3. Corrección por recombinación

Los distintos métodos para determinar los factores de corrección por recombinación para haces continuos y pulsados se detallan en la sección 4. En el caso de los haces de protones de uso clínico, es fundamental determinar si, en cuanto a la recombinación, el funcionamiento del haz se asemeja al de uno continuo o uno pulsado. Aunque los ciclotrones y los sincrotrones de extracción lenta producen haces pulsados, entre los pulsos hay un tiempo muy breve en comparación con el tiempo de recolección de iones de la mayor parte de las cámaras de ionización [210], por lo que se considera que la mayor parte de los haces son de tipo continuo. Aunque su funcionamiento se asemeja al de los haces pulsados, dependiendo de la duración del impulso, los haces de sincrociclotrones podrían clasificarse más bien como un tipo intermedio. En caso de duda, la cuestión debería analizarse por medio de una gráfica completa de Jaffé ($1/M$ frente a $1/V$). Con arreglo a la teoría de la recombinación general que se planteó en la sección 4, se cumplen los requisitos para determinar que un haz es pulsado si los datos se ajustan a un modelo lineal. Si los datos se ajustan a un modelo lineal en una gráfica de $1/M$ frente a $1/V^2$, se cumplen los requisitos para determinar que se trata de radiación continua.

10.5. LOS VALORES DE k_{Q,Q_0}

De manera ideal, los valores de k_{Q,Q_0} deberían obtenerse por medición directa de la dosis absorbida a las calidades Q y Q_0 (véase la ecuación (3)) en condiciones de referencia para la cámara de ionización del usuario que se utiliza para la dosimetría de protones. Sin embargo, en la actualidad no se cuenta con un patrón primario de dosis absorbida en agua para haces de protones. Por ello, todos los valores de k_{Q,Q_0} para los haces de protones que se facilitan en esta publicación se obtuvieron a partir de cálculos y del uso de radiación gamma de ^{60}Co como calidad del haz de referencia Q_0 . La notación k_Q expresa el uso exclusivo del ^{60}Co como calidad de referencia.

En el cuadro 37a (para un $R_{\text{res}} \leq 4 \text{ g/cm}^2$) y el cuadro 37b (para un $R_{\text{res}} \geq 4 \text{ g/cm}^2$) figuran los valores calculados de k_Q en función del R_{res} para cámaras de ionización cilíndricas y de placas paralelas [220]. Los valores del k_Q para cámaras cilíndricas para haces de protones barridos con $R_{\text{res}} \geq 15 \text{ g/cm}^2$ se muestran en cursiva, ya que no se recomienda utilizar esas cámaras para haces barridos con $R_{\text{res}} < 15 \text{ g/cm}^2$. Los valores del k_Q para las calidades que no

aparecen en el cuadro pueden obtenerse por interpolación entre los valores que sí se muestran. En el apéndice II se proporcionan detalles acerca de los cálculos y se analiza la repercusión de nuevos datos [32] sobre los valores calculados del k_Q . Entre los valores actualizados y los que figuraban en la primera edición de este código de práctica internacional hay una desviación de alrededor del 1 % para las cámaras que se enumeran en los cuadros 37a y 37b.

10.6. CALIBRACIÓN INTERNA DE CÁMARAS DE IONIZACIÓN

La calibración interna se refiere a la calibración de cámaras de ionización que utilizan los usuarios a través de la comparación directa en un haz del usuario adecuado en relación con una cámara de ionización de referencia calibrada con anterioridad (véase la sección 4). Un ejemplo es la calibración interna de una cámara de ionización de placas paralelas para uso en haces de protones en relación con una cámara de ionización cilíndrica de referencia calibrada en radiación gamma de ^{60}Co . Aunque ese tipo de calibración interna conlleva una etapa complementaria, por lo general con esa calibración se puede determinar la dosis absorbida en agua con la propia cámara de ionización de placas paralelas, lo que resulta más fiable que obtener el valor con una cámara de ionización de placas paralelas calibrada de manera directa en ^{60}Co . Esto se debe principalmente a que se evitan [221] los inconvenientes de utilizar el factor de corrección p_{wall} para cámaras de ionización de placas paralelas en ^{60}Co , que debe utilizarse para calcular k_{Q,Q_0} .

10.6.1. Método de calibración interna

Debería utilizarse el haz de protones de mayor energía ($R_{\text{res}} > 15 \text{ g/cm}^2$) con la cámara ubicada en la zona de meseta, que es relativamente homogénea. En el caso de los haces barridos, debería utilizarse un campo barrido de una sola capa. Se harán comparaciones entre la cámara de referencia y la cámara de campo que se calibrará; para ello, las cámaras se colocarán por turnos a la profundidad de referencia z_{ref} en agua según las condiciones de referencia de cada una (véanse los cuadros 35 y 36). El coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para la cámara objeto de calibración a la calidad de protones de calibración interna Q_{cross} se determina por medio de la ecuación siguiente:

$$N_{D,w,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} = \frac{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}}{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}} N_{D,w,Q_0}^{\text{ref}} k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}} \quad (62)$$

en donde $M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}}$ y $M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$ son las lecturas del dosímetro de la cámara de referencia y la cámara de campo objeto de calibración, respectivamente, corregidas por las magnitudes de influencia, a saber, la temperatura y la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la sección 4.4.3. N_{D,w,Q_0}^{ref} es el coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para la cámara de referencia a la calidad Q_0 (es decir, radiación gamma de ^{60}Co) y $k_{Q_{\text{cross}},Q_0}^{\text{ref}}$ es el factor de corrección por la calidad del haz de la cámara de referencia.

10.6.2. Uso posterior de una cámara sometida a calibración interna

A continuación, la cámara sometida a calibración interna con el coeficiente de calibración $N_{D,w,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$ puede utilizarse para determinar la dosis absorbida en un haz del usuario de calidad Q por medio de la ecuación básica (61), como se muestra a continuación:

$$D_{w,Q} = M_Q^{\text{field}} N_{D,w,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} \quad (63)$$

Los valores de $k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$ se calculan como sigue:

$$k_{Q,Q_{\text{cross}}}^{\text{field}} = \frac{k_Q^{\text{field}}}{k_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}} \quad (64)$$

donde k_Q^{field} y $k_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$ se extraen de los cuadros 37a y 37b.

CUADRO 37a. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE PROTONES PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} PARA $0,25 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 4 \text{ g/cm}^2$ (véase el cuadro 37b para $4 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 40 \text{ g/cm}^2$)

Tipo de cámara ^b	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)								
	0,25	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4
Cámaras cilíndricas									
Capintec PR-06C Farmer	1,0366	1,0347	1,0340	1,0337	1,0335	1,0334	1,0333	1,0332	1,0332
Exradin A1SL Miniature	1,0284	1,0266	1,0259	1,0256	1,0254	1,0253	1,0252	1,0251	1,0251
Exradin A12 Farmer	1,0382	1,0364	1,0357	1,0354	1,0352	1,0351	1,0350	1,0349	1,0349
Exradin A12S Short Farmer	1,0363	1,0344	1,0338	1,0334	1,0332	1,0331	1,0330	1,0329	1,0329
Exradin A18	1,0364	1,0345	1,0338	1,0335	1,0333	1,0332	1,0331	1,0330	1,0330
Exradin A19 Classic Farmer	1,0380	1,0361	1,0355	1,0351	1,0349	1,0348	1,0347	1,0346	1,0346
Exradin A28	1,0315	1,0296	1,0290	1,0287	1,0285	1,0283	1,0282	1,0282	1,0282
IBA CC13	1,0314	1,0295	1,0289	1,0285	1,0283	1,0282	1,0281	1,0280	1,0280
IBA CC25	1,0369	1,0350	1,0343	1,0340	1,0338	1,0337	1,0336	1,0335	1,0335

CUADRO 37a. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE PROTONES PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} , PARA $0,25 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 4 \text{ g/cm}^2$ (véase el cuadro 37b para $4 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 40 \text{ g/cm}^2$) (cont.)

Tipo de cámara ^b	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)								
	0,25	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4
IBA FC23-C Short Farmer		1,0334	1,0316	1,0309	1,0306	1,0304	1,0303	1,0302	1,0301
IBA FC65-G Farmer		1,0259	1,0240	1,0234	1,0231	1,0229	1,0228	1,0227	1,0226
IBA FC65-P Farmer		1,0303	1,0284	1,0278	1,0274	1,0272	1,0271	1,0270	1,0269
NE 2561/2611A (NPL 2611A) Sec. Std		1,0284	1,0265	1,0259	1,0256	1,0254	1,0252	1,0251	1,0251
NE 2571 Farmer		1,0254	1,0236	1,0229	1,0226	1,0224	1,0223	1,0222	1,0221
PTW 30010 Farmer		1,0265	1,0246	1,0240	1,0237	1,0235	1,0233	1,0232	1,0232
PTW 30011 Farmer		1,0213	1,0194	1,0188	1,0185	1,0183	1,0182	1,0181	1,0180
PTW 30012 Farmer		1,0333	1,0314	1,0308	1,0304	1,0302	1,0301	1,0300	1,0299
PTW 30013 Farmer		1,0284	1,0265	1,0259	1,0256	1,0254	1,0252	1,0251	1,0251
PTW 31010 Semiflex		1,0259	1,0240	1,0234	1,0231	1,0229	1,0228	1,0227	1,0226

CUADRO 37a. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE PROTONES PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} , PARA $0,25 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 4 \text{ g/cm}^2$ (véase el cuadro 37b para $4 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 40 \text{ g/cm}^2$) (cont.)

Tipo de cámara ^b	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)								
	0,25	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4
PTW 31013 Semiflex		1,0226	1,0207	1,0201	1,0198	1,0196	1,0194	1,0193	1,0193
PTW 31016 PinPoint 3D		1,0073	1,0055	1,0049	1,0046	1,0044	1,0042	1,0041	1,0041
PTW 31021 Semiflex 3D		1,0342	1,0323	1,0317	1,0314	1,0312	1,0311	1,0310	1,0309
Cámaras de placas paralelas									
Exradin A10	1,0335	1,0298	1,0279	1,0273	1,0270	1,0268	1,0266	1,0265	1,0265
Exradin A11	1,0283	1,0246	1,0228	1,0222	1,0218	1,0216	1,0215	1,0214	1,0213
Exradin A11TW	1,0435	1,0397	1,0378	1,0372	1,0369	1,0367	1,0366	1,0365	1,0364
IBA NACP-02	0,9909	0,9874	0,9856	0,9850	0,9847	0,9845	0,9844	0,9843	0,9842
IBA PPC05	0,9987	0,9951	0,9933	0,9927	0,9924	0,9922	0,9921	0,9920	0,9919
IBA PPC40	1,0018	0,9982	0,9964	0,9957	0,9954	0,9952	0,9951	0,9950	0,9949

CUADRO 37a. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE PROTONES PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} PARA $0,25 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 4 \text{ g/cm}^2$ (véase el cuadro 37b para $4 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 40 \text{ g/cm}^2$) (cont.)

Tipo de cámara ^b	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)								
	0,25	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4
PTW 34045 Adv. Markus	1,0114	1,0077	1,0059	1,0053	1,0050	1,0048	1,0046	1,0046	1,0045
PTW 23343 Markus	1,0119	1,0083	1,0064	1,0058	1,0055	1,0053	1,0052	1,0051	1,0050
PTW 34001 Roos	1,0033	0,9997	0,9979	0,9973	0,9970	0,9968	0,9967	0,9966	0,9965

^a Los valores se proporcionan con cuatro decimales para que los datos puedan interpolarse con facilidad. Ello no conlleva el cálculo de incertidumbres equivalentes.

^b Algunas de las cámaras que se enumeran en este cuadro no cumplen algunos de los requisitos mínimos que se detallan en la sección 4.2.1., pero figuran aquí porque en la actualidad se utilizan en entornos clínicos.

CUADRO 37b. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE PROTONES PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} , PARA $4 \text{ g/cm}^2 \leq R_{\text{res}} \leq 40 \text{ g/cm}^2$ (véase el cuadro 37a para $0,25 \text{ g/cm}^2 \leq R_{\text{res}} \leq 4 \text{ g/cm}^2$)

Tipo de cámara ^b	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)										
	4	4,5	5	7,5	10	15	20	25	30	40	
Cámaras cilíndricas											
Capitec PR-06C Farmer	1,0332	1,0332	1,0331	1,0329	1,0328	1,0326	1,0319	1,0315	1,0313	1,0311	
Exradin A1SL Miniature	1,0251	1,0250	1,0250	1,0248	1,0247	1,0245	1,0240	1,0237	1,0235	1,0234	
Exradin A12 Farmer	1,0349	1,0348	1,0348	1,0346	1,0345	1,0343	1,0336	1,0332	1,0330	1,0328	
Exradin A12S Short Farmer	1,0329	1,0329	1,0328	1,0326	1,0325	1,0324	1,0317	1,0313	1,0310	1,0309	
Exradin A18	1,0330	1,0329	1,0329	1,0327	1,0326	1,0324	1,0320	1,0318	1,0316	1,0314	
Exradin A19 Classic Farmer	1,0346	1,0346	1,0345	1,0343	1,0342	1,0340	1,0333	1,0330	1,0327	1,0326	
Exradin A28	1,0282	1,0281	1,0281	1,0279	1,0278	1,0276	1,0269	1,0266	1,0263	1,0262	
IBA CC13	1,0280	1,0280	1,0279	1,0277	1,0276	1,0275	1,0268	1,0264	1,0262	1,0260	
IBA CC25	1,0335	1,0335	1,0334	1,0332	1,0331	1,0329	1,0323	1,0319	1,0317	1,0315	

CUADRO 37b. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE PROTONES PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} PARA $4 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 40 \text{ g/cm}^2$ (véase el cuadro 37a para $0,25 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 4 \text{ g/cm}^2$) (cont.)

Tipo de cámara ^b	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)									
	4	4,5	5	7,5	10	15	20	25	30	40
IBA FC23-C Short Farmer	1,0301	1,0300	1,0300	1,0298	1,0297	1,0295	1,0288	1,0284	1,0282	1,0280
IBA FC65-G Farmer	1,0226	1,0225	1,0225	1,0223	1,0222	1,0220	1,0213	1,0209	1,0207	1,0205
IBA FC65-P Farmer	1,0269	1,0269	1,0268	1,0266	1,0265	1,0264	1,0257	1,0253	1,0251	1,0249
NE 2561/2611A (NPL 2611A) Sec. Std	1,0251	1,0250	1,0249	1,0248	1,0246	1,0245	1,0237	1,0232	1,0230	1,0228
NE 2571 Farmer	1,0221	1,0221	1,0220	1,0218	1,0217	1,0215	1,0208	1,0205	1,0202	1,0201
PTW 30010 Farmer	1,0232	1,0231	1,0230	1,0229	1,0228	1,0226	1,0219	1,0215	1,0213	1,0211
PTW 30011 Farmer	1,0180	1,0179	1,0179	1,0177	1,0176	1,0174	1,0167	1,0164	1,0161	1,0160
PTW 30012 Farmer	1,0299	1,0299	1,0298	1,0296	1,0295	1,0294	1,0287	1,0283	1,0281	1,0279
PTW 30013 Farmer	1,0251	1,0250	1,0249	1,0248	1,0246	1,0245	1,0238	1,0234	1,0232	1,0230
PTW 31010 Semiflex	1,0226	1,0225	1,0225	1,0223	1,0222	1,0220	1,0214	1,0210	1,0208	1,0206

CUADRO 37b. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE PROTONES PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} , PARA $4 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 40 \text{ g/cm}^2$ (véase el cuadro 37a para $0,25 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 4 \text{ g/cm}^2$) (cont.)

Tipo de cámara ^b	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)										
	4	4.5	5	7,5	10	15	20	25	30	40	
PTW 31013 Semiflex	1,0193	1,0192	1,0192	1,0192	1,0190	1,0189	1,0187	1,0181	1,0177	1,0175	1,0173
PTW 31016 PinPoint 3D	1,0041	1,0040	1,0039	1,0038	1,0037	1,0035	1,0031	1,0029	1,0027	1,0025	
PTW 31021 Semiflex 3D	1,0309	1,0308	1,0308	1,0306	1,0305	1,0303	1,0297	1,0294	1,0292	1,0290	
Cámaras de placas paralelas											
Exradin A10	1,0265	1,0264	1,0263	1,0262	1,0261	1,0259	1,0257	1,0256	1,0255	1,0253	
Exradin A11	1,0213	1,0213	1,0212	1,0210	1,0209	1,0208	1,0206	1,0205	1,0204	1,0202	
Exradin A11TW	1,0364	1,0363	1,0363	1,0361	1,0360	1,0358	1,0357	1,0355	1,0354	1,0352	
IBA NACP-02	0,9842	0,9841	0,9841	0,9839	0,9838	0,9836	0,9835	0,9834	0,9833	0,9831	
IBA PPC05	0,9919	0,9919	0,9918	0,9916	0,9915	0,9914	0,9912	0,9911	0,9910	0,9908	
IBA PPC40	0,9949	0,9949	0,9948	0,9947	0,9946	0,9944	0,9943	0,9941	0,9940	0,9938	

CUADRO 37b. VALORES^a DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE PROTONES PARA VARIAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS EN FUNCIÓN DE LA CALIDAD DEL HAZ, R_{res} PARA $4 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 40 \text{ g/cm}^2$ (véase el cuadro 37a para $0,25 \text{ g/cm}^2 \leq R_{res} \leq 4 \text{ g/cm}^2$) (cont.)

Tipo de cámara ^b	Calidad del haz, R_{res} (g/cm ²)										
	4	4,5	5	7,5	10	15	20	25	30	40	
PTW 34045 Adv. Markus	1,0045	1,0044	1,0044	1,0044	1,0042	1,0041	1,0039	1,0038	1,0037	1,0035	1,0033
PTW 23343 Markus	1,0050	1,0049	1,0049	1,0049	1,0047	1,0046	1,0044	1,0043	1,0042	1,0041	1,0038
PTW 34001 Roos	0,9965	0,9964	0,9964	0,9964	0,9962	0,9961	0,9959	0,9958	0,9957	0,9956	0,9953

^a Los valores se proporcionan con cuatro decimales para que los datos puedan interpolarse con facilidad. Ello no conlleva el cálculo de incertidumbres equivalentes.

^b Algunas de las cámaras que se enumeran en este cuadro no cumplen algunos de los requisitos mínimos que se detallan en la sección 4.2.1., pero figuran aquí porque en la actualidad se utilizan en entornos clínicos.

Nota: en cursiva se muestran los valores de k_Q para las cámaras cilíndricas para haces de protones barridos con $R_{res} \geq 15 \text{ g/cm}^2$.

10.7. MEDICIONES EN CONDICIONES DISTINTAS A LAS DE REFERENCIA

En la dosimetría clínica es necesario medir las distribuciones del PDD en el eje central, los perfiles de los haces transversales, los factores de campo, etc. Esas mediciones deberían estar disponibles para todas las posibles combinaciones de energías, tamaños de campo y SSD que se utilicen en radioterapia (o, en el caso de los haces de barrido, para un conjunto representativo). Para medir los perfiles transversales o las distribuciones tridimensionales de dosis deberían utilizarse cámaras de ionización muy pequeñas con un volumen de cavidad menor de aproximadamente $0,1 \text{ cm}^3$. En el caso de dosímetros distintos de las cámaras de ionización, debería hacerse una comparación con cámaras de ionización para comprobar si la respuesta del detector depende de la energía o la profundidad. En cuanto a los haces de protones barridos, un requisito especial es la medición de las curvas radiales integradas en función de la profundidad para haces estrechos estáticos únicos. Esas mediciones deberían hacerse para un conjunto representativo de energías, tamaños de campo, tamaños de punto y disposiciones de SSD que se utilicen en radioterapia [210]. Deberían atenderse las recomendaciones respecto de la elección de cámaras de ionización y maniquís que se proporcionan en la sección 10.2.

10.7.1. Distribuciones de dosis y profundidad en el eje central

Se recomienda utilizar cámaras de ionización de placas paralelas para medir las distribuciones de dosis y profundidad en haces de protones anchos. La distribución de ionización y profundidad que se determine debe convertirse en una distribución de dosis y profundidad porque la razón de poderes de frenado $s_{w,air}$ depende de la profundidad, en especial en la zona de baja energía. Para hacerlo, la carga o la corriente de ionización medida en cada profundidad z debe multiplicarse por la razón de poderes de frenado $s_{w,air}$ y el factor de corrección por la perturbación a esa profundidad. Los valores de $s_{w,air}$ en función de R_{res} pueden calcularse por medio de la ecuación (100) que figura en el apéndice II. Se da por sentado que los factores de corrección por la perturbación tienen un valor equivalente a la unidad (véase el apéndice II). Debería analizarse si los efectos de polaridad y la recombinación de iones influyen sobre la distribución de ionización y profundidad y, en caso de que haya variabilidad en función de la profundidad, debería tenerse en cuenta esa posible influencia.

Si el tamaño del campo en el que se llevarán a cabo las mediciones es más pequeño que el doble del diámetro de la cavidad de la cámara de placas paralelas, se recomienda utilizar un detector que tenga una mejor resolución espacial (por ejemplo, un detector de minicámara, de diodos o de diamante)

[222, 223]. La distribución que se obtenga también debe convertirse por medio de la razón de poderes de frenado adecuada (por ejemplo, agua/aire, agua/silicón o agua/grafito). Los valores de poder de frenado que se requieren para hacerlo pueden consultarse en la referencia [210]. Deberían hacerse comparaciones de prueba con una cámara de ionización de placas paralelas y un tamaño de campo más grande para comprobar que los detectores son adecuados para hacer mediciones de dosis y profundidad.

En el caso de los haces de protones de uso clínico generados con sistemas de administración mediante barrido de haces estrechos, las mediciones de haces estrechos se hacen con cámaras de ionización de placas paralelas de gran superficie de modo parecido a las mediciones de curvas de dosis y profundidad que se hacen para haces anchos con cámaras de ionización de placas paralelas. Sin embargo, en los haces barridos se obtiene un perfil radial integrado en función de la profundidad.

10.7.2. Factores de campo

El factor de campo puede calcularse como el cociente entre la lectura corregida del dosímetro a la profundidad de referencia z_{ref} medida en un conjunto determinado de condiciones distintas a las de referencia y la medida en las condiciones de referencia (las condiciones de referencia figuran en los cuadros 35 y 36).

10.7.3. Uso de maniqués de plástico para hacer mediciones dosimétricas relativas

Se recomienda encarecidamente no utilizar maniqués de plástico, puesto que, en general, son fuente de discrepancias para determinar la dosis absorbida. En el caso de los haces de protones, no deberían utilizarse maniqués de plástico para hacer mediciones dosimétricas de referencia debido a que no se conocen a profundidad los factores de corrección por la fluencia del agua al plástico, h_{pl} . No obstante, si la cámara no puede ubicarse con exactitud en agua o no se cuenta con una cámara impermeable, esos maniqués pueden utilizarse para medir distribuciones de dosis y profundidad para haces de protones de energía baja (menos de ~ 100 MeV). En ese caso, la lectura del dosímetro en cada profundidad de plástico debería ponerse en escala por medio del factor de corrección por la fluencia h_{pl} . Se da por sentado que en todas las profundidades h_{pl} tiene un valor constante equivalente a la unidad.

Los criterios de los que depende la elección de los materiales plásticos se analizan en la sección 4.2.3. La densidad del plástico, ρ_{pl} , debería medirse para todo el lote de plástico que se utilice en lugar de emplear el valor nominal del tipo

de plástico. Cada profundidad de medición en plástico z_{pl} (expresada en g/cm^2) también debe ponerse en escala para obtener la correspondiente profundidad en agua z_w por medio de la ecuación siguiente:

$$z_w = z_{pl}c_{pl} \quad (65)$$

donde c_{pl} es un factor de puesta en escala de la profundidad, y z_w se expresa en unidades de g/cm^2 . En la dosimetría de protones, al producto $z_{pl}c_{pl}$ se le denomina de manera habitual “espesor de placa equivalente al agua”. Por lo que se refiere a los haces de protones, c_{pl} puede calcularse con una exactitud suficiente por medio del cociente entre los intervalos de aproximación de frenado continuo (expresados en g/cm^2) [49] en el agua y en el plástico. El factor de puesta en escala de la profundidad c_{pl} tiene un valor de 0,974 para el metacrilato polimetílico y de 0,981 para el poliestireno transparente. El procedimiento que se detalla en la sección 10.7.1 debería seguirse para calcular distribuciones de dosis y profundidad en el eje central a partir de las distribuciones de ionización y profundidad medidas.

Si se utiliza un maniquí de plástico para medir el índice de calidad del haz, la magnitud que se mide es el alcance residual en el plástico, $R_{res,pl}$. El alcance residual, R_{res} , en agua también se determina por medio de la ecuación de puesta en escala (65).

10.8. CÁLCULO DE LA INCERTIDUMBRE EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

Las incertidumbres asociadas a las magnitudes físicas y los procedimientos que implica la determinación de la dosis absorbida en agua en el haz de protones del usuario pueden calcularse por separado para haces de protones anchos calibrados en el pico de Bragg extendido y para haces de protones barridos calibrados en un haz estrecho monoenergético con un campo barrido de una sola capa de energía. En ambos tipos de haces, cada incertidumbre puede determinarse en dos etapas. En la etapa 1 se incluyen las incertidumbres hasta el momento en el que la cámara del usuario se calibra en función de $N_{D,w}$ en un laboratorio de calibración. En la etapa 2 se abarca la calibración posterior del haz de protones del usuario por medio de la cámara de la etapa 1, y se incluyen las incertidumbres del k_Q y la que se asocia a las mediciones a la profundidad de referencia en un maniquí de agua.

Los usuarios tienen la responsabilidad de definir las contribuciones a la incertidumbre de sus cálculos de dosis absorbida en agua. En el cuadro 38 se

muestran los valores aproximados de las incertidumbres típicas relativas de las dos etapas para el caso de haces de protones anchos calibrados en el pico de Bragg extendido y el de haces de protones barridos calibrados en un haz estrecho monoenergético con un campo barrido de una sola capa de energía, que dan una incertidumbre típica relativa combinada del 1,7 % para la determinación de la dosis absorbida en agua con cámaras de ionización cilíndricas y de placas paralelas. Es posible que se calculen valores distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración, la minuciosidad y la experiencia del usuario que lleva a cabo la medición, y la calidad y el estado del equipo de medición (por ejemplo, la recalibración periódica de todos los aparatos de medición o la presencia de un sistema de gestión de la calidad para garantizar el funcionamiento correcto). En el componente de incertidumbre llamado “definición de las condiciones de referencia” se incluye la incertidumbre de los efectos dominó que podrían producirse en el pico de Bragg extendido (debido a los moduladores) y las correcciones por el gradiente de dosis. Aunque, en el caso de los haces barridos, esa incertidumbre será un poco menor porque la calibración se hace en la zona de meseta, ello no produce efectos de consideración sobre la incertidumbre combinada.

CUADRO 38. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a (%) PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE PROTONES DE USO CLÍNICO, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co

Magnitud física o procedimiento	Cámaras cilíndricas y de placas paralelas
Etapa 1: laboratorio de calibración	
Calibración de un patrón secundario en función de $N_{D,w}$ en un PSDL	0,5 ^b
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1
Calibración del dosímetro del usuario en función de $N_{D,w}$ en el laboratorio de calibración	0,4
Incertidumbre combinada de la etapa 1	0,6
Etapa 2: haz de protones del usuario	
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,3

CUADRO 38. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a (%) PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE PROTONES DE USO CLÍNICO, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co (cont.)

Magnitud física o procedimiento	Cámaras cilíndricas y de placas paralelas
Definición de las condiciones de referencia	0,4 (0,3) ^c
Lectura del dosímetro M_Q relativa al monitor del haz	0,3
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,3
Factor de corrección por la calidad del haz, k_Q (véase el apéndice II)	1,4
Incertidumbre combinada de la etapa 2	1,6
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (etapas 1 y 2)	1,7

- ^a Para conocer más acerca de la expresión de la incertidumbre, véase la ref. [61] o el apéndice IV. Los valores que se proporcionan en el cuadro deberían tomarse como valores representativos; pueden ser distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración para los coeficientes de calibración y de la incertidumbre experimental en las instalaciones del usuario.
- ^b Si el dosímetro del usuario se calibra en un PSDL, la incertidumbre típica combinada de la etapa 1 es menor. La incertidumbre típica combinada en D_w debería ajustarse en consonancia.
- ^c Entre paréntesis se muestran los valores de la incertidumbre típica relativa calculados para un haz barrido de uso clínico calibrado en un haz estrecho monoenergético con un campo barrido con una sola capa de energía.

En el cuadro 39 se muestran los valores de incertidumbre típica relativa calculados para la determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de protones de uso clínico con una cámara de ionización cilíndrica sometida a calibración interna en relación con una cámara de referencia en un haz de protones, lo que da una incertidumbre típica relativa combinada del 2,0 %. Como se mencionó con anterioridad, es posible que se calculen valores distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración, la minuciosidad y la experiencia del usuario que lleva a cabo la medición, y la calidad y el estado del equipo de medición. En esos casos, la incertidumbre

tendrá un valor mayor como resultado de la etapa de calibración interna. Al igual que en el cuadro 38, en el caso de los haces barridos, el valor de la incertidumbre resultante de la definición de las condiciones de referencia será un poco menor debido a que la calibración se hace en las zonas de meseta; sin embargo, ello no produce efectos de consideración sobre la incertidumbre combinada. En el apéndice II pueden consultarse detalles acerca del cálculo de incertidumbre para las distintas variables físicas que intervienen en el cálculo del k_Q .

CUADRO 39. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA (%)^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA PARA UN HAZ DE PROTONES DE USO CLÍNICO, BASADA EN UNA CÁMARA SOMETIDA A CALIBRACIÓN INTERNA EN UN HAZ DE PROTONES EN RELACIÓN CON UNA CÁMARA DE REFERENCIA

Magnitud física o procedimiento	Cámara cilíndrica de referencia
Etapa 1: laboratorio de calibración	
N_{D,w,Q_0} Calibración en un haz de ^{60}Co en un laboratorio secundario de calibración dosimétrica	0,6 ^b
Etapa 2: calibración interna de una cámara de placas paralelas en el haz de protones del usuario	
Razón de las lecturas del dosímetro $M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{ref}} / M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{field}}$	0,6
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,3
Definición de las condiciones de referencia	0,4 (0,3) ^c
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,3
k_{Q_{cross},Q_0} Para la cámara de referencia (Q_0 es un haz de ^{60}Co)	1,6
Incertidumbre combinada de la etapa 2	1,7
Etapa 3: haz de protones de uso clínico del usuario	
Lectura del dosímetro M_Q relativa al monitor del haz	0,3

CUADRO 39. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA (%)^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA PARA UN HAZ DE PROTONES DE USO CLÍNICO, BASADA EN UNA CÁMARA SOMETIDA A CALIBRACIÓN INTERNA EN UN HAZ DE PROTONES EN RELACIÓN CON UNA CÁMARA DE REFERENCIA (cont.)

Magnitud física o procedimiento	Cámara cilíndrica de referencia
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,3
Definición de las condiciones de referencia	0,4 (0,3) ^c
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,3
Factor de corrección por la calidad del haz, $k_{Q,Q_{cross}}$	0,6
Incertidumbre combinada de la etapa 3	0,9
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (etapas 1, 2 y 3)	2,0

^a Para conocer más acerca de la expresión de la incertidumbre, véase la ref. [7] o el apéndice IV. Los valores que se proporcionan en el cuadro deberían tomarse como valores representativos; pueden ser distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración para los coeficientes de calibración y de la incertidumbre experimental en las instalaciones del usuario.

^b Si el dosímetro del usuario se calibra en un PSDL, la incertidumbre típica combinada de la etapa 1 es menor. La incertidumbre típica combinada en D_w debería ajustarse en consonancia.

^c Entre paréntesis se muestran los valores de la incertidumbre típica relativa calculados para un haz barrido de uso clínico calibrado en un haz estrecho monoenergético con un campo barrido de una sola capa.

10.9. PLANILLA DE CÁLCULO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de protones

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de radioterapia y condiciones de referencia para calcular $D_{w,Q}$

Unidad de radioterapia con _____ Energía nominal: _____ MeV
 protones: _____
 Tasa de dosis nominal: _____ Alcance práctico, $R_p =$ _____ g/cm²
 MU/min
 Maniquí de referencia: Agua Anchura del SOBP: _____ g/cm²
 Tamaño del campo de referencia: _____ SSD de referencia: _____ cm
 cm × cm
 Profundidad de referencia, _____ g/cm² Calidad del haz, _____ g/cm²
 $z_{ref} =$ _____ $Q(R_{ref}) =$ _____

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ Núm. serie: _____ Tipo: cil pp
 Paredes/ventanas de la cámara Material: _____ Espesor: _____ g/cm²
 Funda/camisa impermeable Material: _____ Espesor: _____ g/cm²
 Ventana del maniquí Material: _____ Espesor: _____ g/cm²
 Coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua,
 $N_{D,w} =$ _____ Gy/nC Gy/rdg
 Condiciones de referencia $P_o =$ _____ kPa $T_o =$ _____ °C Humedad relativa: _____ %
 para la calibración
 Potencial de polarización $V_1:$ _____ V
 Polaridad en el laboratorio de calibración: positiva negativa
 corrección por el efecto de polaridad
 Polaridad en el entorno del usuario: positiva negativa
 Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____
 Modelo del electrómetro: _____ Núm. serie: _____
 Calibración por separado de la cámara: sí no Configuración del alcance: _____
 De ser el caso Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

3. Lectura del dosímetro^a y corrección por las magnitudes de influencia

Lectura del dosímetro sin corregir en V_1 y a la polaridad en _____ nC rdg
 el entorno del usuario:
 Unidades de monitor del acelerador correspondientes: _____ MU
 Razón entre la lectura del dosímetro y las unidades $M_1 =$ _____ nC/MU rdg/MU
 de monitor:
 a) Presión $P =$ _____ kPa Temperatura $T =$ _____ °C Humedad relativa (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_o}{(273,2 + T_o) P} =$$

 b) Factor de calibración del electrómetro^b $k_{elec} =$ _____ nC/rdg adimensional
 c) Corrección por la polaridad^c Lectura en $+V_1$: M_+ = _____ Lectura en $-V_1$: $M_- =$ _____

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} =$$

d) Corrección por recombinación

i) En caso de que el método de las dos tensiones pueda aplicarse:

Tensiones de polarización: V_1 (normal) = _____ V V_2 (reducida) = _____ V

Lecturas^d en V_1, V_2 : M_1 = _____ M_2 = _____

Razón de tensiones V_1/V_2 = _____ Razón entre las lecturas M_1/M_2 = _____

Consulte el cuadro 10 según el tipo de haz: pulsado pulsado y barrido

a_0 = _____ a_1 = _____ a_2 = _____

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \text{_____}_{e, f}$$

ii) En caso de que el método de las dos tensiones no pueda aplicarse:

k_s = _____

Lectura del dosímetro corregida a la tensión V_1 :

$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = \text{_____}$ nC/MU rdg/MU

4. Dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia, z_{ref}

Factor de corrección por la calidad del haz para la calidad del usuario Q : k_Q =

Extraído de Cuadro 37 otra fuente, anótela: _____

Calibración de la dosis absorbida del monitor a z_{ref} :

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w} k_Q = \text{_____ Gy/MU}$$

^a En todas las lecturas debería compararse la corriente de fuga y deberían hacerse las correcciones que procedan.

^b Si el electrómetro no se calibró por separado, asigne a $k_{elec} = 1$.

^c M en el denominador de k_{pol} expresa la lectura a la polaridad del usuario. De preferencia, todas las lecturas de la ecuación deberían ser los promedios de los cocientes entre M (o M_+ o M_-) y la lectura de un monitor externo, M_{em} .

Se da por sentado que el laboratorio de calibración hizo una corrección por el efecto de polaridad. De no ser el caso, k_{pol} se calcula por medio del procedimiento siguiente:

$$k_{pol} = \frac{\text{La lectura a } +V_1 \text{ para la calidad } Q_0: M_+ = \text{_____}}{\text{Lectura en } -V_1 \text{ para la calidad } Q_0: M_- = \text{_____}} \cdot \frac{\left[\frac{(|M_+| + |M_-|)}{|M|} \right]_{Q_0}}{\left[\frac{(|M_+| + |M_-|)}{|M|} \right]_{Q_0}} = \text{_____}$$

^d En sentido estricto, las lecturas deberían corregirse por el efecto de polaridad (el promedio de ambas polaridades). De preferencia, todas las lecturas de la ecuación deberían ser los promedios de los cocientes entre M_+ o M_- y la lectura de un monitor externo, M_{em} .

^e Se da por sentado que el laboratorio de calibración hizo una corrección por recombinación. De no ser el caso, en lugar de k_s , debería utilizarse

el factor $k'_s = k_s / k_{s,Q_0}$. Cuando Q_0 es ^{60}Co , k_{s,Q_0} (en el laboratorio de calibración) por lo general tendrá un valor próximo a la unidad y, en la mayoría de los casos, el efecto de no utilizar esta ecuación podrá obviarse.

^f Compruebe que $k_s - 1 \approx (M_1/M_2 - 1)(V_1/V_2 - 1)$.

Nota: SOBP: pico de Bragg extendido; SSD: distancia fuente-superficie; cil: cilíndrica; pp: placas paralelas; MU: unidades de monitor.

11. CÓDIGO DE PRÁCTICA PARA HACES DE IONES LIGEROS

11.1. CONSIDERACIONES GENERALES

De conformidad con las recomendaciones del OIEA y la ICRU [29, 30], todos los núcleos que tienen un número atómico igual o menor que el del neón ($Z = 10$) se denominan “iones ligeros”, y el término “ion pesado” se utiliza para los núcleos más pesados. En esta sección se proporciona un código de práctica para la dosimetría de referencia y se formulan recomendaciones de dosimetría relativa para iones ligeros más pesados que los protones. Las recomendaciones se basan en un coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua para una cámara de ionización en un haz de referencia que, por falta de patrones primarios para iones ligeros, se considera como rayos gamma de ^{60}Co ; sin embargo, como calidad de referencia también podrían utilizarse otros tipos de haces, como los de protones o los de fotones de megavoltaje (véase la sección 3.2.3). El código de práctica concierne a los haces de iones ligeros que tienen alcances de 2 a 30 g/cm^2 en agua. En los haces de carbono, el alcance de energía correspondiente es de 85 a 430 MeV/u .

Por lo que se refiere a los haces de protones, la distribución de dosis y profundidad en agua de un haz de iones ligeros monoenergético, que se muestra en la figura 22, tiene un pico de Bragg acusado cerca de la zona en la que se detienen

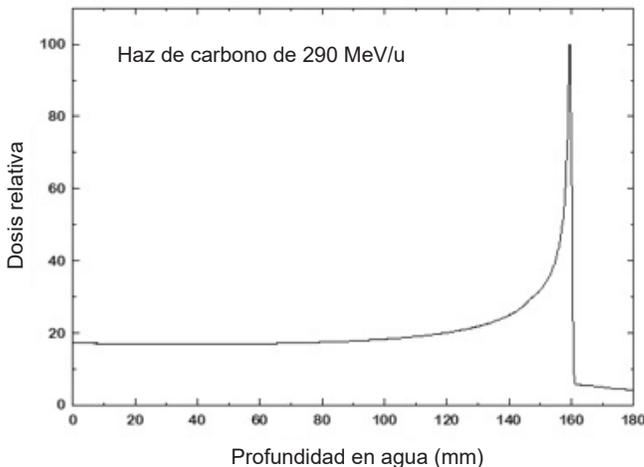


Fig. 22. Distribución de dosis y profundidad en agua de un haz monoenergético de carbono de 290 MeV/u .

las partículas primarias. En el caso de las aplicaciones clínicas de los haces de iones ligeros, en los picos de Bragg extendidos se incluye el volumen blanco total. A diferencia de la mayor parte de los haces de radiación que se utilizan con fines terapéuticos (excepto los de neutrones y los de protones), debido a que en las aplicaciones clínicas la respuesta biológica depende de manera considerable de la energía de los iones ligeros, es habitual que se utilice la dosis absorbida multiplicada por la eficacia biológica relativa (EBR) del haz para el tejido de interés, o la dosis ponderada por la EBR [30, 224], para las prescripciones, los registros y los informes referentes a tratamientos con haces de iones ligeros. La diferencia entre los dos tipos de distribución puede observarse en las figuras 23 y 24, en las que resulta evidente el efecto modulador de la distribución de dosis absorbida sobre el pico de Bragg extendido. En el caso de los haces de neutrones y de protones de uso clínico, por lo general se utiliza un valor de EBR fijo en todo el campo de irradiación. En el caso de los iones ligeros, la EBR presenta variabilidad en función de la profundidad y la dosis administrada al tejido, pero también del tipo de tejido, el punto final y algunas otras variables. Aunque, en principio, lo mismo se aplica a los haces de protones, debido a que la EBR presenta una variabilidad menor, la ICRU recomienda utilizar un valor de EBR constante de 1,1 [210]. El uso de una dosis ponderada por la EBR constituye un intento de lograr un efecto biológico homogéneo en el volumen blanco y hace posible comparar los resultados clínicos obtenidos por radioterapia tradicional con los obtenidos por radioterapia de iones ligeros.

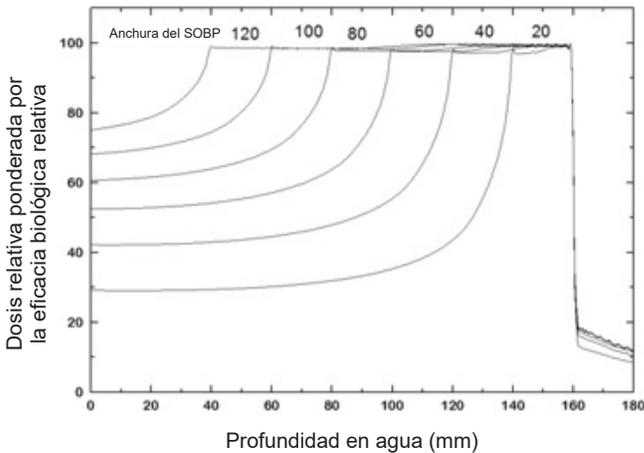


Fig. 23. Distribuciones de dosis de haces de carbono de 290 MeV/u de uso terapéutico ponderadas en función de la eficacia biológica relativa (EBR). Las anchuras de entre 20 y 120 mm del pico de Bragg extendido (SOBP) tienen por objeto que se produzcan efectos biológicos uniformes en los picos [224, 225].

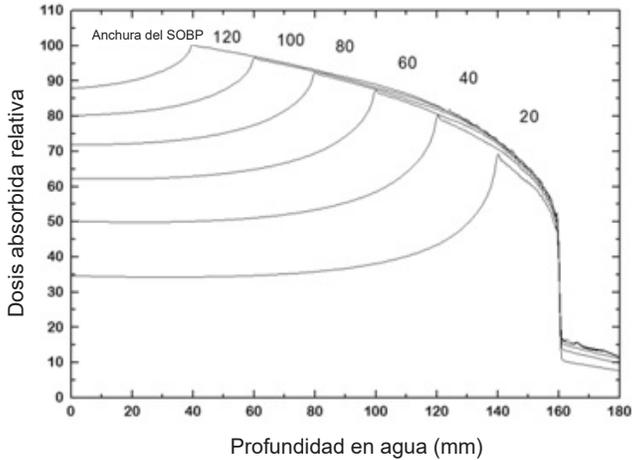


Fig. 24. Distribuciones de dosis absorbida de los haces que se muestran en la figura 23 [224, 225].

Sin embargo, en el presente código de práctica internacional la dosimetría de los iones ligeros se limita a determinar la dosis absorbida y no incluye aspectos radiobiológicos. Se aplica ese enfoque porque resulta factible recurrir al mismo formalismo e idénticos procedimientos para todos los haces de radioterapia que se utilizan en el mundo con el fin de lograr mediciones dosimétricas coherentes en el plano internacional. La solidez de un marco común para la dosimetría en radioterapia alentará a que se hagan comparaciones correlacionadas entre las dosis absorbidas que se administran a los pacientes, lo que disminuirá el número de grados de libertad al comparar el resultado de un tratamiento de radioterapia. Como resultado, podrán hacerse estudios biológicos sobre la base de procedimientos de dosimetría uniformes.

En comparación con otros haces de radiación que se utilizan con fines terapéuticos, los haces de iones ligeros que se utilizan en radioterapia tienen características físicas únicas para la dosimetría de las radiaciones [226]. En el caso de los protones de alta energía, las partículas incidentes interactúan con los núcleos diana y, mediante retroceso, producen protones de energía baja o iones más pesados. Cuando atraviesan aparatos de modulación de haces o tejidos humanos, los iones ligeros producen fragmentos de proyectil de alta energía y fragmentos de los núcleos diana de baja energía. En el punto de generación, los fragmentos de proyectil tienen aproximadamente la misma velocidad que los iones ligeros incidentes y, por tener menor carga, tienen un mayor alcance que las partículas incidentes. Se producen muchos tipos de núcleos atómicos y todos tienen distintas distribuciones de energía. En el caso de los iones de carbono,

durante la fragmentación de los proyectiles se producen núcleos secundarios con número atómico entre $Z = 1$ (protones) y $Z = 5$ (berilio). La fragmentación de los proyectiles y (en menor medida) de los núcleos diana tiene considerable repercusión sobre la respuesta de ambas muestras biológicas y dosímetros a los haces de iones ligeros. En comparación con la distribución de dosis y profundidad de un haz de protones (véase la fig. 19), la distribución en la figura 22 muestra una cola en el extremo distal del pico de Bragg, que se debe a la fragmentación de las partículas incidentes.

Por lo que se refiere a los haces de protones, en la actualidad se cuenta con dos tipos de sistemas de administración de haces de iones ligeros: el sistema de administración de haces anchos, que emplea haces barridos dispersos o uniformes, y el sistema de administración mediante barrido de haces estrechos, que emplea haces barridos de intensidad modulada [210]. En el caso de los sistemas de administración de haces anchos, el haz se dispersa de manera uniforme y, seguidamente, se ajusta a la diana por medio de aparatos de adaptación, como colimadores y filtros compensadores del alcance. En cuanto a los sistemas de administración mediante barrido de haces estrechos, un haz estrecho se aplica mediante barrido electromagnético en el volumen blanco en una secuencia específicamente diseñada para cada diana por medio de un sistema de planificación del tratamiento. En la primera edición de este código de práctica internacional se formularon recomendaciones referentes a la dosimetría de cámaras de ionización para haces de iones ligeros anchos en función de patrones de dosis absorbida en agua. Sin embargo, no se abarcó la dosimetría de referencia para haces administrados por barrido de intensidad modulada, que se está volviendo práctica habitual en los tratamientos con haces de iones ligeros. En esta publicación se formulan recomendaciones para determinar la dosis absorbida en haces de iones ligeros anchos y barridos. Hay diferencias considerables entre los procedimientos de dosimetría de referencia para los sistemas de administración mediante barrido de haces estrechos y los que se utilizan para sistemas de administración de haces anchos. Ello obedece a que, en el barrido de haces estrechos, la dosis se administra al paciente por medio de un gran número de haces estrechos y pequeños, y se utiliza un monitor de dosis para definir y controlar el número de partículas de cada haz. En cuanto a la dosimetría de haces de carbono, obsérvese que solo se han hecho unas pocas comparaciones: tres antes de que se publicara la primera edición de este código de práctica internacional [227-229] y una más reciente, entre centros japoneses [230].

11.2. EQUIPO DE DOSIMETRÍA

11.2.1. Cámaras de ionización

Deberían atenderse las recomendaciones que se proporcionan en la sección 4.2.1 respecto de las cámaras de ionización. Se recomienda utilizar cámaras de ionización cilíndricas o de placas paralelas como instrumentos de referencia para calibrar haces de iones ligeros barridos y anchos de uso clínico. Si las mediciones se hacen en la meseta de entrada (como ocurre por lo general en el caso de los haces monoenergéticos), el uso de cámaras de ionización cilíndricas debe limitarse a haces de iones ligeros con un alcance mayor o igual a $0,5 \text{ g/cm}^2$. Es preferible utilizar cámaras cilíndricas con paredes de grafito antes que con paredes de plástico porque las primeras ofrecen más estabilidad a largo plazo y menor variabilidad de una cámara a otra (véase la sección 4.2.1 y la fig. 2). En estas cámaras se considera que el punto de referencia se encuentra en el eje central de la cámara, al centro del volumen de la cavidad. En el caso de los haces de iones ligeros, debería utilizarse un punto efectivo de medición de la cámara, P_{eff} , ya que en el pico de Bragg extendido (SOBP) la distribución de dosis y profundidad no es constante y la pendiente depende de la anchura del SOBP y de la variabilidad de la eficacia biológica relativa dentro del SOBP [227]. El punto de referencia de la cámara cilíndrica debería ubicarse a una distancia de $0,75r_{\text{cyl}}$ a una profundidad mayor que el punto de interés en el maniquí [231].

Las cámaras de ionización de placas paralelas pueden utilizarse para la dosimetría de referencia de todos los haces de iones ligeros y deben utilizarse para los haces de iones ligeros con alcance de menos de $0,5 \text{ g/cm}^2$. En las cámaras de ionización de placas paralelas, se considera que el punto de referencia se encuentra en el centro de la superficie interior de la ventana de entrada. Ese punto se ubica en el punto de interés en el maniquí. El diámetro de la cavidad de la cámara de ionización de placas paralelas o la longitud de la cavidad de la cámara de ionización cilíndrica no debería ser mayor que aproximadamente la mitad del tamaño del campo de referencia. En cuando a las mediciones en el pico de Bragg extendido, el diámetro de una cámara de ionización cilíndrica no debería ser mayor que aproximadamente la mitad de la anchura del SOBP.

En el caso de la dosimetría relativa, se recomienda utilizar cámaras de ionización de placas paralelas para hacer mediciones de dosis y profundidad, y sería conveniente utilizar cámaras de ionización cilíndricas de volúmenes pequeños para trazar curvas y hacer mediciones concretas de garantía de la calidad, como la comprobación del plan dosimétrico. En la sección 11.6 se enumeran los tipos de cámara de ionización para los que se proporcionan datos en esta publicación.

11.2.2. Los maniqués y las fundas de cámaras

Deberían atenderse las recomendaciones respecto de los maniqués y las fundas de cámaras que se proporcionan en las secciones 4.2.3 y 4.2.4. Se recomienda utilizar agua como medio de referencia para medir la dosis absorbida con haces de iones ligeros. Respecto del maniqué, este debería rebasar por lo menos 5 cm los cuatro lados del tamaño de campo que se utilice en la profundidad de medición, y llegar a una profundidad por lo menos 5 g/cm^2 mayor que la profundidad de medición máxima.

En el caso de los haces horizontales, la ventana del maniqué debería ser de plástico y tener un espesor t_{win} de 0,2 a 0,5 cm. El espesor equivalente al agua (expresado en g/cm^2) de la ventana del maniqué debería tomarse en cuenta al determinar la profundidad a la que se coloca la cámara; el valor aproximado del espesor se calcula por medio del producto $t_{\text{win}}\rho_{\text{pl}}$. En el caso del metacrilato polimetílico, un plástico de uso habitual, el valor nominal $r_{\text{PMMA}} = 1,19 \text{ g/cm}^3$ [48] puede utilizarse para calcular el espesor equivalente al agua para el material de la ventana. Si la ventana tiene un espesor mayor de 0,5 cm, el espesor equivalente al agua debería calcularse como se detalla en la sección 10.7.3 en lugar de poniéndolo en escala en función de la densidad. Para el metacrilato polimetílico por lo general se utiliza un factor de puesta en escala de la profundidad de $c_{\text{pl}} = 0,974$.

En el caso de las cámaras que no son impermeables, debería utilizarse una funda impermeable de metacrilato polimetílico que, de preferencia, no tuviera un espesor de más de 1,0 mm. Entre la pared de la cámara y la funda impermeable debería haber un espacio de aire (de 0,1 a 0,3 mm) suficiente para que se equilibrara la presión de aire de la cámara. La misma funda impermeable que se utilizó para calibrar la cámara de ionización del usuario debería emplearse también para la dosimetría de referencia; en caso de que esto no sea posible, debería recurrirse a otra funda del mismo material y de espesor parecido. Si de manera intrínseca no son impermeables o no incluyen una cubierta que lo sea, las cámaras de ionización de placas paralelas deben utilizarse con una cubierta impermeable que, de preferencia, sea de metacrilato polimetílico o un material que se parezca mucho a las paredes de la cámara; de manera ideal, no debería agregarse más de 1 mm de material al frente y por detrás del volumen de la cavidad. El espesor equivalente al agua para el material de la cubierta y las fundas debería calcularse con el poder de frenado relativo, igual que para las ventanas.

En el caso de los haces de iones ligeros, no deberían utilizarse maniqués de plástico para hacer mediciones dosimétricas de referencia a profundidades mayores (es decir, mayores de 2 g/cm^2) porque no se conocen a profundidad los factores de corrección por la fluencia del agua al plástico, h_{pl} [232]. Sin embargo, los maniqués pueden utilizarse para hacer mediciones ordinarias de garantía

de la calidad a profundidades mayores, siempre y cuando se haya definido un coeficiente de transferencia entre el plástico y el agua.

11.3. CARACTERIZACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS HACES

En el apéndice III se proporcionan detalles acerca de los determinativos de la calidad de los haces para todos los haces que se utilizan en radioterapia. En artículos en los que se utilizó el método de Montecarlo [233-238] se comprobó que es posible caracterizar con exactitud adecuada, a través de algunas variables físicas simplificadas, la mayor parte de los efectos que en los haces de iones ligeros tienen los espectros de los fragmentos sobre las magnitudes dosimétricas. En el caso de los iones ligeros, puede utilizarse el alcance residual R_{res} en lugar de caracterizar en función del número atómico, el número másico, la energía del haz de iones ligeros incidente, la anchura del pico de Bragg extendido o el alcance, como se dejaba entrever en la edición anterior de este código de práctica internacional. Ello está en armonía con el procedimiento para caracterizar haces de protones (sección 10). Sin embargo, la incertidumbre relacionada con la dosimetría de iones ligeros tiene valores más grandes que la influencia de la calidad del haz. Por consiguiente, a diferencia de lo que se recomienda para los haces de protones, en esta publicación el alcance residual no se utiliza como determinativo de la calidad del haz para haces de iones ligeros.

11.4. DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

11.4.1. Condiciones de referencia

En los haces anchos, la dosis absorbida en agua se calcula en el centro del pico de Bragg extendido (SOBP), y en los haces barridos por lo general se calcula en la zona de meseta a una profundidad de 10 mm en agua para un haz estrecho monoenergético con un campo barrido de una sola capa (véase la fig. 25). Si, por razones técnicas, no resulta práctico utilizar una profundidad de 10 mm, puede utilizarse una de 20 mm. Como se muestra en la figura 24, el SOBP de la distribución de dosis y profundidad de un haz de iones ligeros no es constante, y la dosis en el extremo distal del SOBP tiene un valor menor que en el extremo proximal. En la proximidad del centro de un SOBP ancho la pendiente es más bien suave, y la pendiente de un SOBP estrecho es pronunciada. A efectos de calibración, debería considerarse que la profundidad de referencia se ubica en el centro del SOBP, que por lo general también es el centro del volumen blanco.

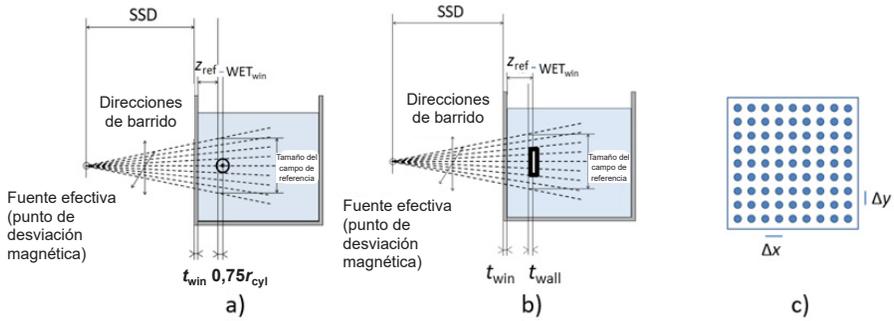


Fig. 25. Ilustración de la disposición para determinar la dosis absorbida en agua para un haz estrecho monoenergético con un campo barrido de una sola capa: a) cámara cilíndrica; b) cámara de placas paralelas; c) esquema de la distribución de puntos para un campo barrido cuadrado de referencia de una sola capa, con señalización de distancia constante entre puntos Δx y Δy . SSD: distancia fuente-superficie; t_{win} : espesor de la ventana del maniquí; WET_{win} espesor equivalente al agua para el material de la ventana del maniquí; z_{ref} : profundidad superficial de referencia; r_{cyl} : radio de la cavidad de la cámara de ionización cilíndrica.

Las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua figuran en los cuadros 40 y 41.

11.4.2. Determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia

La dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia z_{ref} en agua para un haz de iones ligeros de calidad Q y sin cámara puede determinarse por medio de la siguiente ecuación:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (66)$$

donde M_Q es la lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia, a saber, la temperatura y la presión, la calibración del electrómetro, el efecto de polaridad y la recombinación de iones, como se detalla en la planilla de cálculo de la sección 11.8 (véase también la sección 4.4.3). La cámara debería ubicarse según las condiciones de referencia que figuran en el cuadro 40 o el cuadro 41. N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración del dosímetro expresado en función de la dosis absorbida en agua a la calidad de referencia, Q_0 , y k_{Q,Q_0} es un factor de corrección para la cámara concreta que se utiliza para tener en cuenta las diferencias entre la calidad del haz de referencia, Q_0 , y la calidad del haz que efectivamente se emplea, Q . Cuando Q_0 corresponde a ^{60}Co , el factor de corrección por la calidad del haz se expresa como k_Q .

CUADRO 40. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE IONES LIGEROS ANCHOS CALIBRADOS EN EL PICO DE BRAGG EXTENDIDO

Magnitud de influencia	Valor de referencia o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Para un SOBP con anchura $\geq 2,0$ g/cm ² , cilíndrica y de placas paralelas Para un SOBP con anchura $< 2,0$ g/cm ² , de placas paralelas
Profundidad de medición, z_{ref}	En el medio del SOBP
Punto de referencia de la cámara	En las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie interior de la ventana En las cámaras cilíndricas, en el eje central al centro del volumen de la cavidad
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En el caso de las cámaras de placas paralelas, a la profundidad de medición z_{ref} En el caso de las cámaras cilíndricas, a una profundidad $0,75r_{cyl}$ mayor que z_{ref}
Distancia fuente-superficie	Distancia para tratamiento clínico
Tamaño de campo en la superficie del maniquí	El valor que resulte mayor entre una superficie de 10 cm \times 10 cm y la utilizada para normalizar los factores de campo

Nota: SOBP: Pico de Bragg extendido.

En la figura 25 se observa la disposición para determinar la dosis absorbida en agua con una cámara cilíndrica y una cámara de placas paralelas para un haz estrecho monoenergético por medio de un campo barrido de una sola capa. En la figura también se muestra el esquema de la distribución de puntos para un campo barrido cuadrado de referencia para indicar que, por lo general, el barrido se lleva a cabo con una distancia entre puntos constante Δx y Δy , lo que da como resultado una simetría del 1 % y una uniformidad del 2 % [30, 219].

CUADRO 41. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA DETERMINAR LA DOSIS ABSORBIDA EN HACES DE IONES LIGEROS BARRIDOS CALIBRADOS EN UN HAZ ESTRECHO MONOENERGÉTICO CON UN CAMPO BARRIDO DE UNA SOLA CAPA

Magnitud de influencia	Valor de referencia o característica de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica y de placas paralelas
Profundidad de medición z_{ref}	La zona de meseta, de preferencia a una profundidad de 1 g/cm^2 (como alternativa, a 2 g/cm^2)
Punto de referencia de la cámara	En las cámaras de placas paralelas, en el centro de la superficie interior de la ventana En las cámaras cilíndricas, en el eje central al centro del volumen de la cavidad
Ubicación del punto de referencia de la cámara	En el caso de las cámaras de placas paralelas, a la profundidad de medición z_{ref} En el caso de las cámaras cilíndricas, a una profundidad $0,75r_{cyl}$ mayor que z_{ref}
Distancia fuente-superficie	Distancia para tratamiento clínico
Tamaño del campo de referencia ^a en la superficie del maniquí	El valor que resulte mayor entre una superficie de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ y la utilizada para normalizar los factores de campo

^a El campo de referencia es un campo barrido uniforme, de dimensiones suficientes para que se equilibre al menos el 99,5 % de las partículas cargadas laterales (es decir, que en los campos de dimensiones mayores que el campo de referencia el factor de campo se modifique menos del 0,5 %).

11.4.3. Corrección por recombinación en los haces de iones ligeros

Los distintos métodos para determinar los factores de corrección por recombinación para haces continuos y pulsados se detallan en la sección 4.4.3.4. En el caso de los haces de protones, para los haces de iones ligeros de uso clínico es fundamental determinar si, en cuanto a la recombinación, el funcionamiento del haz se asemeja a uno continuo o uno pulsado. Todos los haces de iones

ligeros de uso clínico que se conocen hasta el momento tienen funcionamiento de haces continuos; sin embargo, en caso de duda la cuestión debería examinarse por medio de una gráfica de Jaffé ($1/M$ frente a $1/V$). Si los datos se ajustan a un modelo lineal, se cumplen los requisitos para determinar que se trata de un haz barrido pulsado. Si los datos se ajustan a un modelo lineal cuadrático en una gráfica de $1/M$ frente a $1/V^2$, se cumplen los requisitos para determinar que se trata de radiación continua.

En cuanto a las cámaras de ionización de placas paralelas en haces de iones ligeros anchos y barridos continuos, no debería utilizarse el método de las dos tensiones porque la recombinación inicial no puede obviarse y es una función compleja de $1/V$ [239]. A diferencia de lo que ocurre con los haces de protones, no puede darse por sentado que en altas tensiones la recombinación inicial sea pequeña; sin embargo, esta se vuelve cuasilineal en función de la tensión y, en la mayor parte de los sistemas, es el elemento principal que constituye la recombinación. Por ello, se recomienda trazar una gráfica de Jaffé completa, como se explica en la sección 4, para definir la zona lineal en la gráfica de $1/M$ frente a $1/V$. Podría ser recomendable utilizar tensiones altas; de no hacerlo, la recombinación inicial podría tener valores tan elevados que resultarían inaceptables. A continuación, debería utilizarse un método de extrapolación lineal en el que la lectura en la tensión de funcionamiento V_0 no fuera uno de los puntos de datos que se utilizara para determinar la recombinación. Ese método de extrapolación lineal puede basarse en la aplicación de un ajuste lineal a distintos puntos de datos en una gráfica de $1/M$ frente a $1/V$ o ser un método de dos tensiones modificado en el que la tensión de funcionamiento V_0 no sea uno de los dos puntos de datos en la zona lineal.

En las cámaras de ionización cilíndricas en haces de iones ligeros barridos continuos y anchos, el método de las dos tensiones puede utilizarse con precaución. Si la recombinación inicial no es insignificante, el factor de corrección por recombinación que se calcule con el método de las dos tensiones no será exacto. La recombinación inicial puede reducirse al mínimo si se utilizan tensiones altas. En los haces de iones ligeros barridos continuos también podría ser recomendable utilizar tensiones altas; de no hacerlo, la recombinación general podría tener valores tan elevados que resultarían inaceptables. En ambos casos, el factor de corrección por recombinación calculado puede ser incorrecto si en la tensión de funcionamiento hay multiplicación de cargas o se produce algún otro tipo de distorsión de la gráfica de Jaffé. Por ello, se recomienda trazar una gráfica de Jaffé completa, como se explica en la sección 4, para definir la zona lineal en la gráfica de $1/M$ frente a $1/V^2$. A continuación, debería utilizarse un método de extrapolación lineal en el que la lectura en la tensión de funcionamiento V_0 no fuera uno de los puntos de datos que se utilizara para determinar la recombinación. Ese método de extrapolación lineal puede basarse

en la aplicación de un ajuste lineal a distintos puntos de datos en una gráfica de $1/M$ frente a $1/V^2$ o ser un método de dos tensiones modificado en el que la tensión de funcionamiento V_0 no sea uno de los dos puntos de datos en la zona lineal. Si es necesario cuantificar la recombinación inicial, ello puede hacerse por separado a partir del volumen de recombinación con el método de De Almeida y Niatel (véase la sección 4.4.3.4). Si se aplica un ajuste cuadrático a una gráfica de Jaffé, ello también dejará entrever la distribución de la recombinación, pero este es un método menos sensible para distinguir la recombinación inicial de la recombinación de volumen.

En la actualidad no se cuenta con información acerca de los haces de iones pulsados (es decir, con breve duración del impulso); sin embargo, no debería darse por sentada la posibilidad de aplicar el método de las dos tensiones, ya que la recombinación inicial es una función compleja de $1/V$ [239].

11.5. LOS VALORES DE k_{Q,Q_0}

Dado que para la dosimetría de los haces de iones ligeros en la actualidad no se caracteriza la calidad de los haces, los valores de k_Q dependen únicamente del tipo de cámara que se utilice. Se cuenta con valores del factor k_{Q,Q_0} calculados mediante experimentación para muy pocas situaciones y aún no se han publicado valores obtenidos por simulaciones de Montecarlo en los que figuren detalles de la forma de las cámaras. Por consiguiente, en el apéndice II el factor de corrección por la calidad del haz se define mediante la ecuación (91) como sigue:

$$k_Q = \frac{(s_{w,air})_Q P_Q (W_{air})_Q}{(s_{w,air}P)_{Q_0} (W_{air})_{Q_0}} \quad (67)$$

En la actualidad no se cuenta con un patrón primario de dosis absorbida en agua para haces de iones ligeros y los valores de k_{Q,Q_0} para los iones ligeros que se proporcionan en este código de práctica internacional se basan en el uso de radiación gamma de ^{60}Co como calidad del haz de referencia Q_0 . La notación k_Q expresa el uso de ^{60}Co como calidad de referencia.

Los factores que se colocan en el numerador deben calcularse para el haz de iones ligeros de calidad Q y, debido a la complejidad de los procesos físicos implicados, el cálculo supone una labor considerable. En la actualidad no se cuenta con información acerca de los factores de corrección por la perturbación para las cámaras de ionización de haces de iones ligeros, por lo que, en lo sucesivo, debe darse por sentado que estos tienen un valor equivalente a la unidad. Dado que, en promedio, los electrones secundarios que producen los iones ligeros tienen energías extremadamente bajas, cabe esperar que esos electrones tengan efectos

menos sustanciales que en los haces de fotones de alta energía y de la misma magnitud que en los haces de protones. Por lo que se refiere a la radiación gamma de ^{60}Co , se cuenta con resultados de simulaciones de Montecarlo detalladas para el efecto combinado de la razón de poderes de frenado y factores de corrección por la perturbación (véase el apéndice II), y esos resultados se utilizaron para calcular los factores k_{Q,Q_0} que se muestran en el cuadro 42.

Debido a que en la actualidad no se cuenta con datos experimentales, se considera que las razones de poderes de frenado y los valores de W_{air} para los haces de iones ligeros no dependen de la calidad del haz [235, 240]. Los cálculos disponibles [241] muestran que si R_{res} se elige como determinante de la calidad del haz, la variabilidad que se observa cuando R_{res} baja hasta 1 g/cm^2 es menor ($\sim 0,3 \%$) que la incertidumbre relacionada con los datos. Por consiguiente, en esta publicación se utilizan valores constantes de razón de poderes de frenado y W_{air} para todos los haces de iones ligeros. Los valores que se recomienda utilizar son $1,126$ y $34,71 \text{ eV}$, respectivamente. Obsérvese que el valor de W_{air} corresponde al cálculo en aire seco. Dado que la razón de poderes de frenado $s_{w,\text{air}}$ de los iones ligeros es parecida a la del ^{60}Co ($1,127$ [242]), el cociente entre los valores de W_{air} y los factores de corrección por perturbación para la cámara concreta en un haz de ^{60}Co predomina sobre los valores de k_Q para los iones ligeros.

En el cuadro 42 se muestran los valores de k_Q para varias cámaras de ionización cilíndricas y de placas paralelas de uso habitual. En esta publicación solo se incluye un conjunto de valores de k_{Q,Q_0} para los iones de carbono.

CUADRO 42. VALORES DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE IONES DE CARBONO^a PARA DISTINTAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS

Modelo de cámara de ionización ^b	k_Q
Cámaras cilíndricas	
Capintec PR-06C Farmer	1,042
Exradin A1SL Miniature Shonka	1,043
Exradin A12 Farmer	1,040
Exradin A12S Farmer	1,042
Exradin A18	1,044

CUADRO 42. VALORES DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE IONES DE CARBONO^a PARA DISTINTAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS (cont.)

Modelo de cámara de ionización ^b	k_Q
Exradin A19 Classic Farmer	1,039
Exradin A28	1,037
IBA CC13	1,027**
IBA CC25	1,030**
IBA FC23-C Short Farmer	1,030**
IBA FC65-G Farmer ^c	1,028*
IBA FC65-P Farmer	1,026**
NE 2561/2611A (NPL 2611A) Secondary Standard	1,040
NE 2571 Farmer	1,031**
PTW 30010 Farmer	1,030**
PTW 30011 Farmer	1,027**
PTW 30012 Farmer	1,037**
PTW 30013 Farmer ^c	1,028*
PTW 31010 Semiflex	1,039
PTW 31013 Semiflex	1,036
Cámaras de placas paralelas	
Exradin A10	1,033
Exradin A11	1,035
Exradin A11TW	1,047

CUADRO 42. VALORES DE k_Q CALCULADOS PARA HACES DE IONES DE CARBONO^a PARA DISTINTAS CÁMARAS DE IONIZACIÓN CILÍNDRICAS Y DE PLACAS PARALELAS (cont.)

Modelo de cámara de ionización ^b	k_Q
IBA NACP-02	0,998
IBA PPC05	0,993**
IBA PPC40	0,993**
PTW 34045 Advanced Markus	1,006
PTW 23343 Markus	1,009
PTW 34001 Roos	0,997**

^a Los factores k_Q de las cámaras para las que se cuenta con valores experimentales obtenidos por medición directa y calibración interna [95, 243-245] se muestran como un promedio del valor calculado y el experimental, y se utiliza * para indicar calibración directa y ** para calibración interna.

^b Algunas de las cámaras que figuran en este cuadro no cumplen algunos de los requisitos mínimos que se detallan en la sección 4.2.1., pero figuran aquí porque en la actualidad se utilizan en entornos clínicos.

^c Datos corregidos según un análisis nuevo [245]. En los casos en los que se contaba con varias mediciones directas se obtuvo el promedio de los datos experimentales.

11.6. MEDICIONES EN CONDICIONES DISTINTAS A LAS DE REFERENCIA

Para poder darle uso clínico a los haces de iones ligeros, deberían medirse las distribuciones de dosis y profundidad, los perfiles de los haces transversales, las dimensiones de las zonas de penumbra de los campos de radiación y los factores de campo para las distintas circunstancias de tratamiento.

Para hacer las mediciones de las distribuciones de dosis y profundidad se recomienda utilizar cámaras de ionización de placas paralelas. Para medir los perfiles transversales o las distribuciones tridimensionales de dosis deberían utilizarse cámaras de ionización muy pequeñas con un volumen de cavidad menor de aproximadamente $0,1 \text{ cm}^3$. En el caso de dosímetros distintos de las cámaras

de ionización, debería hacerse una comparación con cámaras de ionización para comprobar si la respuesta del detector depende de la energía o la profundidad.

11.7. CÁLCULO DE LA INCERTIDUMBRE EN LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

En la actualidad, en la dosimetría de los haces de iones ligeros hay muchas incertidumbres en comparación con las que se tienen para la dosimetría de otros haces que se emplean en radioterapia. En cuanto a las incertidumbres de los factores de corrección k_Q calculados que se encuentran en este código de práctica internacional, predominan las que proceden de la razón de poderes de frenado y el valor de W_{air} . Para lograr nuevos avances en este ámbito, es necesario hacer más comparaciones detalladas entre la dosimetría de las cámaras de ionización y la calorimetría de agua, como la que se hace en la referencia [95]. Sin embargo, parece ser que la fragmentación de los proyectiles y los núcleos diana no influye de manera considerable sobre la incertidumbre global (véase el apéndice II).

Por ello, debería entenderse que tiene carácter preliminar el ejemplo de cálculo de las incertidumbres típicas relativas que se muestra en el cuadro 43. En el cuadro 43, entre paréntesis, se proporcionan valores calculados de incertidumbre para haces de iones barridos calibrados en una sola capa de energía. Estos dan como resultado una incertidumbre típica combinada un poco mayor para la determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de iones ligeros de uso clínico con una cámara de ionización cilíndrica y de placas paralelas, del 2,6 % y el 2,7 %, respectivamente. Es posible que se calculen valores distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración, la minuciosidad y la experiencia del usuario que lleva a cabo la medición, y la calidad y el estado del equipo de medición (por ejemplo, la recalibración periódica de todos los aparatos de medición o la presencia de un sistema de gestión de la calidad para garantizar el funcionamiento correcto). En este caso, en el componente de incertidumbre llamado “definición de las condiciones de referencia” se incluye incertidumbre complementaria debido a la posible falta de uniformidad en las correcciones para tener en cuenta la dosis en profundidad y el gradiente de dosis. Obsérvese que el cuadro 43 se facilita en calidad de ejemplo, y que los usuarios tienen la responsabilidad de definir las contribuciones a la incertidumbre de sus cálculos de dosis absorbida en agua.

CUADRO 43. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE IONES LIGEROS DE USO CLÍNICO CALIBRADO EN EL PICO DE BRAGG EXTENDIDO Y EN UNA CAPA DE UNA SOLA ENERGÍA, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	Tipo de cámara del usuario	
	Cilíndrica	Placas paralelas
Etapa 1: laboratorio de calibración		
Calibración de un patrón secundario en función de $N_{D,w}$ en un laboratorio primario de calibración dosimétrica	0,5	0,5
Estabilidad a largo plazo del patrón secundario	0,1	0,1
Calibración del dosímetro del usuario en función de $N_{D,w}$ en el laboratorio de calibración	0,4	0,4
Incertidumbre combinada de la etapa 1	0,6 ^b	0,6 ^b
Etapa 2: haz de iones ligeros del usuario		
Estabilidad a largo plazo del dosímetro del usuario	0,2	0,4
Definición de las condiciones de referencia	0,4 (0,6) ^c	0,6 (0,7) ^c
Lectura del dosímetro M_Q relativa al monitor del haz	0,3	0,3
Factor de corrección para tener en cuenta las magnitudes de influencia, k_i	0,3	0,3
Factor de corrección por la calidad del haz, k_Q (valor calculado)	2,4	2,4
Incertidumbre combinada de la etapa 2	2,5	2,6
Incertidumbre típica combinada de $D_{w,Q}$ (etapas 1 y 2)	2,6	2,7

CUADRO 43. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA^a PARA $D_{w,Q}$ A LA PROFUNDIDAD DE REFERENCIA EN AGUA Y PARA UN HAZ DE IONES LIGEROS DE USO CLÍNICO CALIBRADO EN EL PICO DE BRAGG EXTENDIDO Y EN UNA CAPA DE UNA SOLA ENERGÍA, BASADA EN UNA CÁMARA CALIBRADA EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co (cont.)

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)	
	Tipo de cámara del usuario	
	Cilíndrica	Placas paralelas

- ^a Para conocer más acerca de la expresión de la incertidumbre, véase la ref. [61] o el apéndice IV. Los valores que se proporcionan en el cuadro deberían tomarse como valores representativos; pueden ser distintos en función de la incertidumbre que se utilice en el laboratorio de calibración para los coeficientes de calibración y de la incertidumbre experimental en las instalaciones del usuario.
- ^b Si el dosímetro del usuario se calibra en un PSDL, la incertidumbre típica combinada de la etapa 1 es menor. La incertidumbre típica combinada en D_w debería ajustarse en consonancia.
- ^c Entre paréntesis se muestran los valores de la incertidumbre típica relativa calculados para un haz barrido de uso clínico calibrado en un haz estrecho monoenergético con un campo barrido de una sola capa. Si en un haz pasivo para la dosimetría de referencia se utiliza un pico de Bragg extendido ponderado por la eficacia biológica relativa, debe añadirse una incertidumbre complementaria derivada del gradiente de dosis absorbida en el pico de Bragg extendido.

11.8. PLANILLA DE CÁLCULO

Determinación de la dosis absorbida en agua en un haz de iones ligeros

Usuario: _____ Fecha: _____

1. Unidad de radioterapia y condiciones de referencia para calcular $D_{w,q}$

Especie iónica: _____ Energía nominal: _____ MeV/u

Tipo de haz: barrido ancho

Tasa de dosis nominal: _____ MU/min Alcance práctico, R_p = _____ g/cm²

Maniquí de referencia: _____ agua Anchura del SOBP: _____ g/cm²

Tamaño del campo de referencia: _____ cm × cm SSD de referencia: _____ cm

Profundidad de referencia, z_{ref} = _____ g/cm²

2. Cámara de ionización y electrómetro

Modelo de la cámara de ionización: _____ Núm. serie: _____ Tipo: cil pp

Paredes/ventanas de la cámara Material: _____ Espesor: _____ g/cm²

Funda/camisa impermeable Material: _____ Espesor: _____ g/cm²

Ventana del maniquí Material: _____ Espesor: _____ g/cm²

Coefficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua,

$N_{D,w}$ = _____ Gy/nC Gy/rdg

Condiciones de referencia para la calibración P_o = _____ kPa T_o = _____ °C Humedad relativa: _____ %

Potencial de polarización V_1 = _____ V

Polaridad en el laboratorio de calibración: positiva negativa

corrección por el efecto de polaridad

Polaridad en el entorno del usuario: positiva negativa

Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

Modelo del electrómetro: _____ Núm. serie: _____

Calibración por separado de la cámara: sí no Configuración del alcance: _____

De ser el caso Laboratorio de calibración: _____ Fecha: _____

3. Lectura del dosímetro y corrección por las magnitudes de influencia

Lectura del dosímetro sin corregir en V_1 y a la polaridad en _____ nC rdg
el entorno del usuario:

Unidades de monitor del acelerador correspondientes: _____ MU

Razón entre la lectura del dosímetro y las unidades de monitor: M_1 = _____ nC/MU rdg/MU

a) Presión P = _____ kPa Temperatura T = _____ °C Humedad relativa (si se conoce): _____ %

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T) P_o}{(273,2 + T_o) P} = \underline{\hspace{2cm}}$$

b) Factor de calibración del electrómetro^b k_{elec} = _____ nC/rdg adimensional

c) Corrección por la polaridad^c Lectura en $+V_1$: M_+ = _____ Lectura en $-V_1$: M_- = _____

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \underline{\hspace{2cm}}$$

d) Corrección por recombinación (método de las dos tensiones)

i) En caso de que el método de las dos tensiones pueda aplicarse:

Tensiones de polarización: V_1 (normal) = _____ V V_2 (reducida) = _____ V

Lecturas^d en V_1, V_2 : $M_1 =$ _____ $M_2 =$ _____

Razón de tensiones $V_1/V_2 =$ _____ Razón entre las lecturas $M_1/M_2 =$ _____

Consulte el cuadro 10 según el tipo de haz: pulsado pulsado y barrido

$a_0 =$ _____ $a_1 =$ _____ $a_2 =$ _____

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = \text{_____}_{e, f}$$

i) En caso de que el método de las dos tensiones no pueda aplicarse:

$k_s =$ _____

Lectura del dosímetro corregida a la tensión V_1 :

$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s =$ _____ nC/MU rdg/MU

4. Dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia, z_{ref}

Factor de corrección por la calidad del haz para la calidad del usuario Q : $k_Q =$ _____

Extraído de Cuadro 37 Otra fuente, anótela: _____

Calibración de la dosis absorbida del monitor a z_{ref} :

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w} k_Q = \text{_____ Gy/MU}$$

^a En todas las lecturas debería comprobarse la corriente de fuga y deberían hacerse las correcciones que procedan.

^b Si el electrómetro no se calibró por separado, asigne a $k_{elec} = 1$.

^c M en el denominador de k_{pol} expresa la lectura a la polaridad del usuario. De preferencia, todas las lecturas de la ecuación deberían ser los promedios de los cocientes entre M (o M_+ o M_-) y la lectura de un monitor externo, M_{em} .

Se da por sentado que el laboratorio de calibración hizo una corrección por el efecto de polaridad. De no ser el caso, k_{pol} se calcula por medio del procedimiento siguiente:

La lectura a $+V_1$ para la calidad Q : $M_+ =$ _____ Lectura en $-V_1$ para la calidad Q : $M_- =$ _____

$$k_{pol} = \frac{[(|M_+| + |M_-|)/|M|]_{Q_+}}{[(|M_+| + |M_-|)/|M|]_{Q_-}} = \text{_____}$$

^d En sentido estricto, las lecturas deberían corregirse por el efecto de polaridad (el promedio de ambas polaridades). De preferencia, todas las lecturas de la ecuación deberían ser los promedios de los cocientes entre M_+ o M_- y la lectura de un monitor externo, M_{em} .

^e Se da por sentado que el laboratorio de calibración hizo una corrección por recombinación. De no ser el caso, en lugar de k_s debería utilizarse

el factor $k'_s = k_s / k_{s,Q_0}$. Cuando Q_0 es ^{60}Co , k_{s,Q_0} (en el laboratorio de calibración) por lo general tendrá un valor próximo a la unidad y, en la mayoría de los casos, el efecto de no utilizar esta ecuación podrá obviarse.

^f Compruebe que $k_s - 1 \approx (M_1/M_2 - 1)(V_1/V_2 - 1)$.

Nota: SOBP: pico de Bragg extendido; SSD: distancia fuente-superficie; cil: cilíndrica; pp: placas paralelas; MU: unidades de monitor.

Apéndice I

FORMALISMO PARA LA DOSIMETRÍA DE LOS HACES DE RAYOS X DE KILOVOLTAJE

I.1. INTRODUCCIÓN

El formalismo para la dosimetría de los haces de rayos X de kilovoltaje sobre la base de patrones de dosis absorbida en agua parte de las fórmulas que se detallaron en la sección 3 de este código de práctica internacional. Sin embargo, como se ha hecho hincapié a lo largo de esta publicación, ese tipo de patrones no es de uso generalizado y las cámaras de ionización de usuarios no suelen calibrarse en función del $N_{D,w,Q}$. En el caso de los rayos X de baja energía, la calibración en función del $N_{D,w,Q}$ depende de que se midan los coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire en la superficie de un maniquí de metacrilato polimetílico y que, seguidamente, en un laboratorio de calibración se hagan los cálculos numéricos para determinar el $N_{D,w,Q}$, y muy pocos establecimientos ofrecen ese servicio. En cuanto a los rayos X de energía media, los patrones se encuentran en proceso de desarrollo y aún no se ofrecen servicios de calibración para usuarios de manera generalizada. Por ello, el procedimiento más habitual sigue siendo la calibración en función del kerma en aire.

Además, las calibraciones en función del $N_{D,w,Q}$ no suelen utilizarse para determinar la dosis absorbida en agua para calidades de haces y disposiciones espaciales (el tamaño de campo y la SSD) distintas de las que se utilizaron para calibrar los instrumentos, como suele ocurrir en la mayor parte de los establecimientos clínicos. Esto se debe a que por lo general las magnitudes dosimétricas dependen de manera considerable de la calidad y la forma del haz, por lo que es indispensable contar con un formalismo adaptado en el que se tengan en cuenta esas relaciones de dependencia.

En este apéndice se detalla el formalismo ampliado para la dosimetría de haces de rayos X de kilovoltaje basada en calibraciones expresadas en función del kerma en aire y la dosis absorbida en agua, y las relaciones que hay entre estas últimas. Aunque en los rayos X de kilovoltaje se recomienda definir la calidad del haz en función del kilovoltaje y la HVL (en milímetros de aluminio o cobre), en aras de la sencillez, la calidad del haz se expresará como Q .

I.2. ANTECEDENTES

En los haces de rayos X de kilovoltaje, la dosis absorbida en agua puede calcularse a partir de mediciones hechas en aire o en maniquí. Por lo general, la primera opción se utiliza para determinar la dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí para rayos X de baja energía, y la segunda para determinar la dosis a una determinada profundidad de referencia en un maniquí para rayos X de energía media. En sentido estricto, lo que se determina es el kerma en agua, que se da por sentado que equivale a la dosis absorbida en agua para las energías implicadas en la dosimetría de rayos X de kilovoltaje. En ambos métodos puede utilizarse una cámara de ionización calibrada en función del kerma en aire o la dosis absorbida en agua; aunque son distintas, las dos vías guardan relación intrínseca con el formalismo para determinar la dosis absorbida en agua que se utiliza en este código de práctica internacional y se analizan por separado en las secciones I.3 e I.4.

Si se aplican los principios teóricos de la dosimetría, para el método de cálculo en aire, la dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua ($D_{w,Q}^{\text{surface}}$) para un haz de calidad Q se obtiene a partir de la expresión siguiente:

$$D_{w,Q}^{\text{surface}} = K_{\text{air},Q}^{\text{FIA}} \left[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho \right]_{w,\text{air}}^{\text{FIA}} B_{w,Q} \quad (68)$$

en donde:

$K_{\text{air},Q}^{\text{FIA}}$

es el kerma en aire en el seno del aire en la ubicación de medición (es decir, el kerma en aire que surge de la radiación incidente, sin maniquí), que se calcula al multiplicar la lectura de la cámara en el seno del aire (corregida por las magnitudes de influencia) por el correspondiente coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire.

$\left[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho \right]_{w,\text{air}}^{\text{FIA}}$

es el cociente entre el valor medio de los coeficientes de absorción de energía másicos agua/aire, promediados en un espectro de fotones en el seno del aire. Mediante ese cociente, el kerma en aire medido en el seno del aire se convierte en kerma en agua en la misma ubicación (es decir, en el seno del aire), $K_{w,Q}^{\text{FIA}}$, y este es prácticamente independiente del tamaño de campo y la distancia.

$B_w(Q)$

es el factor de retrodispersión, que se define como el cociente entre el kerma en agua con y sin maniquí. Sirve para convertir el kerma en agua en el seno del aire en kerma en

agua en la superficie de entrada del maniquí, $K_{w,Q}^{surface}$, que se da por sentado que es equivalente a la dosis absorbida en agua en la misma ubicación. A diferencia de $[\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{FlA}$, el factor de retrodispersión depende de manera considerable del tamaño de campo y la distancia.

Para el método de cálculo en maniquí, la dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia z_{ref} se calcula por medio de la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q}^{z_{ref}} = K_{air,Q}^{z_{ref}} [\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{z_{ref}} P_{ch,Q} \quad (69)$$

en donde:

$K_{air,Q}^{z_{ref}}$ es el kerma en aire a la profundidad de referencia en el maniquí; para calcularlo, por medio de una primera aproximación, se multiplica la lectura de la cámara en z_{ref} (corregida por las magnitudes de influencia) por el coeficiente de calibración expresado en función del kerma en aire en el seno del aire (la repercusión sobre el coeficiente de calibración de los distintos espectros en aire y en agua se incluye con posterioridad como un factor de corrección por perturbación);

$[\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{z_{ref}}$ es el cociente entre el valor medio de los coeficientes de absorción de energía máxicos agua/aire, promediados en un espectro de fotones en z_{ref} ; sirve para convertir el kerma en aire a la profundidad de referencia en el maniquí en kerma en agua en la misma ubicación, $K_{w,Q}^{z_{ref}}$, y depende del tamaño de campo y la distancia de la fuente a la ubicación de medición;

$P_{ch,Q}$ sirve para tener en cuenta las diferencias en la respuesta de la cámara entre el momento de la calibración en el seno del aire y en el que se utiliza a la profundidad de referencia en el maniquí.

Debido a que el kerma en aire a la profundidad de referencia ya incluye el componente de dispersión del maniquí, no hay un factor de retrodispersión en la ecuación (69).

Las ecuaciones (70) y (71) constituyen la base del formalismo para determinar la dosis absorbida en agua para la dosimetría de haces de rayos X de

kilovoltaje de baja energía. Cada método puede utilizarse junto con una cámara calibrada en función del $N_{K,air}$ o el $N_{D,w}$, por lo que se abarcan cuatro casos de uso distintos. En la sección I.3 se detalla la vía del $N_{K,air}$ con el método de cálculo en aire para rayos X de baja energía en el intervalo de 10 a 100 kV para determinar la dosis absorbida en la superficie de un maniquí de agua. En la sección I.4 se detalla la vía del $N_{D,w}$ con los dos métodos de cálculo, es decir, el método de cálculo en maniquí para rayos X de energía media en el intervalo de 70 a 300 kV para determinar la dosis absorbida a una profundidad de referencia de 2 cm en agua.

I.3. CÁMARA CALIBRADA EN FUNCIÓN DEL KERMA EN AIRE EN EL SENO DEL AIRE

Esta es la vía que más se utiliza para calibrar cámaras, tanto de rayos X de baja energía como de energía media. Los laboratorios de calibración proporcionan coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire $N_{K,air,Q}^{FIA}$ para la cámara del usuario, medidos en el seno del aire, para una serie de calidades de haz normalizadas.

I.3.1. Rayos X de baja energía

En el caso de un haz de baja energía de calidad Q para el que se hayan hecho mediciones en el seno del aire, la ecuación (68) puede escribirse como sigue:

$$D_{w,Q}^{surface} = K_{air,Q}^{FIA} [\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{FIA} B_{w,Q}(f,SSD) \quad (70)$$

en donde ya se incluye de manera explícita que el factor de retrodispersión depende de Q, f y la SSD.

Si la ecuación (70) se divide entre la lectura de la cámara expresada en el seno del aire, $M_Q^{FIA}(f,SSD)$, se obtiene el siguiente coeficiente de calibración expresado en función de la dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua:

$$N_{D,w,Q}^{surface}(f,SSD) = N_{K,air,Q}^{FIA}(f,SSD) [\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{FIA} B_{w,Q}(f,SSD) \quad (71)$$

que es la expresión general que vincula $N_{D,w,Q}^{surface}$ y $N_{K,air,Q}^{FIA}$ para haces de baja energía de calidad Q . La ecuación (71) también puede utilizarse para los rayos X de baja energía si la cámara se calibra mientras se encuentra dentro de su propio maniquí (véase, por ejemplo, la ref. [108]).

Los coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire $N_{K,\text{air},Q}^{\text{FIA}}$ de la cámara del usuario para las calidades de uso clínico se calculan (por lo general mediante interpolación) a partir de las que proporciona el laboratorio de calibración para un conjunto de disposiciones normalizadas $(Q, f, \text{SSD})_{\text{lab}}$; debido a que puede obviarse que los coeficientes de calibración calculados en aire dependen de f y la SSD^{64} en el intervalo tan limitado de valores que se utilizan en los laboratorios de calibración, para obtenerlos debe tenerse en cuenta únicamente la calidad del haz.

En cambio, podría ocurrir que, en la gama de tamaños de campo y SSD que se utilizan en el entorno clínico, se modifique la respuesta de determinadas cámaras en aire dependiendo de la superficie del cuerpo de la cámara que quede cubierta por el campo (efecto de tallo). En ese caso, se utiliza la expresión siguiente, que tiene carácter más general:

$$N_{D,w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} = N_{D,w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}} p_{\text{ch},Q}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} \quad (72)$$

en donde se incluye un factor de corrección por perturbación de la cámara $p_{\text{ch},Q}$ para tener en cuenta las modificaciones por la influencia del tallo. Ese factor de corrección debería calcularse mediante experimentación para la cámara y las disposiciones $(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$ concretas (véase, por ejemplo, la ref. [185]). El coeficiente $N_{D,w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$ debe calcularse para cada calidad de uso clínico y disposición espacial.

A continuación, la dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua se determina con el formalismo general que figura en este código de práctica internacional según la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} = M_Q^{\text{FIA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} N_{D,w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} \quad (73)$$

Si para determinado f y SSD , se elige una calidad de uso clínico concreta para que sea la calidad de referencia Q_o , la ecuación (73) puede escribirse para cualquier otra calidad de haz Q al mismo f y SSD como se muestra a continuación (en aras de la sencillez, se prescindió del subíndice “clin”):

$$D_{w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD}) = M_Q^{\text{FIA}}(f, \text{SSD}) N_{D,w,Q_o}^{\text{surface}}(f, \text{SSD}) k_{Q,Q_o}(f, \text{SSD}) \quad (74)$$

⁶⁴ Para que se considere que $N_{K,\text{air},Q}^{\text{FIA}}$ es independiente de f , es necesario contar con un campo que abarque el cuerpo de la cámara. Debería demostrarse que $N_{K,\text{air},Q}^{\text{FIA}}$ es independiente de f y SSD para cada tipo concreto de cámara.

donde

$$k_{Q,Q_0}(f,SSD) = \frac{N_{D,w,Q}^{\text{surface}}(f,SSD)}{N_{D,w,Q_0}^{\text{surface}}(f,SSD)} \quad (75)$$

Obsérvese que, además de la calidad del haz, en las ecuaciones (70)-(75) para los rayos X de baja energía se incluye la relación de dependencia concreta con el f y la SSD. Ello se debe a que, a diferencia de las magnitudes que se utilizan en la dosimetría de haces de fotones de megavoltaje anchos, los factores de retrodispersión dependen de manera considerable del f y la SSD, y la disposición espacial siempre debe tomarse en cuenta; por esta misma razón los coeficientes $N_{D,w,Q}$ no pueden utilizarse con valores de (f , SSD) distintos de los que se utilizaron para calcularlos.

Se hace hincapié en que, por definición, los factores de retrodispersión no dependen de las cámaras, y en que para determinado haz de uso clínico en la gama de 30 a 100 kV, con un campo que tenga un diámetro de 3 a 20 cm y una SSD de 30 a 100 cm, $B_{w,Q}(f, SSD)$ presenta variabilidad de entre el 1 y el 20 % (la variabilidad en función de la SSD aporta aproximadamente entre el 0,1 y el 2 %) [54].

1.3.2. Rayos X de energía media

En el caso de un haz de energía media de calidad Q para el que se hayan hecho mediciones en $z_{\text{ref}} = 2$ cm en agua, la ecuación (69) puede escribirse como sigue:

$$D_{w,Q}^{z=2}(f,SSD) = K_{\text{air},Q}^{z=2} \left[\mu_{\text{en}}(Q,f,SSD)/\rho \right]_{w,\text{air}}^{z=2} \quad (76)$$

Al igual que la ecuación (71), la relación anterior puede expresarse para una cámara concreta en función de los coeficientes de calibración de la manera siguiente:

$$N_{D,w,Q}^{z=2}(f,SSD) = N_{K,\text{air},Q}^{\text{FIA}}(f,SSD) \left[\frac{\mu_{\text{en}}(Q,f,SSD)}{\rho} \right]_{w,\text{air}}^{z=2} p_{\text{ch},Q}(f,SSD) \quad (77)$$

Sin embargo, en este caso, en el factor de corrección por perturbación p_{ch} debe tenerse en cuenta:

- a) El efecto sobre la respuesta de la cámara de la diferencia entre los espectros obtenidos en la ubicación de la cámara al momento de calibrar en el seno del aire y los medidos en la profundidad de referencia en el maniquí de agua.
- b) La sustitución del agua por aire y el material de las paredes de la cámara.
- c) La influencia del tallo sobre la respuesta de la cámara en agua y en el seno del aire.
- d) En caso de que se haya utilizado una funda impermeable, su efecto sobre la respuesta de la cámara.

Los coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire $N_{K,air,Q}^{FIA}$ de la cámara del usuario para las calidades de uso clínico se calculan (por lo general mediante interpolación) a partir de las que proporciona el laboratorio de calibración para un conjunto de disposiciones normalizadas $(Q, f, SSD)_{lab}$; debido a que los coeficientes de calibración expresados en función del kerma en aire dependen menos del f y la SSD, para obtenerlos debe tenerse en cuenta únicamente la calidad del haz. En cambio, el coeficiente $N_{D,w,Q}^{z=2}(f,SSD)$ debe calcularse para cada calidad de uso clínico y disposición espacial por medio de la ecuación (77).

La dosis absorbida en agua a una profundidad de 2 cm en agua se determina con el formalismo general que figura en este código de práctica internacional según la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q}^{z=2}(f,SSD) = M_Q^{z=2}(f,SSD) N_{D,w,Q}^{z=2}(f,SSD) \quad (78)$$

Si se elige una calidad de uso clínico concreta para que sea la calidad de referencia Q_o , la ecuación (78) puede escribirse para cualquier otra calidad de haz Q con el mismo tamaño de campo f y SSD como se muestra a continuación:

$$D_{w,Q}^{z=2}(f,SSD) = M_Q^{z=2}(f,SSD) N_{D,w,Q_o}^{z=2}(f,SSD) k_{Q,Q_o}(f,SSD) \quad (79)$$

donde

$$k_{Q,Q_o}(f,SSD) = \frac{N_{D,w,Q}^{z=2}(f,SSD)}{N_{D,w,Q_o}^{z=2}(f,SSD)} \quad (80)$$

Obsérvese que, además de la calidad del haz, en las ecuaciones (76)-(80) para los rayos X de energía media se incluye la relación de dependencia concreta con el tamaño de campo f y la SSD. Ello se debe a que, a diferencia de lo que ocurre con los haces de fotones de megavoltaje anchos, la razón entre el valor

medio de los coeficientes de absorción de energía másicos agua/aire podría depender de esas variables (aunque en mucha menor medida que los factores de retrodispersión en los haces de baja energía) y las disposiciones espaciales deberían tenerse en cuenta.

Cabe señalar que, por definición, $[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho]_{\text{w,air}}^{z=2}$ es independiente de la cámara y que para determinado haz de uso clínico en la gama de 120 a 280 kV, con un campo que tenga un diámetro de 3 a 20 cm y una SSD de 30 a 100 cm, los valores presentan una variabilidad máxima de aproximadamente el 1 % (el aporte de la variabilidad en función de la SSD prácticamente puede obviarse, es decir, tiene un valor menor o igual al 0,1 %). Debido a esa variabilidad tan pequeña, los valores de $N_{D,w,Q}^{z=2}$ pueden utilizarse con valores de (f , SSD) distintos de los que se utilizaron para calcularlos, tras comprobar que los valores de $[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho]_{\text{w,air}}^{z=2}$ correspondientes no difieran de manera considerable.

I.4. CÁMARA CALIBRADA EN FUNCIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

Esta vía se utiliza con menos frecuencia que la que se basa en $N_{K,\text{air}}^{\text{FIA}}$, debido a que, como se mencionó con anterioridad, en los laboratorios no suelen ofrecerse servicios de calibración en función del $N_{D,w}$. Tanto para energías bajas como medias, el formalismo que se detalla en las secciones 8 y 9 puede utilizarse para las condiciones concretas en las que se calibró la cámara. Sin embargo, puede presentarse la considerable limitación de que las disposiciones de medición (Q , f , SSD) en el laboratorio de calibración no sean idénticas a las que se utilizan en el entorno clínico, y en ocasiones hay diferencias sustanciales entre ambas. Esa discrepancia conlleva el riesgo de que se cometan cuantiosos errores si el usuario interpola el $N_{D,w}$, puesto que las condiciones al momento de la calibración y en el entorno clínico deben tenerse cuenta de manera adecuada. Para resolver la cuestión se utiliza un formalismo adaptado en el que se incluye un factor de corrección complementario por la disposición espacial con el fin de tener en cuenta los distintos (f , SSD) para una determinada Q , con lo que en las distintas expresiones se explicitaría que esas variables dependen de las condiciones en laboratorio y en el entorno clínico.

I.4.1. Rayos X de baja energía

En cuanto a los rayos X de baja energía, los pocos laboratorios en los que se ofrecen servicios de calibración en función de la dosis absorbida en agua lo hacen para cámaras ubicadas en la superficie de un maniquí de metacrilato polimetílico, en las que se determina un coeficiente expresado en función del kerma en aire,

$N_{K,air,Q}^{PMMA}$, y $N_{D,w,Q}^{PMMA}$ se obtiene a partir de cálculos en el laboratorio de calibración (por medio de un método análogo a la ecuación (71) para calibración en el seno del aire). La principal ventaja de este procedimiento es que armoniza los factores de retrodispersión y los valores de $[\mu_{en}(Q)/\rho]_{w,air}^{z=2}$ (los que se utilizaron en el laboratorio de calibración) para todos los usuarios, que, a su vez, no precisan datos concretos para calcular $N_{D,w,Q}^{PMMA}$.

Los coeficientes para el entorno clínico $N_{D,w,Q_{clin}}^{PMMA}$ se calculan mediante interpolación a partir de los valores de $N_{D,w,Q_{lab}}^{PMMA}$ que proporciona el laboratorio de calibración; sin embargo, se hace hincapié en que esos coeficientes pueden utilizarse exclusivamente para las disposiciones (f, SSD) en las que se calcularon, es decir, $(f, SSD)_{lab}$.

Para ampliar el formalismo que se utiliza en la ecuación (73) y que en lugar de expresarse en función del kerma en aire lo haga en función de la dosis absorbida en agua, de modo que pueda utilizarse en todas las disposiciones $(f, SSD)_{clin}$, se añade un factor de corrección por la disposición espacial para un tipo de cámara concreto a la calidad de uso clínico Q , lo que hace posible convertir el $N_{D,w,Q}^{PMMA}$ propio de las disposiciones $(f, SSD)_{lab}$ a uno para las disposiciones generales $(f, SSD)_{clin}$. Por consiguiente, la dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua se determina con un formalismo adaptado de conformidad con la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q}^{surface}(f, SSD)_{clin} = M_Q^{PMMA}(f, SSD)_{clin} \times N_{D,w,Q}^{PMMA}(f, SSD)_{lab} k_{g,Q}^{PMMA}(f, SSD)_{clin} \quad (81)$$

donde Q corresponde a cualquiera de los valores de Q_{clin} disponibles; además, de manera ideal, debería contarse con cuadros con los valores de los factores de corrección por la disposición espacial $k_{g,Q}^{PMMA}(f, SSD)$ para el tipo de cámara concreto proporcionados por el laboratorio de calibración o procedentes de alguna otra fuente.

Si se elige una de las calidades de uso clínico como la calidad de referencia Q_o , los factores de corrección por la calidad del haz de uso clínico se definen de la manera siguiente:

$$k_{Q,Q_o}^{PMMA}(f, SSD)_{lab} = \frac{N_{D,w,Q}^{PMMA}(f, SSD)_{lab}}{N_{D,w,Q_o}^{PMMA}(f, SSD)_{lab}} \quad (82)$$

donde Q corresponde a cualquiera de los valores de Q_{clin} disponibles y se incluye de manera explícita la relación de dependencia con $(f, SSD)_{lab}$. Por consiguiente, la ecuación (81) se convierte en:

$$D_{w,Q}^{\text{surface}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} = M_Q^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} N_{D,w,Q_0}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}} \times k_{Q,Q_0}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}} k_{g,Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} \quad (83)$$

1.4.1.1. El factor de corrección por la disposición espacial

En los rayos X de baja energía, el factor de corrección por la disposición espacial que se utiliza en las ecuaciones (81, 83) se define de la manera siguiente:

$$k_{g,Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} = \frac{N_{D,w,Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}}}{N_{D,w,Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}}} \quad (84)$$

que, si se utilizan las equivalencias de la ecuación (71) para la relación entre $N_{K,\text{air},Q}$ y $N_{D,\text{air},Q}$, se convierte en:

$$k_{g,Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} = \frac{N_{K,\text{air},Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}}}{N_{K,\text{air},Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{lab}}} \times \frac{B_{w,Q}(f, \text{SSD})_{\text{clin}} p_{\text{ch},Q}(f, \text{SSD})_{\text{clin}}}{B_{w,Q}(f, \text{SSD})_{\text{lab}} p_{\text{ch},Q}(f, \text{SSD})_{\text{lab}}} \quad (85)$$

en donde el cociente $[\mu_{\text{en}}(Q)/\rho]_{w,\text{air}}^{\text{FIA}}$ no se incluye porque es independiente del tamaño de campo y la distancia.

Como se mencionó con anterioridad, de manera ideal, debería contarse con cuadros con los valores de $k_{g,Q}^{\text{PMMA}}(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$ proporcionados por el laboratorio de calibración (o procedentes de alguna otra fuente para el tipo de cámara del que se trate). Otra posibilidad es que los valores de $N_{K,\text{air},Q}^{\text{PMMA}}$ para el tipo de cámara se midan en el laboratorio de calibración; las modificaciones en el f y la SSD repercuten sobre los valores, por lo que el laboratorio debe proporcionar la razón entre los coeficientes de calibración de la ecuación (85). Los factores $p_{\text{ch},Q}$ únicamente se conocen para algunas cámaras y disposiciones (f, SSD) concretas, por lo que, salvo que las disposiciones espaciales sean muy distintas, se da por sentado que se elimina la razón entre los factores de corrección por perturbación en la ecuación (85). Por definición, el cociente entre los factores de retrodispersión no depende de las cámaras; sin embargo, como se mencionó en el ejemplo de cálculo de un coeficiente expresado en función del kerma en aire, para un haz de uso clínico en la gama de 30 a 100 kV, con un campo que tenga un diámetro de 3 a 20 cm y una SSD de 30 a 100 cm, $B_{w,Q}(f, \text{SSD})$ puede presentar variabilidad de entre el 1 y el 20 % (la variabilidad en función de la SSD aporta aproximadamente entre el 0,1 y el 2 %) [54]. Por ello, el valor numérico del cociente B_w depende de la amplitud de la diferencia entre las variables $(f, \text{SSD})_{\text{clin}}$ y $(f, \text{SSD})_{\text{lab}}$ en la ecuación (85).

I.4.2. Rayos X de energía media

En cuanto a los rayos X de energía media, en varios laboratorios se han desarrollado patrones de dosis absorbida en agua, que se han difundido por medio de calibraciones en función del $N_{D,w,Q}^{z=2}$ (mediciones hechas a una profundidad de 2 cm en agua). El formalismo adaptado que se creó se parece mucho al que se utiliza para rayos X de baja energía y se reproduce a continuación con los cambios de notación pertinentes.

Los coeficientes para el entorno clínico $N_{D,w,Q_{clin}}^{z=2}$ se calculan mediante interpolación a partir de los valores de $N_{D,w,Q_{lab}}^{z=2}$ que proporciona el laboratorio de calibración; sin embargo, se hace hincapié en que esos coeficientes de uso clínico pueden utilizarse exclusivamente para las disposiciones (f, SSD) en las que se calcularon, es decir, $(f, SSD)_{lab}$.

Para ampliar el formalismo que se utiliza en la ecuación (78) y que en lugar de expresarse en función del kerma en aire lo haga en función de la dosis absorbida en agua, con lo que podría utilizarse en todas las disposiciones $(f, SSD)_{clin}$, se añade un factor de corrección por la disposición espacial para un tipo de cámara concreto y una calidad de uso clínico Q , lo que hace posible convertir el $N_{D,w,Q}^{z=2}$ propio de las disposiciones $(f, SSD)_{lab}$ a uno para las disposiciones generales $(f, SSD)_{clin}$. Por consiguiente, la dosis absorbida en agua a una profundidad de 2 cm en agua se determina con un formalismo adaptado de conformidad con la ecuación siguiente:

$$D_{w,Q}^{z=2}(f, SSD)_{clin} = M_Q^{z=2}(f, SSD)_{clin} N_{D,w,Q}^{z=2}(f, SSD)_{lab} k_{g,Q}^{z=2}(f, SSD)_{clin} \quad (86)$$

donde Q corresponde a cualquiera de los valores de Q_{clin} disponibles; además, de manera ideal, debería contarse con cuadros con los valores de los factores de corrección por la disposición espacial $k_{g,Q}^{z=2}(f, SSD)$ para el tipo de cámara concreto proporcionados por el laboratorio de calibración o procedentes de alguna otra fuente.

Si se elige una de las calidades de uso clínico como la calidad de referencia Q_o , los factores de corrección por la calidad del haz de uso clínico se definen de la manera siguiente:

$$k_{Q,Q_o}^{z=2}(f, SSD)_{lab} = \frac{N_{D,w,Q}^{z=2}(f, SSD)_{lab}}{N_{D,w,Q_o}^{z=2}(f, SSD)_{lab}} \quad (87)$$

donde Q corresponde a cualquiera de los valores de Q_{clin} disponibles y se incluye de manera explícita la relación de dependencia con $(f, SSD)_{lab}$. Por consiguiente, la ecuación (86) se convierte en:

$$D_{w,Q}^{z=2}(f,SSD)_{\text{clin}} = M_Q^{z=2}(f,SSD)_{\text{clin}} N_{D,w,Q_0}^{z=2}(f,SSD)_{\text{lab}} \times k_{Q,Q_0}^{z=2}(f,SSD)_{\text{lab}} k_{g,Q}^{z=2}(f,SSD)_{\text{clin}} \quad (88)$$

1.4.2.1. El factor de corrección por la disposición espacial

En los rayos X de energía media, el factor de corrección por la disposición espacial que se utiliza en las ecuaciones (86, 88) se define de la manera siguiente:

$$k_{g,Q}^{z=2}(f,SSD)_{\text{clin}} = \frac{N_{D,w,Q}^{z=2}(f,SSD)_{\text{clin}}}{N_{D,w,Q}^{z=2}(f,SSD)_{\text{lab}}} \quad (89)$$

Si se utilizan las equivalencias de la ecuación (77) para la relación entre $N_{D,w,Q}^{z=2}$ y $N_{K,\text{air},Q}^{\text{FIA}}$, la ecuación (89) se convierte en:

$$k_{g,Q}^{z=2}(f,SSD)_{\text{clin}} = \frac{N_{K,\text{air},Q}^{\text{FIA}}(f,SSD)_{\text{clin}} \left[\frac{\mu_{\text{en}}(Q,f,SSD)_{\text{clin}}}{\rho} \right]_{w,\text{air}}^{z=2} p_{\text{ch},Q}(f,SSD)_{\text{clin}}}{N_{K,\text{air},Q}^{\text{FIA}}(f,SSD)_{\text{lab}} \left[\frac{\mu_{\text{en}}(Q,f,SSD)_{\text{lab}}}{\rho} \right]_{w,\text{air}}^{z=2} p_{\text{ch},Q}(f,SSD)_{\text{lab}}} \quad (90)$$

Como se mencionó con anterioridad, de manera ideal, debería contarse con cuadros con los valores de $k_{g,Q}^{z=2}(f,SSD)_{\text{clin}}$ proporcionados por el laboratorio de calibración (o procedentes de alguna otra fuente para el tipo de cámara del que se trate). Otra posibilidad es que los valores de $N_{K,\text{air}}^{\text{FIA}}$ para el tipo de cámara del que se trate se midan en el laboratorio de calibración (o se interpolen para las calidades de uso clínico); sin embargo, debido a que las modificaciones en el f y la SSD repercuten poco sobre los valores, puede darse por sentado que se elimina la razón entre los coeficientes de calibración de la ecuación (90). Los factores de corrección $p_{\text{ch},Q}$ solo se conocen para algunas cámaras y disposiciones de (f,SSD) concretas, por lo que, salvo que la disposición espacial difiera de manera considerable, se da por sentado que la razón se elimina. La única razón remanente es $\left[\frac{\mu_{\text{en}}(Q,f,SSD)_{\text{clin}}}{\rho} \right]_{w,\text{air}}^{z=2} / \left[\frac{\mu_{\text{en}}(Q,f,SSD)_{\text{lab}}}{\rho} \right]_{w,\text{air}}^{z=2}$, que, por definición, no depende de la cámara. Para los haces de uso clínico en la gama de 120 a 280 kV, con un campo que tenga un diámetro de 3 a 20 cm y una SSD de 30 a 100 cm, los valores de $\left[\frac{\mu_{\text{en}}(Q,f,SSD)_{\text{clin}}}{\rho} \right]_{w,\text{air}}^{z=2}$ presentan una variabilidad máxima de aproximadamente el 1 % (el aporte de la variabilidad en función de la SSD prácticamente puede obviarse, es decir, tiene un valor menor o igual al 0,1 %). Por ello, el valor numérico del cociente μ_{en} depende de la amplitud de la diferencia entre las variables $(f,SSD)_{\text{clin}}$ y $(f,SSD)_{\text{lab}}$ en la ecuación (90); sin embargo, en la mayor parte de los casos la razón se eliminará. Ello supone que, si se hace una primera aproximación,

$k_{g,Q}^{z=2}(f,SSD)_{\text{clin}}$ tendrá un valor cercano a 1, salvo en los casos en los que la disposición espacial en el entorno clínico sea muy distinta de la que se utilizó en el laboratorio de calibración.

Apéndice II

DETERMINACIÓN DEL k_{Q,Q_0} Y EL VALOR DE SU INCERTIDUMBRE

II.1. CONSIDERACIONES GENERALES

El factor de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0} (véase la ecuación (3)), se define como la razón entre los coeficientes de calibración expresados en función de la dosis absorbida en agua de una cámara de ionización a las calidades Q y Q_0 . En este código de práctica internacional se recomienda que, siempre que se cuente con ellos, se utilicen los valores del k_{Q,Q_0} que se hayan medido para una cámara concreta. Sin embargo, cabe esperar que en la mayor parte de los casos no se cuente con esos datos y tengan que utilizarse valores calculados.

En la primera edición de este código de práctica internacional, para las condiciones en las que puede aplicarse la teoría de la cavidad de Bragg-Gray [56, 246], los valores del k_{Q,Q_0} se calcularon por medio de la expresión siguiente:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q p_{ch,Q}}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} p_{ch,Q_0}} \quad (91)$$

en donde las razones de poderes de frenado de electrones agua/aire para los haces de fotones y electrones se calcularon a partir de los datos de la referencia [48], las razones de poderes de frenado para los haces de protones se basaron en los que figuran en la referencia [49] y los valores de la W_{air} fueron 33,97 eV para los haces de fotones y electrones, 34,23 eV para los protones y 34,50 eV para los iones más pesados. Esa expresión general para el k_{Q,Q_0} se obtuvo por medio de una comparación entre la ecuación (3) y el formalismo para el $N_{D,air}$ que se utiliza en las referencias [9, 10] y otros protocolos de dosimetría. Puede utilizarse para todos los tipos de haces de alta energía, e incluye los cocientes, a las calidades Q y Q_0 , de las razones de poderes de frenado agua/aire de Spencer-Attix, $s_{w,air}$, la energía media necesaria para producir un par de iones en aire, el W_{air} ⁶⁵, y los factores de corrección por perturbación de la cámara de ionización $p_{ch,Q}$.

En los factores generales de corrección por perturbación, $p_{ch,Q}$ y p_{ch,Q_0} , se tienen en cuenta todas las diferencias que puede haber con las condiciones ideales del detector de Bragg-Gray, a saber, p_{wall} , p_{cav} , p_{cel} y p_{dis} (véase la sección 1.8).

⁶⁵ Obsérvese que la W_{air} y la $s_{w,air}$ deberían promediarse en todo el espectro de partículas presentes. Esto supone una limitación sustancial en el caso de las partículas cargadas pesadas, en las que para determinar todos los posibles espectros de partículas es preciso un esfuerzo considerable.

Ante la carencia de datos fiables para los distintos componentes de los factores de corrección por perturbación de la cámara que se incluyen en $p_{ch,Q}$, algunos valores se obtuvieron a partir de experimentos, otros mediante cálculos por el método de Montecarlo o alguna otra técnica, y, en algunos casos, se dio por sentado que tienen un valor equivalente a la unidad.

En los haces de electrones y fotones que se utilizan con fines terapéuticos, a partir del supuesto general⁶⁶ de que $(W_{air})_Q = (W_{air})_{Q_0}$ puede obtenerse la ecuación más sencilla que a continuación se muestra

$$k_{Q,Q_0} \approx \frac{(s_{w,air})_Q P_{ch,Q}}{(s_{w,air})_{Q_0} P_{ch,Q_0}} \quad (92)$$

que únicamente depende de los coeficientes de las razones de poderes de frenado agua/aire y los factores de corrección por perturbación a las calidades de haz Q y Q_0 . Los únicos factores de corrección para cámaras concretas implicados son los factores de corrección por perturbación $p_{ch,Q}$ y p_{ch,Q_0} .

Los valores del producto $(s_{w,air})_{Q_0} P_{ch,Q_0}$ que aparece en el denominador de la ecuación (92) cuando la calidad de referencia Q_0 es radiación gamma de ^{60}Co se proporcionan en el cuadro 44 para las cámaras de ionización cilíndricas y de placas paralelas que se tratan en la presente publicación. Esos valores se utilizaron para calcular todos los factores de corrección k_{Q,Q_0} que se facilitan en este código de práctica internacional cuando se normalizan ^{60}Co ; en esos casos se utiliza el símbolo k_Q . Las condiciones de Bragg-Gray no se aplican en el caso de los haces de rayos X de kilovoltaje de energía baja y media, por lo que no puede utilizarse la ecuación (92). Además, por lo general hay una amplia variabilidad en la respuesta de una cámara a otra (véanse las secciones 8 y 9). Para esas calidades de radiación, el formalismo se basa exclusivamente en utilizar valores de $N_{D,w,Q}$, N_K o factores de corrección k_{Q,Q_0} medidos de manera directa para cámaras de usuario concretas.

En los decenios más recientes se han desarrollado técnicas de Montecarlo avanzadas que hacen posible simular cámaras de ionización y fuentes de radiación (unidades y aceleradores de rayos γ de ^{60}Co) de manera detallada y con gran eficiencia. En lugar de calcular $s_{w,air}$ y los componentes del factor de corrección por perturbación de la cámara de manera independiente para una calidad de haz y una cámara de ionización concretos, Sempau et al. [247] proponen que el factor de corrección que se muestra a continuación:

⁶⁶ Es el mismo supuesto que para determinar que el $N_{D,air}$ no depende de la calidad del haz (véase la ref. [10]).

$$f_{\text{ch}}(Q) = \left[\frac{D_w(P)}{\bar{D}_{\text{ch-air}}} \right]_Q \quad (93)$$

se calcule de manera directa dentro de la simulación de Montecarlo, donde $\bar{D}_{\text{ch-air}}$ y $D_w(P)$ son, respectivamente, el valor medio de la dosis absorbida en la cavidad de la cámara y la dosis en un punto en agua (en la práctica, un volumen muy pequeño), calculadas por el método de Montecarlo. Obsérvese que en este factor de corrección no se incluyen de manera explícita componentes concretos de los factores de corrección por perturbación de la cámara, y que no es necesario tener en cuenta las limitaciones que conllevan los elementos pequeños e independientes que conforman p_{ch} . En la ecuación (93) se incluye un $f_{\text{ch}}(Q)$ general en el que se incluye la $s_{w,\text{air}}$ y todos los componentes de la perturbación de la cámara que podrían resultar de interés, sin importar su tamaño o interrelación (es decir, no se consideró un requisito que fueran pequeños e independientes); en la actualidad, esta ecuación se ha convertido en la referencia para hacer cálculos por el método de Montecarlo. Difiere de la ecuación que utilizan otros autores (véanse, por ejemplo, las refs. [248, 249]) en que, en lugar de emplear la dosis en un punto, $D_w(P)$, la dosis en agua se calcula en un volumen idéntico al de la cámara, $D_w(\text{vol})$.

A partir de la ecuación (93), el factor de corrección por la calidad del haz se define de la manera siguiente:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{f_{\text{ch}}(Q)}{f_{\text{ch}}(Q_0)} \quad (94)$$

De forma más general, cuando se toman en cuenta los haces que tienen distintos valores de energía media necesaria para producir un par de iones en aire, W_{air} , se utiliza la definición siguiente:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{f_{\text{ch}}(Q)}{f_{\text{ch}}(Q_0)} \frac{(W_{\text{air}})_Q}{(W_{\text{air}})_{Q_0}} \quad (95)$$

Si se utilizan los rayos γ de ^{60}Co como la calidad de referencia Q_0 , la ecuación (95) se convierte en:

$$k_Q = \frac{f_{\text{ch}}(Q)}{f_{\text{ch}}(^{60}\text{Co})} \frac{(W_{\text{air}})_Q}{(W_{\text{air}})_{^{60}\text{Co}}} \quad (96)$$

Calcular $f_{\text{ch}}(Q) \approx (s_{w,\text{air}} p_{\text{ch}})_Q$ como una sola magnitud en las simulaciones de Montecarlo ofrece ventajas considerables sobre determinar los valores de la $s_{w,\text{air}}$ y el p_{ch} por separado. Además de que no dependen de las aproximaciones intrínsecas que conlleva la teoría de la cavidad, la principal ventaja de calcular

$f_{ch}(Q)$ por el método de Montecarlo es que el valor de la incertidumbre que resulta de ese método es sustancialmente menor que el que se obtendría de combinar las incertidumbres de la $s_{w,air}$ y el p_{ch} , puesto que en este último caso el valor y la incertidumbre de cada uno tienen que calcularse de manera indirecta e independiente.

La mayor parte de los valores de k_Q que figuran en esta publicación se basan en los datos clave que se proporcionan en la referencia [32] y también cuentan con el aval del CCRI [53].

II.2. DETERMINACIÓN DEL k_Q Y ANÁLISIS DE DATOS

En esta sección se analizan aspectos generales de los distintos cálculos y mediciones que deben hacerse para determinar los factores de corrección por la calidad del haz para distintos tipos de haces y cámaras de ionización. En la mayor parte de los casos, los datos proceden de distintos grupos de investigación, por lo que se cuenta con un sólido conjunto de datos actualizados. En el caso de los haces de fotones y electrones de alta energía, los valores de $f_{ch}(Q)$ y el k_Q se obtuvieron mediante cálculos por el método de Montecarlo según la ecuación (96) y a través de mediciones en laboratorios de calibración, respectivamente. En cuanto a los haces de protones e iones más pesados, los valores del k_Q se determinaron a partir de datos calculados por el método de Montecarlo u obtenidos mediante experimentación, o, en caso de que no figuraran en fuente alguna, se determinaron de manera analítica por medio de la ecuación (91). Puesto que en toda circunstancia es necesario contar con los datos relativos a los haces de rayos γ de ^{60}Co , estos se examinan en primer lugar.

II.2.1. Radiación gamma de ^{60}Co

Todos los valores del k_Q que se presentan en esta publicación parten de la calidad de referencia de los rayos γ de ^{60}Co . En la referencia [100], la magnitud $f_{ch}(^{60}\text{Co})$ (véase la ecuación (93)) se determinó para cada tipo de cámara por medio de datos calculados por el método de Montecarlo que facilitaron distintos grupos de investigación; en casi todos los casos, los códigos para simulaciones de Montecarlo que se utilizaron fueron EGSnrc [250] y PENELOPE [45, 46]. La fuente de radiación de uso más frecuente fue el espectro de ^{60}Co de unidades de uso terapéutico o de laboratorio, aunque en algunos casos para ciertas unidades se utilizaron archivos de espacio de fase concretos. En el cuadro 44 pueden consultarse los valores de esa magnitud para distintos tipos de cámaras; además, se calculó la incertidumbre típica y se obtuvo un valor aproximado común del 0,4 % (en sentido estricto, hubo variabilidad en la incertidumbre de

los valores de los distintos tipos de cámara). Los nuevos valores de $f_{ch}(^{60}\text{Co})$ sustituyen los de $(s_{w,air}P_{ch})_{^{60}\text{Co}}$ que figuran en el cuadro 37 de la primera edición de este código de práctica internacional.

Por lo que se refiere a los cálculos analíticos del k_Q para los haces de protones e iones más pesados por medio de la ecuación (91), en el denominador se utilizan el valor de $(W_{air})_{^{60}\text{Co}} = 33.97 \text{ eV}$, con una incertidumbre típica del 0,35 % [32], y valores de $f_{ch}(^{60}\text{Co})$ calculados por el método de Montecarlo para la cámara concreta).

CUADRO 44. FACTORES^a DE $f_{ch}(^{60}\text{Co})$ CALCULADOS POR EL MÉTODO DE MONTECARLO PARA CÁMARAS CONCRETAS, QUE CASI EQUIVALEN AL PRODUCTO $s_{w,air}P_{ch}$ EN HACES DE ^{60}Co (*adaptado de la ref. [100]*)

Cámaras cilíndricas	$f_{ch}(^{60}\text{Co})$	Cámaras de placas paralelas	$f_{ch}(^{60}\text{Co})$
Capintec PR-06C Farmer	1,1045	Exradin A10	1,1137
Exradin A1SL Miniature	1,1036	Exradin A11	1,1115
Exradin A12 Farmer	1,1064	Exradin A11TW	1,0994
Exradin A12S Short Farmer	1,1046	IBA NACP-02	1,1526
Exradin A18	1,1023	IBA PPC05	1,1394
Exradin A19 Classic Farmer	1,1074	IBA PPC40	1,1405
Exradin A28	1,1095	PTW 34045 Adv. Markus	1,1439
IBA CC13	1,1098	PTW 23343 Markus	1,1407
IBA CC25	1,1039	PTW 34001 Roos	1,1414
IBA FC23-C Short Farmer	1,1077		
IBA FC65-G Farmer	1,1078		
IBA FC65-P Farmer	1,1135		
NE 2561/2611A (NPL 2611A) Secondary standard	1,1062		

CUADRO 44. FACTORES^a DE $f_{\text{ch}}(^{60}\text{Co})$ CALCULADOS POR EL MÉTODO DE MONTECARLO PARA CÁMARAS CONCRETAS, QUE CASI EQUIVALEN AL PRODUCTO $s_{\text{w,air}}p_{\text{ch}}$ EN HACES DE ^{60}Co (*adaptado de la ref. [100]*) (cont.)

Cámaras cilíndricas	$f_{\text{ch}}(^{60}\text{Co})$	Cámaras de placas paralelas	$f_{\text{ch}}(^{60}\text{Co})$
NE 2571 Farmer	1,1083		
PTW 30010 Farmer	1,1072		
PTW 30011 Farmer	1,1129		
PTW 30012 Farmer	1,1000		
PTW 30013 Farmer	1,1082		
PTW 31010 Semiflex	1,1074		
PTW 31013 Semiflex	1,1110		
PTW 31016 PinPoint 3D	1,1260		
PTW 31021 Semiflex 3D	1,0951		
PTW 31022 PinPoint 3D ^b	1,1002		
Sun Nuclear SNC125c	1,1137		
Sun Nuclear SNC600c Farmer	1,1159		

^a Para obtener los valores de $f_{\text{ch}}(^{60}\text{Co})$ se promediaron los resultados de distintos estudios elaborados con el método de Montecarlo, lo que dio un valor aproximado común de incertidumbre típica del 0,4 %.

^b Valor medio de la referencia [251]; véase la nota d en el cuadro 45.

Como se hace hincapié en la sección II.1, calcular $f_{\text{ch}}(^{60}\text{Co}) \approx (s_{\text{w,air}}p_{\text{ch}})_{^{60}\text{Co}}$ como una sola magnitud en las simulaciones de Montecarlo, en lugar de determinar los valores de la $s_{\text{w,air}}$ y el p_{ch} por separado, ofrece la ventaja de que se obtienen valores de incertidumbre menores que si se combinaran las incertidumbres de la $s_{\text{w,air}}$ y el p_{ch} . Por ello, aunque para los haces de protones e iones más pesados resulta admisible utilizar valores concretos de la $s_{\text{w,air}}$ y el

p_{ch} debido a que no se cuenta con valores de $f_{ch}(Q)$ calculados por el método de Montecarlo para cámaras concretas, en relación con los datos del ^{60}Co que aparecen en el denominador del k_Q resulta más adecuado utilizar $f_{ch}(^{60}\text{Co})$.

II.3. Haces de fotones de alta energía

En cuanto a los datos de haces de fotones de megavoltaje calculados por el método de Montecarlo y mediante experimentación, los valores de $f_{ch}(Q)$ y el $N_{D,w,Q}$ se determinaron para un gran número de tipos de cámaras y calidades de haz. Acorde a los usos con fines terapéuticos que se le da en todo el mundo, para esa modalidad de radiación se contó, por amplio margen, con el mayor número de conjuntos de datos. En el cuadro 45 [100] figuran los modelos de cámara y el número de determinaciones del k_Q hechas por el método de Montecarlo y mediante experimentación.

CUADRO 45. MODELOS DE CÁMARA Y NÚMERO DE DETERMINACIONES DEL k_Q HECHAS POR EL MÉTODO DE MONTECARLO Y MEDIANTE EXPERIMENTACIÓN PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA DE DISTINTAS CALIDADES (*adaptado de la ref. [100]*)

Modelo de cámara de ionización	Número de puntos de datos		Variables para el modelo de cámara concreto ^a	
	Método de Montecarlo	Experimentación	a	b
Capintec PR-06C Farmer	10	3	1,06833	-0,08262
Exradin A1SL Miniature	14	6	1,21633	-0,13351
Exradin A12 Farmer	35	6	1,09783	-0,09544
Exradin A12S Short Farmer	16	3	1,11499	-0,10057
Exradin A18	10	3	1,10487	-0,09670
Exradin A19 Classic Farmer	29	6	1,12024	-0,10493
Exradin A26	10	3	1,09587	-0,09383
Exradin A28	19	3	1,12453	-0,10278

CUADRO 45. MODELOS DE CÁMARA Y NÚMERO DE DETERMINACIONES DEL k_Q HECHAS POR EL MÉTODO DE MONTECARLO Y MEDIANTE EXPERIMENTACIÓN PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA DE DISTINTAS CALIDADES (*adaptado de la ref. [100]*) (cont.)

Modelo de cámara de ionización	Número de puntos de datos		Variables para el modelo de cámara concreto ^a	
	Método de Montecarlo	Experimentación	a	b
IBA CC13	42	6	1,11441	-0,10260
IBA CC25	10	3	1,08981	-0,09254
IBA FC23-C Short Farmer	19	3	1,09189	-0,09346
IBA FC65-G Farmer	64	20	1,09752	-0,09642
IBA FC65-P Farmer	42	3	1,12374	-0,10784
NE 2561/2611A (NPL 2611A) Secondary standard	20	19	1,07699	-0,08732
NE 2571 Farmer	126	28	1,08918	-0,09222
PTW 30010 Farmer	25	3	1,12594	-0,10740
PTW 30011 Farmer	15	— ^b	1,10850	-0,10107
PTW 30012 Farmer	25	13	1,12442	-0,10415
PTW 30013 Farmer	65	23	1,18273	-0,13256
PTW 31010 Semiflex	29	6	1,23755	-0,15295
PTW 31013 Semiflex	48	6	1,19297	-0,13366
PTW 31016 PinPoint 3D	15	— ^b	1,11650	-0,10841
PTW 31021 Semiflex 3D	37	13	1,29612	-0,16514
PTW 31022 PinPoint 3D ^c	25	6	1,14435	-0,11130
Sun Nuclear SNC125 ^{c,d}	25	— ^b	1,09700	-0,09749

CUADRO 45. MODELOS DE CÁMARA Y NÚMERO DE DETERMINACIONES DEL k_Q HECHAS POR EL MÉTODO DE MONTECARLO Y MEDIANTE EXPERIMENTACIÓN PARA HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA DE DISTINTAS CALIDADES (*adaptado de la ref. [100]*) (cont.)

Modelo de cámara de ionización	Número de puntos de datos		Variables para el modelo de cámara concreto ^a	
	Método de Montecarlo	Experimentación	a	b
Sun Nuclear SNC600c Farmer ^d	25	5	1,06800	-0,08485
Número total de determinaciones	800	190		

^a Valores de las variables a y b para cada modelo de cámara concreto obtenidos a partir de los distintos ajustes mediante la ecuación (97). El número de cifras decimales no conlleva valores de incertidumbre del mismo orden. Los decimales se proporcionan para que los datos puedan interpolarse con facilidad.

^b —: no se cuenta con los datos.

^c Valores extraídos de un prototipo de cámara modelo PTW que incluía 6 puntos de datos medidos por el PTB y 25 obtenidos mediante cálculos por el método de Montecarlo [251].

^d Datos procedentes de la referencia [252].

Distintas partes y laboratorios de calibración facilitaron los datos del k_Q . Varias mediciones del k_Q y algunas simulaciones de Montecarlo se hicieron en el marco del proyecto 16NRM03 RTNORM de la Asociación Europea de Institutos Nacionales de Metrología (EURAMET) [253]; otros datos de importancia fueron el conjunto amplio de datos obtenidos mediante experimentación de McEwen [98] y los datos actualizados obtenidos por el método de Montecarlo del grupo del Consejo Nacional de Investigaciones de Canadá (CNRC) [254-256]. En casi todos los casos, los códigos para simulaciones de Montecarlo que se emplearon para los cálculos fueron EGSnrc [250] y PENELOPE [45, 46], que se utilizaron sobre todo con archivos de espacio de fase para distintos aceleradores lineales con filtro aplanador y sin él, aunque, en algunos casos, la información de las fuentes de radiación se extrajo de datos publicados de espectros para varios aceleradores lineales [257-260]. La ecuación (94) se utilizó para obtener los valores del k_Q calculados por el método de Montecarlo para distintos modelos de cámara de ionización irradiados por haces de fotones de alta energía, para los que

$(W_{\text{air}})_Q = (W_{\text{air}})_{^{60}\text{Co}}$. Los valores del k_Q obtenidos mediante experimentación para algunas de las cámaras se midieron en laboratorios de calibración, por medio de calorimetría de agua o de grafito, con valores de incertidumbre de entre el 0,3 y el 0,5 %. Los dos conjuntos de factores de corrección por la calidad del haz que se obtuvieron para cada cámara se combinaron para conseguir resultados con fundamento estadístico para los valores medios del k_Q y los valores aproximados de la incertidumbre conexas; esta última es la incertidumbre típica relativa ($k = 1$) expresada como porcentaje.

En los cálculos para obtener los valores del k_Q que hicieron distintos grupos se utilizaron varios códigos para simulaciones de Montecarlo y fuentes de radiación, así como información detallada acerca de la forma de los modelos de las cámaras de ionización que proporcionaron los respectivos fabricantes. En todos los casos, en los análisis se obtuvieron k_Q con valores de incertidumbre típica de tipo A del 0,1 % o menores. Para comprobar la homogeneidad de los cálculos, a todos los grupos que efectuaron análisis con el método de Montecarlo se les solicitó que hicieran una simulación concreta con una cámara de ionización modelo NE-2571 en haces de fotones de megavoltaje de distinta calidad. La simulación tenía por objeto determinar la variabilidad en los valores del k_Q debida al proceso que cada grupo tuvo que seguir para incorporar las variables relativas a la forma de la cámara y al transporte de partículas en el código para simulaciones de Montecarlo. Los resultados que se obtuvieron se muestran en la figura 26, en la que también se incluyen los datos experimentales medidos en PSDL para ese modelo de cámara. Se hicieron ajustes a todo el conjunto de datos por medio de la forma funcional siguiente:

$$k_Q(\text{TPR}_{20,10}) = \frac{1 + \exp\left(\frac{a - 0,57}{b}\right)}{1 + \exp\left(\frac{a - \text{TPR}_{20,10}}{b}\right)} \quad (97)$$

donde a y b son variables concretas para cada modelo de cámara, y se da por sentado que 0,57 es el valor medio de la $\text{TPR}_{20,10}$ de las unidades de rayos γ de ^{60}Co (suponiendo que el $k_Q = 1$ para esta calidad de referencia). En la figura 26⁶⁷ se incluyen ese valor medio y los límites de predicción del 95 % del ajuste, que dieron como resultado una diferencia de la media cuadrática del 0,2 % entre los datos y el modelo ajustado. Puede observarse que la mayor parte de los

⁶⁷ Cabe tomar nota de que al analizar los valores de la $\text{TPR}_{20,10}$ de los haces de rayos γ de ^{60}Co junto con los valores para los haces de fotones de megavoltaje podrían notarse incongruencias, puesto que los espectros de fotones procedentes de un radionucleido y de la radiación de frenado difieren de manera considerable.

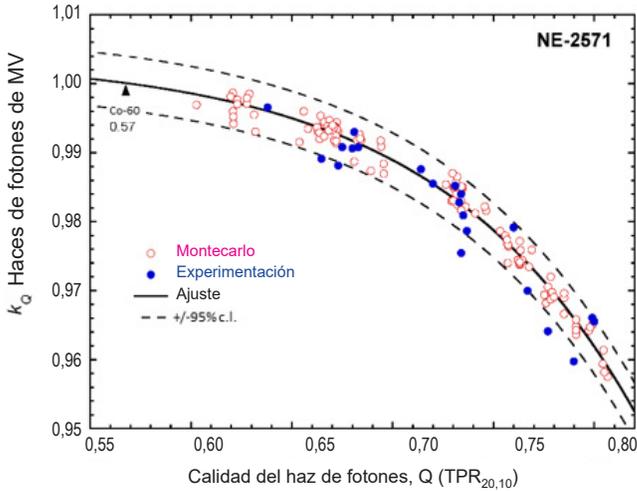


Fig. 26. Valores del k_Q para haces de fotones de megavoltaje (MV) obtenidos a partir de cálculos por el método de Montecarlo por distintos grupos (círculos vacíos) y medidos en PSDL (círculos llenos) para una cámara de ionización modelo NE-2571. La línea continua corresponde a un ajuste de los datos que resulta de aplicar la ecuación (97) y las líneas punteadas representan los límites de predicción del 95 % del ajuste. Adaptado de la referencia [100] (© Instituto de Física e Ingeniería Médicas. Reproducido con la autorización de IOP Publishing Ltd). c.l.: límites de confianza.

resultados tienen una concordancia de $\pm 0,5\%$, lo que muestra que las distintas determinaciones son congruentes. Los valores de las variables a y b para cada modelo de cámara concreto que se obtuvieron a partir de los ajustes mediante la ecuación (97) para distintos modelos de cámara se incluyen en el cuadro 45.

Debería mencionarse que, debido a que el determinativo de la calidad del haz Q ($TPR_{20,10}$) no toma en cuenta el perfil del haz en la proximidad del punto de medición en el maniquí, podría ocurrir que haya dos haces con idénticos valores de Q (p. ej. con filtro aplanador y sin él) y distintos perfiles de haces en la proximidad del punto de medición. Debido a que se da por sentado que el k_Q únicamente está en función de la Q (que no toma en cuenta el perfil del haz), cabría esperar que para una cámara determinada haya distintos valores del k_Q para una Q idéntica de dos haces. Sin embargo, tanto en las determinaciones mediante experimentación como por el método de Montecarlo, se llegó a la conclusión de que no había diferencias considerables entre los k_Q de los haces con filtro aplanador y sin él, y de que tampoco las había si se utilizaban archivos de espacio de fase o espectros de fotones [153, 261].

En la figura 27 se encuentran ejemplos de datos del k_Q y ajustes para otros dos modelos de cámaras de ionización de uso habitual. Se hace hincapié en que

en los valores del k_Q que se proporcionan en este código de práctica internacional no se hace distinción en la variabilidad de una cámara a otra para un modelo de cámara concreto, y que, si se utilizan estos, se obtendrán resultados con mayor incertidumbre que si los valores se hubieran medido en el laboratorio de calibración para la cámara concreta del usuario.

El análisis estadístico de los datos del k_Q para los distintos modelos de cámaras de ionización es parecido al procedimiento que se utilizó en la referencia [12]; en ese análisis se incluyeron todos los conjuntos de datos disponibles obtenidos en los diversos análisis mediante experimentación y por el método de Montecarlo. Para cada modelo de cámara se hizo un primer modelo de ajuste con la ecuación (97); se excluyeron los puntos de datos que quedaron fuera de los límites de predicción del 99,73 % ($k = 3$) del ajuste y se aplicó de nuevo el modelo de ajuste. Tomando en cuenta que la mayor parte de las determinaciones dieron valores de incertidumbre típica relativos parecidos y que estos fueron de distintos tipos (de tipo A para los valores calculados por el método de Montecarlo y de tipo combinado para los datos medidos), no se utilizaron técnicas estadísticas para ponderar los diversos conjuntos de datos de trabajo. En cuanto al cálculo de los valores de incertidumbre (para obtener información detallada, véase la ref. [100]), hay que tener en cuenta que:

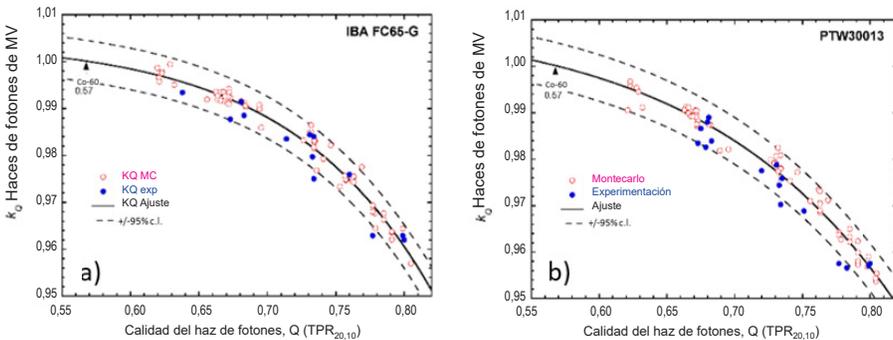


Fig. 27. Valores del k_Q para haces de fotones de megavoltaje (MV) obtenidos a partir de cálculos por el método de Montecarlo (MC) por distintos grupos (círculos vacíos) y medidos en PSDL (círculos llenos) para las cámaras de ionización modelos IBA FC65-G y PTW 30013. Las líneas continuas corresponden a ajustes de los datos que resultan de aplicar la ecuación (97) y las líneas punteadas representan los límites de predicción del 95 % del ajuste. Adaptado de la referencia [100] (© Instituto de Física e Ingeniería Médicas. Reproducido con la autorización de IOP Publishing Ltd). c.l.: límites de confianza.

- En los cálculos por el método de Montecarlo no se hicieron determinaciones de las incertidumbres de tipo B⁶⁸, y cabe esperar que los datos del k_Q calculados que facilitaron los distintos grupos tengan valores de incertidumbre (obtenidos con códigos para simulaciones de Montecarlo idénticos o parecidos) correlacionados que no muestren dispersión.
- En cambio, los datos experimentales para el k_Q que proporcionan distintos laboratorios con frecuencia no guardan relación entre ellos, por lo que el valor de la incertidumbre puede calcularse con mayor fiabilidad si esos datos se utilizan para generar un modelo de ajuste. Aunque en todos los modelos de cámara la desviación relativa entre el modelo y los datos experimentales aumentó ligeramente en función de la TPR_{20,10}, la modificación tuvo un valor tan pequeño que había argumentos para emplear un valor de incertidumbre independiente en función de la calidad. Se hicieron regresiones para los distintos modelos de cámaras (en promedio se obtuvo un componente de incertidumbre típica de aproximadamente el 0,5 %); para tomar en cuenta la incertidumbre del experimento se añadió un componente de aproximadamente el 0,3 %.
- Por último, se calculó que la incertidumbre de asignar valores del k_Q a una determinada calidad de haces de fotones tenía un valor del 0,2 %. Ese valor incluye la incertidumbre de que los grupos de investigación y los usuarios finales hayan utilizado archivos de datos de espacio de fase o espectros de fotones en los cálculos por el método de Montecarlo y para las mediciones de la TPR_{20,10} en los haces con filtro aplanador y sin él.

Los distintos componentes se resumen en el cuadro 46, con una incertidumbre típica combinada para los valores del k_Q de fotones de alta energía de aproximadamente el 0,6 %.

II.4. HACES DE ELECTRONES

A diferencia de lo que ocurre con los haces de fotones, se cuenta con pocos datos para los haces de electrones para los que pueden utilizarse valores

⁶⁸ Debería tomarse nota de que en los cálculos por el método de Montecarlo resulta especialmente difícil determinar las incertidumbres de tipo B. Aunque algunos autores han calculado valores de incertidumbre de tipo B de entre el 0,2 y el 0,4 % para los haces de fotones de megavoltaje [262], en sus análisis no tuvieron en cuenta los componentes que proceden de las teorías de la dispersión de un electrón y de varios electrones ni los incorporaron en el código que se utilizó para hacer cálculos por el método de Montecarlo; desde hace varios años se ha considerado que esa carencia es una limitante considerable para las simulaciones de Montecarlo de cámara de ionización (véanse, por ejemplo, las refs. [108, 263]).

CUADRO 46. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA DE LOS VALORES DEL k_Q PARA LOS HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA (sobre la base de la ref. 100j)

Componente	u_c (%)
Incertidumbre predicha a partir del modelo de ajuste con la ecuación (97)	0,51
Incertidumbre neta obtenida mediante experimentación	0,28
Uso del k_Q para calcular $TPR_{20,10}$	0,20
Incertidumbre típica combinada en el k_Q	0,62

del k_Q de uso mayoritario. Esto ocurre para los valores experimentales que se calculan tanto a partir de una comparación con el patrón primario de dosis absorbida en agua como a partir de simulaciones de Montecarlo que operan con el mismo formalismo que para otras modalidades de haz. Esta ausencia de datos es un reflejo de: a) el pequeño número de PSDL que han desarrollado patrones primarios y el pequeño número de grupos universitarios de investigación que se encuentran activos en la actualidad, y b) el uso relativamente infrecuente de los haces de electrones con energía del orden del megaelectronvoltio en la radioterapia. Al inicio del proyecto estaba previsto hacer una revisión de la primera edición de este código de práctica internacional porque se esperaba que se publicaran nuevos datos de interés y que sería posible hacer varias mediciones para calcular un promedio (ponderado o de otro tipo) para cada modelo de cámara. Sin embargo, para algunos modelos de cámaras no se cuenta con más de un conjunto de datos de cada tipo —obtenidos por experimentación o por simulación— y con frecuencia hay diferencias considerables en los valores de resolución e incertidumbre entre los dos tipos de datos.

Por ello, en esta publicación se optó por fundamentar los valores del k_Q de uso mayoritario y los valores de $k_{Q,Q_{int}}$ para los haces de electrones en las simulaciones de Montecarlo de Muir y Rogers [167], el conjunto de datos más amplio disponible, y utilizar otros cálculos para hacer comprobaciones y obtener valores aproximados de la incertidumbre. La ventaja principal de ese enfoque es que hay congruencia entre los modelos de cámaras por lo que se refiere al método de cálculo y a la presentación de resultados. Los datos experimentales se examinaron no solo para hacer comprobaciones de los cálculos, sino también

para contar con datos probatorios directos del funcionamiento de las cámaras en calidad de instrumentos de referencia, lo que permitió responder la pregunta sobre si era adecuado utilizarlas en este código de práctica internacional.

En el análisis se tuvieron en cuenta los datos experimentales (k_Q , $k_{Q,Q_{int}}$, caracterización de las cámaras) de las referencias [163, 174, 264-269] y los valores del k_Q y $k_{Q,Q_{int}}$ calculados de las referencias [167, 247, 270-273]. Tras examinar las incertidumbres en los cálculos y las mediciones, se determinó que para hacer comparaciones entre los distintos conjunto de datos el valor de tolerancia a diferencias sería del 0,5 % para el k_Q y del 0,3 % para $k_{Q,Q_{int}}$. Uno de los problemas que surgen al examinar coeficientes de calibración $N_{D,w,Q}$ obtenidos mediante experimentación es que no se cuenta con comparaciones entre PSDL. A diferencia de lo que ocurre con los haces de rayos X de kilovoltaje, los haces de ^{60}Co y los haces de fotones de megavoltaje, no hay comparaciones guiadas por la BIPM para haces de electrones con energía del orden del megaelectronvoltio. Por ello, las diferencias en los patrones primarios dan como resultado diferencias en los k_Q . Además, en algunas de las determinaciones mediante experimentación no se incluyen cálculos del coeficiente de calibración $N_{D,w}$ en un haz de ^{60}Co . Al hacer comparaciones entre simulaciones de Montecarlo surgió un problema distinto. Salvo por la ref. [247], todos los datos se obtuvieron por medio del código EGSnrc. Por consiguiente, hay un nivel de concordancia menor entre los conjuntos de datos porque hay correlación entre ellos.

Debido a la dispersión que se observó en los conjuntos de datos que se utilizaron en el proceso de comprobación, no se hicieron modificaciones a los cálculos de la referencia [167], salvo para aplicar el punto de medición correcto de conformidad con la definición que figura en este código de práctica internacional. Ello redujo la revisión a una sencilla toma de decisión entre “sí” y “no” para cada modelo de cámara, teniendo presente el principio orientador de incluir solo datos del k_Q para los que se dispusiera de valores obtenidos mediante experimentación y métodos de Montecarlo, y para los que, además, estos valores estuvieran en conformidad con la tolerancia que se mencionó con anterioridad. Como comprobación final, se hizo una comparación entre los datos nuevos y los que se proporcionan en la primera edición de este código de práctica internacional; se observó que, en la mayoría de los modelos de cámara para los que se facilitaron datos en la edición anterior, en el k_Q se habían producido modificaciones menores del 1 %.

Mediante el análisis se llegó a la conclusión de que los valores del k_Q solo podían confirmarse de manera fiable en un pequeño número de cámaras, dos modelos de placas paralelas y cinco cilíndricas. Los datos disponibles apuntaron a que los modelos PTW Roos e IBA NACP-02 podían calibrarse en un haz de ^{60}Co ; sin embargo, para todos los demás modelos de placas paralelas únicamente se recomienda la calibración directa en un haz de electrones con energía del orden

del megaelectronvoltio o la calibración interna en relación con uno de los siete modelos de cámara a los que se hizo alusión. En cuanto a los modelos de cámaras cilíndricas, solo conviene utilizar cámaras de tipo Farmer ($0,6 \text{ cm}^3$), debido a que más de un grupo de investigación ya ha analizado esos modelos. Únicamente se proporcionan datos del k_Q para esas cámaras, puesto que se recomienda utilizar cualquiera de ellas en haces de ^{60}Co . Limitar la recomendación a solo un pequeño número de modelos de cámara para uso en haces de electrones con energía del orden del megaelectronvoltio es una práctica congruente con otros códigos de práctica, por ejemplo, la referencia [106].

En cuanto a los datos para los haces de fotones de megavoltaje, los valores del k_Q y el $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ que se proporcionan en esta publicación se basan en ajustes del tipo siguiente:

$$k_{Q,\text{pp}} = a + be^{-\frac{R_{50,D}}{c}} \quad (98)$$

$$k_{Q,\text{cyl}} = a + bR_{50,D}^{-c} \quad (99)$$

para las cámaras de placas paralelas y las cilíndricas, respectivamente. En cuanto a las cámaras para las que únicamente se facilitan valores del $k_{Q,Q_{\text{int}}}$, estos pueden extraerse de los cálculos del k_Q a través de una división entre el valor del $k_{Q,Q_{\text{int}}}$. Las variables de ajuste a , b y c se proporcionan en los cuadros 47 y 48.

Andreo *et al.* [100] llevaron a cabo un amplio y sólido análisis de incertidumbre de los datos del k_Q para los haces de fotones de megavoltaje a partir de varios conjuntos de datos y determinaron que la incertidumbre global de los valores del k_Q era de aproximadamente el 0,6 %. Debido a que ese análisis no puede replicarse de manera sencilla para los k_Q de los haces de electrones, en esta exposición se toma como punto de partida la incertidumbre de los haces de fotones. Cabría esperar que no hubiera diferencias considerables en los valores de incertidumbre calculados por el método de Montecarlo para los haces de electrones, puesto que los algoritmos subyacentes y la modelización de las interacciones son parecidos, y en las referencias [271, 272] se informa de incertidumbres congruentes con el valor mencionado. Los resultados obtenidos mediante experimentación apuntan a valores de incertidumbre típica para la determinación del $N_{D,w,Q}$ de entre el 0,4 % y el 1 %, y a valores de incertidumbre menores para energías más altas (mayores de aproximadamente 12 MeV). Sin embargo, entre los factores k_Q medidos y calculados para las cámaras del cuadro 47 hay un nivel de concordancia mayor del 0,4 % en todos los casos, por lo que ese valor se emplea para la incertidumbre neta que aporta a la incertidumbre en el cálculo del k_Q para los haces de electrones con un $R_{50,D} \geq 2 \text{ g/cm}^2$. Por lo que se refiere a los haces de electrones de menor energía, se calcula que el

componente de incertidumbre derivado de la experimentación tiene un valor del 0,6 %. En cuanto a los haces de fotones, se incluye un componente de incertidumbre adicional para tener en cuenta las diferencias que podría haber entre los haces de electrones que se utilizaron para obtener los valores del k_Q y los haces en los que se medirán las dosis. Los valores correspondientes se proporcionan en el cuadro 49.

La incertidumbre del $k_{Q,Q_{int}}$ es algo menor debido a que hay correlaciones entre los datos obtenidos mediante experimentación y los cálculos. Sobre la base de la comparación entre los datos de los modelos PTW Roos e IBA NACP-02, las únicas dos cámaras para las que se cuenta con varias determinaciones efectuadas mediante experimentación, en el $k_{Q,Q_{int}}$ se obtuvo una incertidumbre típica combinada del 0,35 % para un $R_{50,D} \geq 2 \text{ g/cm}^2$. Por lo que respecta a las energías de electrones de valor menor que el anterior, en los datos se observa

CUADRO 47. VARIABLES DE AJUSTE PARA EL k_Q PARA HACES DE ELECTRONES PARA DISTINTOS MODELOS DE CÁMARAS CALIBRADOS EN RADIACIÓN GAMMA DE ^{60}Co

Modelo de cámara de ionización ^a	a	b	c
Cámaras de placas paralelas			
PTW 34001 Roos	0,884	0,120	3,511
IBA NACP-02	0,879	0,120	3,398
Cámaras cilíndricas			
NE 2571	0,892	0,103	0,920
IBA FC65-G	0,884	0,103	0,680
Exradin A12	0,880	0,108	0,607
Exradin A19	0,870	0,108	0,505
PTW 30013	0,888	0,101	0,816
PTW 30012	0,889	0,111	0,728

^a Obsérvese que para calcular el k_Q se utilizan distintas ecuaciones para las cámaras de placas paralelas y para las cilíndricas (véanse las ecuaciones (98, 99)).

CUADRO 48. VARIABLES DE AJUSTE PARA EL $k_{Q,Q_{int}}$ PARA HACES DE ELECTRONES PARA DISTINTOS MODELOS DE CÁMARAS CALIBRADOS EN HACES DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA

Modelo de cámara de ionización ^a	a	b	c
Cámaras de placas paralelas			
PTW 34001 Roos	0,984	0,134	3,511
IBA NACP-02	0,985	0,135	3,398
PTW 34045 Advanced Markus	0,986	0,135	3,349
PTW 23343 Markus	0,984	0,112	3,826
IBA PPC40	0,984	0,130	3,510
IBA PPC05	0,982	0,104	4,248
Exradin A10	0,991	0,112	2,927
Exradin A11	0,992	0,114	2,864
Exradin P11	0,989	0,177	2,687
Sun Nuclear SNC350p	0,984	0,134	3,511
Cámaras cilíndricas			
NE 2571	0,982	0,113	0,920
IBA FC65-G	0,971	0,113	0,680
Exradin A12	0,965	0,119	0,607
Exradin A19	0,957	0,119	0,505
PTW 30013	0,978	0,112	0,816
PTW 30012	0,972	0,121	0,728

^a Obsérvese que para calcular el k_Q se utilizan ecuaciones distintas para las cámaras de placas paralelas y para las cilíndricas (véanse las ecuaciones (98, 99)).

CUADRO 49. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA PARA LOS VALORES DEL k_Q PARA HACES DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA CON UN $R_{50,D} \geq 2 \text{ g/cm}^2$

Componente	u_c (%)
Incertidumbre predicha a partir del modelo de ajuste	0,51
Incertidumbre neta obtenida mediante experimentación	0,40 ^a
Asignación del k_Q al $R_{50,D}$	0,20
Incertidumbre típica combinada en el k_Q	0,68 ^b

^a Para un $R_{50,D} < 2 \text{ g/cm}^2$, se calcula que este componente tiene un valor del 0,6 %.

^b Para un $R_{50,D} < 2 \text{ g/cm}^2$, se calcula que la incertidumbre combinada tiene un valor del 0,81 %.

divergencia respecto de distintos patrones, y hay fundamentos para aumentar la incertidumbre al 0,6 %.

Debería insistirse en que consultar los datos del k_Q y el $k_{Q,Q_{int}}$ no es la manera más adecuada para obtener el coeficiente de calibración $N_{D,w,Q}$ en un haz de electrones con energía del orden del megaelectronvoltio. Como se explica en la sección 1.4, para obtener el valor de incertidumbre más bajo debería hacerse una calibración directa en un haz que sea tan parecido al del usuario como sea posible. Sin embargo, se mantiene la recomendación de que no se elija una cámara distinta de las que figuran en los cuadros 47 y 48, puesto que ya se ha determinado que esas cámaras cumplen los requisitos de los instrumentos de referencia.

II.5. HACES DE PROTONES

En cuanto al k_Q para los haces de protones, tanto calculado por método de Montecarlo [242, 274-279] como mediante experimentación [280-288], solo se cuenta con nuevos valores para un grupo reducido de cámaras de ionización cilíndricas y de placas paralelas (véase el cuadro 50). Por ello, los datos del k_Q para los haces de protones que se recomiendan en esta publicación se obtuvieron por aproximación con las ecuaciones analíticas (91, 96) con factores de corrección por perturbación genéricos dependientes del material de las paredes de la cámara calculados por el método de Montecarlo. En todos los casos, los poderes de frenado son los que figuran en la referencia [32], la calidad del haz de referencia

es ^{60}Co , y se toman en cuenta los distintos valores de la W_{air} para los haces de protones y de ^{60}Co . Cabe señalar que, para la mayor parte de los modelos de cámaras que se analizaron, se confirmó por medio de los distintos métodos de cálculo que los factores de corrección por perturbación tenían un valor distinto del de la unidad; ello supone un cambio considerable en comparación con la primera edición de este código de práctica internacional, que partió del valor aproximado $p_Q \equiv 1$.

CUADRO 50. MODELOS DE CÁMARAS Y NÚMERO DE PUNTOS DE DATOS OBTENIDOS POR MEDIO DE DETERMINACIONES EN HACES DE PROTONES DEL VALOR DEL k_Q POR EL MÉTODO DE MONTECARLO Y MEDIANTE EXPERIMENTACIÓN

Modelo de cámara de ionización	Número de puntos de datos Método de Montecarlo	Experimentación (calibración directa)	Experimentación (calibración interna)
Cámaras cilíndricas			
Capintec PR-06 Farmer	— ^a	2	— ^a
Exradin A1SL Miniature	4	— ^a	— ^a
Exradin A12 Farmer	5	— ^a	— ^a
Exradin A19 Classic Farmer	5	— ^a	— ^a
IBA FC65-G Farmer	14	4	3
IBA FC65-P Farmer	10	— ^a	3
NE 2571 Farmer	27	4	— ^a
PTW 30013 Farmer	14	— ^a	— ^a
PTW 30001 Farmer	— ^a	2	3
PTW 30006 Farmer	— ^a	— ^a	3
PTW 31021 Semiflex 3D	5	— ^a	— ^a
Cámaras de placas paralelas			

CUADRO 50. MODELOS DE CÁMARAS Y NÚMERO DE PUNTOS DE DATOS OBTENIDOS POR MEDIO DE DETERMINACIONES EN HACES DE PROTONES DEL VALOR DEL k_0 POR EL MÉTODO DE MONTECARLO Y MEDIANTE EXPERIMENTACIÓN (cont.)

Modelo de cámara de ionización	Número de puntos de datos Método de Montecarlo	Experimentación (calibración directa)	Experimentación (calibración interna)
Exradin A10	13	— ^a	— ^a
Exradin A11	13	— ^a	— ^a
Exradin A11 TW	13	— ^a	— ^a
IBA NACP-02	35	2	4
IBA PPC05	21	— ^a	— ^a
IBA PPC40	21	— ^a	— ^a
PTW 34045 Adv. Markus	25	— ^a	2
PTW 23343 Markus	25	2	— ^a
PTW 34001 Roos	29	— ^a	4
Número total de puntos de datos	279	14	22

^a —: no se cuenta con los datos.

En cuanto a los cálculos analíticos hechos con las ecuaciones (91, 96), se utilizaron los datos siguientes:

- a) Las razones de poderes de frenado agua/aire calculadas por el método de Montecarlo para haces de protones monoenergéticos, por medio de la relación empírica siguiente:

$$\left(s_{w,air}\right)_{R_{res}} = a + bR_{res} + \frac{c}{R_{res}} \quad (100)$$

donde $a = 1,131$, $b = -2,327 \times 10^{-5}$ y $c = 2,046 \times 10^{-3}$. Al igual que en la primera edición de este código de práctica internacional, los coeficientes se obtuvieron a partir de un ajuste a las razones de poderes de frenado calculadas con el código PETRA para simulaciones de Montecarlo [289, 290] para haces de protones monoenergéticos incidentes; sin embargo, en esta ocasión los poderes de frenado clave para los protones y los electrones secundarios se extraen de la referencia [32]. En los cálculos por medio del código PETRA se incluyen el transporte de electrones secundarios y los procesos nucleares inelásticos para los que no se proporcionan datos clave en la referencia [32]. En el código PETRA las razones de poderes de frenado se calculan “in-line” —es decir, durante el transporte de las partículas— de conformidad con la teoría de la cavidad de Spencer-Attix. Los cálculos “in-line” ofrecen la ventaja de que delimitan las trayectorias con exactitud; además, se evita cualquier posible influencia sobre el número y el tamaño de los intervalos de energía que se utilicen para calcular la fluencia. En comparación con las razones de poderes de frenado que se publicaron en la primera edición de este código de práctica internacional, esos valores son un 0,5 % menores y la incertidumbre calculada de la $s_{w,air}$ en la profundidad de referencia en un haz de uso clínico sigue siendo del 1 %. En la figura 28 se muestra la $s_{w,air}$ en función del R_{res} . Al calcular la incertidumbre del k_Q no se presupone que haya correlación con los poderes de frenado de los

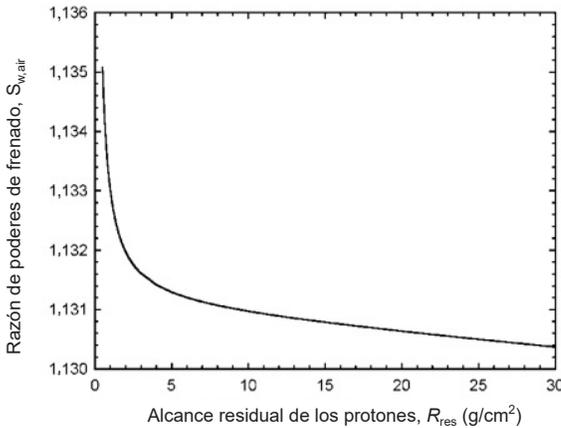


Fig. 28. Razones de poderes de frenado agua/aire de Spencer-Attix ($\Delta = 10$ keV) para haces de protones de uso clínico en función del índice de calidad del haz R_{res} . La curva es un modelo de ajuste para las razones de poderes de frenado calculadas con el código PETRA para simulaciones de Montecarlo [290] para haces de protones monoenergéticos incidentes. Los datos incluyen el transporte de electrones secundarios y los procesos nucleares inelásticos, y los poderes de frenado clave se extrajeron de la ref. [32].

electrones. Se calcula que la incertidumbre de asignar razones de poderes de frenado a una calidad de haz de protones determinada es del 0,3 %; ese valor incluye la incertidumbre debida a la diferencia entre el espectro para un campo con una sola capa de energía y para un haz de protones con un pico de Bragg extendido con el mismo alcance residual.

- b) Los factores de corrección por perturbación de la cámara de ionización extraídos de un análisis exhaustivo que hicieron Palmans *et al.* [220] con datos obtenidos por el método de Montecarlo y mediante experimentación. La mayor parte de los datos del k_Q obtenidos por el método de Montecarlo se calcularon con los códigos para simulaciones de Montecarlo Geant4 [291] o PENH [292], o con una combinación de ambos. Por lo general los datos corresponden a haces barridos de una sola capa, a excepción de la referencia [242], en la que también se incluyen datos para un haz con un pico de Bragg extendido. La mayor parte de las determinaciones mediante experimentación se hicieron con calorimetría de agua o de grafito. En la referencia [220] se tenía por objeto determinar valores del $(p_{ch})_Q$ o, por motivos que resultarán evidentes más adelante, cocientes de $(p_{ch}/p_{dis})_Q$, donde p_{dis} es el factor de corrección por el desplazamiento de la cámara. Se calcularon por medio de las ecuaciones siguientes:

$$p_{ch,Q} = \frac{f_{ch}(Q)}{(s_{w,air})_Q} \quad \text{para cámaras de ionización paralelas} \quad (101)$$

$$\left(\frac{p_{ch}}{p_{dis}}\right)_Q = \frac{f_{ch}(Q)}{(s_{w,air})_Q p_{dis,Q}} \quad \text{para cámaras de ionización cilíndricas}$$

donde $f_{ch}(Q)$ se obtiene al resolver la ecuación (96) si solo se proporciona el k_Q en una publicación determinada, $(s_{w,air})_Q$ se calcula con la ecuación (100) y los valores del p_{dis} se extraen de la referencia [218]. En el caso de los modelos de cámaras cilíndricas, cuando el R_{res} tiene valores bajos, hay una diferencia considerable entre los datos del $(p_{ch})_Q$ para los haces de una sola capa y para haces sin modulación de intensidad y de intensidad modulada, puesto que estos últimos presentan amplios gradientes de dosis en profundidad. Si el componente que corresponde a ese gradiente se elimina del factor de corrección por perturbación al tener en cuenta el cociente $(p_{ch}/p_{dis})_Q$, ello produce dispersión de los datos que es prácticamente independiente del R_{res} y del tipo de haz (de una sola capa, sin modulación de intensidad o de intensidad modulada); la desviación típica de todos los datos por lo general presenta variabilidad de entre el 0,3 % y el 0,5 %, y con frecuencia el valor es del 0,4 %. En cuanto a las cámaras de placas paralelas, los datos del $(p_{ch})_Q$ también son independientes del R_{res} y del tipo de haz. Los datos medidos

por lo general confirman los resultados de las simulaciones de Montecarlo dentro de los valores de incertidumbre obtenidos mediante experimentación. Sobre la base de esos resultados, seguidamente las cámaras se agruparon en función de la composición del material de las paredes de la cámara, y se dio por sentado que los valores del $(p_{ch})_Q$ y el $(p_{ch}/p_{dis})_Q$ para las cámaras que no figuran en el cuadro 50 tenían un valor equivalente al valor promedio de los modelos de cámara cuyas paredes estaban hechas del mismo material. En el caso de las cámaras del cuadro 50, se utilizaron los valores medios del modelo concreto. Los últimos valores del $f_{ch}(Q)$ se calcularon según las ecuaciones siguientes:

$$\begin{aligned}
 f_{ch}(Q) &= (s_{w,air})_Q p_{ch,Q} && \text{para cámaras de ionización de placas paralelas} \\
 f_{ch}(Q) &= (s_{w,air})_Q \left(\frac{p_{ch}}{p_{dis}} \right)_Q p_{dis,Q} && \text{para cámaras de ionización cilíndricas y} \\
 &&& \text{campos de una sola capa} \\
 f_{ch}(Q) &= (s_{w,air})_Q \left(\frac{p_{ch}}{p_{dis}} \right)_Q && \text{para cámaras de ionización cilíndricas y} \\
 &&& \text{haces de intensidad modulada (SOBP)}
 \end{aligned} \tag{102}$$

- c) Además, en las cámaras cilíndricas se calculó un solo conjunto de datos optimizado con valores que presentaban una diferencia de menos del 0,4 % en relación con los que se obtuvieron de manera directa con las dos fórmulas anteriores. El proceso de obtener el $(p_{ch})_Q$ para las cámaras de placas paralelas y el $(p_{ch}/p_{dis})_Q$ para las cámaras cilíndricas deja patente que, además de que $s_{w,air}$ (y, en el caso de los haces sin modulación de intensidad, también el p_{dis}) depende de la calidad del haz, ningún otro componente del $(p_{ch})_Q$ o factor que contribuya al $f_{ch}(Q)$ depende de la calidad del haz. Dada la dispersión de los datos disponibles, el proceso también da como resultado conjuntos de datos del $f_{ch}(Q)$ coherentes y uniformes para todos los modelos de cámara.
- d) El valor recomendado [32] $(W_{air})_Q = 34,44$ eV con una incertidumbre típica del 0,4 %, que se basa en calcular [293] el cambio relativo de la $(W_{air})_Q$ para los haces de protones por medio de una comparación entre mediciones por calorimetría y por ionometría con distintos códigos de práctica de kerma en aire y dosis absorbida en agua. Al combinar ese valor con el cálculo de la $(W_{air})^{60Co}$, se obtiene una incertidumbre del 0,53 % para la razón $(W_{air})_Q / (W_{air})^{60Co}$.
- e) En el cuadro 44 se proporcionan los valores del $f_{ch}(Q_o)$ para la calidad de referencia de los haces de rayos γ de ^{60}Co .

En el cuadro 51 se resumen los cálculos de la incertidumbre relativa para los distintos componentes; respecto del k_Q para los haces de protones, esos

CUADRO 51. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA PARA EL k_Q PARA HACES DE PROTONES

Componente	u_c (%)
$(s_{w,air})_Q$	1,0
$(p_{ch})_Q$	0,6
$(f_{ch})_{60Co}$	0,4
Razón $(W_{air})_Q / (W_{air})_{60Co}$	0,5
Asignación de valores a la calidad del haz	0,3
Incertidumbre típica combinada en el k_Q	1,4

cálculos dan como resultado una incertidumbre típica combinada del 1,4 %. Obsérvese que no se tomó en cuenta el componente de incertidumbre debida al uso de distintos datos de interacción nuclear en los códigos para simulaciones de Montecarlo; aunque en algunos de los datos del k_Q en los valores de energía más altos se observó una dispersión de hasta el 2 %, las diferencias no se analizaron de manera que fuera posible asignar valores de manera inequívoca a distintas secciones eficaces nucleares.

II.6. HACES DE IONES LIGEROS

Para los haces de iones ligeros no se cuenta con valores del k_Q calculados por el método de Montecarlo, y mediante experimentación únicamente se han obtenido valores del k_Q para iones de carbono para un número muy limitado de cámaras, tanto por mediciones directas como por calibración interna [95, 243, 244]. Sin embargo, debido a que durante las determinaciones mediante experimentación solo se utilizó una cámara de ionización de cada tipo, los datos del k_Q que se recomienda utilizar para los iones ligeros aún se calculan a partir de la ecuación (91). En cuanto a los haces de iones ligeros, los factores de corrección por la calidad del haz calculados que se proporcionan en esta publicación se basan en una cámara calibrada en ^{60}Co . Los valores que deben colocarse en el denominador de la ecuación (91) se examinan en la sección II.2.1.

Para obtener el valor de la $s_{w,air}$ debería hacerse un promedio de todo el espectro de partículas primarias y núcleos fragmentados en la profundidad de referencia, de la manera siguiente:

$$s_{w,air} = \frac{\sum_i \int_0^\infty \Phi_{E,i}(S_i(E)/\rho)_w dE}{\sum_i \int_0^\infty \Phi_{E,i}(S_i(E)/\rho)_{air} dE} \quad (103)$$

donde $(S_i(E)/\rho)_m$ es el poder de frenado másico a la energía E para una partícula i en el medio m y Φ_E es la distribución de la fluencia de partículas en energía. Debido a que se desconocían los espectros de fluencia Φ_E , en la primera edición de este código de práctica internacional se hicieron simplificaciones considerables, si bien en la actualidad ya se cuenta con simulaciones de Montecarlo detalladas [241].

En la primera edición de este código de práctica internacional se propuso que se utilizara un valor constante de $s_{w,air} = 1,13$. Ese valor partía de los resultados calculados en las referencias [49, 294, 295] para iones con $Z = 1-18$ que pusieron de manifiesto que todos los valores se ubicaban dentro del intervalo entre 1,12 y 1,14. La reciente actualización de datos clave para la dosimetría que figura en la referencia [32] influye sobre la $s_{w,air}$ porque incluye modificaciones en el valor medio de la energía de excitación del agua ($I_w = 78.0$ eV) y en el cálculo de poderes de frenado. En la referencia [32] se calculó que el cambio relativo en la $s_{w,air}$ para los iones ligeros tenía un valor aproximado del $-0,4$ %. Al calcular nuevamente la $s_{w,air}$ para los haces de carbono [241] se observó que utilizar un valor constante de 1,126 era compatible con una amplia variedad de circunstancias que se utilizan para calibrar haces. En la figura 29 se muestran los valores de la $s_{w,air}$ para los iones de carbono en función de la energía del alcance residual, calculados por medio del código Geant4 con los datos actualizados de poder de frenado de la referencia [32].

En los haces de iones ligeros la incertidumbre de la $s_{w,air}$ tiene un valor mayor que en los haces de protones porque esta depende del tipo de energía y de las partículas implicadas. También deben incluirse las incertidumbres de los poderes de frenado básicos; por lo bajo, se calcula que estas tienen un valor del 1,5 % [241]. Además, el hecho de asignar un valor a una calidad de haz determinada aumenta el valor aproximado de la incertidumbre un 0,3 %.

Como se expuso con anterioridad en el caso de la $s_{w,air}$, de manera ideal, para obtener el valor de la W_{air} debería hacerse un promedio de todo el espectro de partículas primarias y núcleos fragmentados en la profundidad de referencia, de la manera siguiente:

$$\frac{\bar{w}}{e} = \frac{\sum_i \int_0^\infty \Phi_{E,i} (S_i(E)/\rho)_{\text{air}} dE}{\sum_i \int_0^\infty \frac{\Phi_{E,i} (S_i(E)/\rho)_{\text{air}}}{w_i(E)/e} dE} \quad (104)$$

donde $w_i(E)$ es el valor diferencial de la W_{air} a la energía E para la partícula i , y e es la carga elemental. La distribución de la fluencia en energía, Φ_E , debería abarcar un espectro de energías amplio e incluir todas las partículas primarias y secundarias.

Se han hecho muy pocos estudios mediante experimentación acerca de la W_{air} para iones ligeros de alta energía. Si se utiliza el mismo procedimiento de análisis que para los haces de protones, los datos dosimétricos clave actualizados de la referencia [32] dan como resultado un cambio relativo de +0,6 % en la W_{air} . Por ello, en este código de práctica internacional se utiliza un valor de W_{air} de 34,71 eV para los iones de carbono, con una incertidumbre típica de 0,52 eV

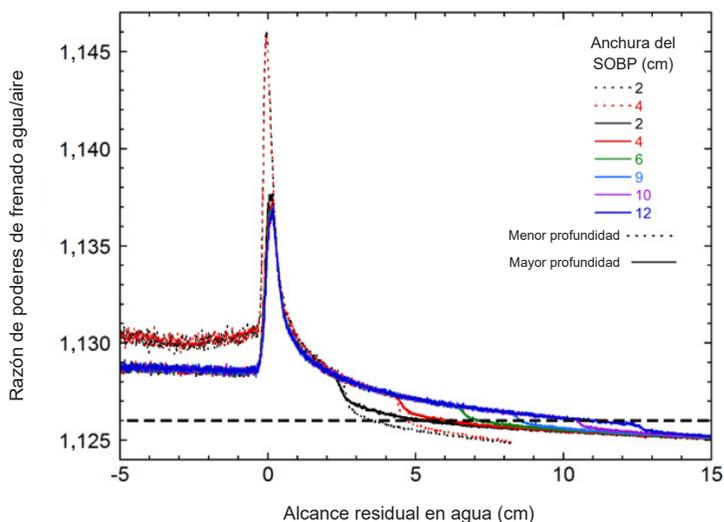


Fig. 29. Razón de poderes de frenado agua/aire para iones de carbono en función del alcance residual en agua, calculada con el código Geant4 [241] y los datos de poder de frenado actualizados que figuran en la referencia [32]. Para los picos de Bragg extendidos (SOBP) se hicieron cálculos con anchuras de entre 2 y 12 cm y dos profundidades del borde distal (8 y 30 cm) con el fin de abarcar una amplia gama de calidades de haz. Todos los valores de la $s_{w,\text{air}}$ a las profundidades de interés para la dosimetría de referencia (entre 1 y 2 cm o a la mitad del SOBP) se ubican dentro de un intervalo de un 0,2 % en torno al valor constante recomendado de 1,126.

o del 1,5 % [32]. Los más recientes datos obtenidos mediante experimentación por Osinga-Blättermann *et al.* [95] y Holm *et al.* [244] concuerdan con ese valor, si bien los estudios de Sakama *et al.* [296] y Rossumme *et al.* [297] apuntan a valores aproximadamente un 3 % más altos.

En la actualidad no se cuenta con información obtenida mediante experimentación acerca de los factores de corrección por perturbación en haces de iones ligeros y se da por sentado que todos los componentes tienen un valor equivalente a la unidad. Sobre la base del análisis de Hartmann *et al.* [227], se presupone que la incertidumbre global tiene un valor del 1,0 %.

En el cuadro 52 se resumen los valores calculados de la incertidumbre y se muestra que el k_Q tiene una incertidumbre típica relativa combinada del 2,4 % en los haces de iones ligeros tanto para las cámaras cilíndricas como para las de placas paralelas. Ese valor procede, en su mayoría, de la incertidumbre de las razones de poderes de frenado $s_{w,air}$ y la W_{air} . En las determinaciones del k_Q mediante experimentación en haces de carbono para dos cámaras de ionización de tipo Farmer (FG65-G y TM3013) en las que se utilizó calorimetría de agua se obtuvieron valores de incertidumbre considerablemente menores, del 0,7 % y del 0,8 %, respectivamente [95, 244], y en un procedimiento de calibración interna se obtuvieron incertidumbres de medida típicas del 1,1 % para otras ocho

CUADRO 52. INCERTIDUMBRE TÍPICA RELATIVA CALCULADA PARA LOS VALORES DEL k_Q OBTENIDOS PARA HACES DE IONES LIGEROS

Componente	Cámaras cilíndricas y de placas paralelas u_c (%)	
	Haces de iones ligeros	Haces de ^{60}Co y de iones ligeros ^a
$s_{w,air}$	1,5	1,5
W_{air}	1,5	1,5
p (combinado)	1,0	1,0
Asignación de valores del k_Q a la calidad del haz	0,3	0,3
Incetidumbre típica combinada en el k_Q	— ^b	2,4

^a Incluye la incertidumbre típica para f_{ch} en los haces de ^{60}Co del 0,4 %.

^b —: no se cuenta con los datos.

cámaras de ionización cilíndricas (NE 2571, IBA FC65-P, IBA FC23-C, IBA CC25, IBA CC23, PTW 30010, PTW 30011 y PTW 30012) [243].

Apéndice III

CARACTERIZACIÓN DE LA CALIDAD DE LOS HACES

III.1. CONSIDERACIONES GENERALES

Los valores de las razones de poderes de frenado másicos, las razones de los coeficientes de absorción de energía másicos, la energía media necesaria para producir un par de iones en aire, los factores de corrección por perturbación, etc. y, por consiguiente, también los valores del factor de corrección k_{Q,Q_0} , dependen de las características del campo de radiación en el punto de medición. En este contexto, reviste especial interés la distribución del espectro de fluencia de las partículas primarias y secundarias, que se utiliza como función de ponderación para la determinación de las magnitudes del espectro promediadas.⁶⁹

El espectro de fluencia de las partículas primarias y secundarias en el punto de medición depende de distintas variables, por ejemplo, las características de la fuente de radiación (es decir, las propiedades del haz de radiación que incide sobre un maniquí), el material del maniquí, el tamaño del campo, la profundidad en el maniquí, la distancia lateral del eje del haz, y el propio detector del dosímetro (la cámara de ionización). Con el fin de reducir el número de variables que se precisan para la dosimetría práctica, se definieron condiciones de referencia para todas las variables, salvo para las propiedades del haz incidente. En cuanto a las mediciones de dosis absorbida que cumplen con esas condiciones de referencia, el espectro de fluencia en el punto de medición depende de las propiedades del haz incidente. Sin embargo, es difícil e incluso inviable determinar mediante experimentación el espectro de fluencia en el punto de medición o la distribución espectral y la distribución angular en el haz incidente. Por consiguiente, se utilizan otras variables para caracterizar las propiedades del haz incidente y el espectro de fluencia de partículas en el punto de medición en condiciones de referencia. Esas variables, que deben relacionarse con minuciosidad con las propiedades de interés de la distribución del espectro correspondiente y deberían

⁶⁹ En algunos casos, para calcular las magnitudes del espectro promediadas únicamente se toma en cuenta el espectro de fluencia solo de las partículas primarias o solo de las secundarias, en especial si el aporte de un tipo de partículas (primarias o secundarias) a la generación de señal en una cámara de ionización puede obviarse. Un ejemplo de ello es la teoría de la cavidad de Bragg-Gray (o de Spencer-Attix), según la cual la respuesta de una cámara de ionización en haces de fotones de alta energía (en determinadas circunstancias) solo depende de los espectros de fluencia de los electrones secundarios (y de orden superior). Por lo general, los métodos de Montecarlo modernos no dependen de esos valores aproximados y para calcular los valores de k_{Q,Q_0} toman en cuenta los espectros de fluencia de todos los tipos de partículas.

poderse medir con facilidad, reciben el nombre de “determinativos de la calidad del haz” y por lo general se expresan con el símbolo Q .

Si se sigue este método, el factor de corrección por la calidad del haz, k_{Q,Q_0} , en condiciones de referencia puede expresarse en función de un determinativo adecuado de la calidad del haz, lo que hace posible calcular su valor de manera sencilla en las mediciones de dosis habituales. Debe hacerse hincapié en que no hay ningún determinativo de la calidad del haz que sea adecuado para todos los tipos de radiación y todas las energías de haz, por lo que se utilizan distintas variables para caracterizar distintos tipos de haces y energías de haz. Además, debido a que no hay un solo método para obtener determinativos de la calidad del haz, podría ocurrir que distintos determinativos se utilicen para el mismo tipo de radiación, y cada uno tendría sus propias ventajas e inconvenientes.

Por lo que se refiere a la dosimetría de la radioterapia externa, las principales mediciones que se utilizan como determinativos de la calidad del haz son variables que se obtienen a partir de las mediciones de la atenuación o del alcance. En algunos casos, para caracterizar las propiedades de los haces se utiliza un conjunto de valores de variables. En las secciones siguientes se proporcionan detalles acerca de determinativos de la calidad del haz de uso frecuente que se utilizan para distintos tipos de radiación y energías de haz.

III.2. DETERMINATIVO DE LA CALIDAD DEL HAZ PARA LOS HACES DE RAYOS X DE KILOVOLTAJE

Para los haces de rayos X de kilovoltaje de energía baja y media, el espectro de fluencia de la radiación útil que incide sobre el maniquí depende de:

- a) la variabilidad del valor y la duración (fluctuación) de la tensión de aceleración;
- b) el material del ánodo;
- c) la rugosidad del ánodo;
- d) la antigüedad del ánodo y el uso que se le haya dado;
- e) el ángulo de incidencia de los electrones;
- f) el material, la pureza y el espesor de los filtros, y
- g) la disposición espacial de los diafragmas.

Por ello, la calidad de los haces de rayos X no puede determinarse únicamente por medio de la tensión de aceleración. Las variables que se suelen utilizar para caracterizar con detalle las propiedades del espectro del haz son la filtración total, la primera capa hemirreductora y el coeficiente de homogeneidad (es decir, la razón entre la primera y la segunda capas hemirreductoras).

La filtración total comprende la filtración inherente del tubo de rayos X, la filtración de todas las cámaras de ionización monitoras y la filtración añadida. La filtración inherente debe ser baja para que un tubo de rayos X pueda utilizarse de manera eficaz en las tensiones de aceleración más bajas. La primera capa hemirreductora es el espesor de un absorbente que, en comparación con un haz sin atenuación, reduce al 50 % la tasa de kerma en aire de un haz de rayos X estrecho unidireccional en un punto distante de la capa de absorción; la segunda capa hemirreductora es el espesor del absorbente añadido que se precisa para reducir la tasa de kerma en aire hasta el 25 %.

Por lo general todas estas variables (la tensión de aceleración, la filtración total y la primera y la segunda capas hemirreductoras) no pueden combinarse simultáneamente para los haces de rayos X de distintos laboratorios (p. ej. haces de rayos X de uso clínico y haces en laboratorios de calibración). Ello se debe al desconocimiento o a la incertidumbre respecto de las características de los rayos X de los establecimientos (p. ej. la tensión de aceleración, la filtración inherente y la rugosidad del ánodo) o a la incertidumbre en cuanto a la determinación de las capas hemirreductoras (p. ej. la pureza de los absorbentes, el tamaño finito del haz o la modificación en la respuesta del dosímetro). Por consiguiente, de manera tradicional, la primera capa hemirreductora se utiliza como el principal determinativo de la calidad del haz para caracterizar la modificación de la respuesta de las cámaras de ionización en función de la energía del haz y elegir los factores de corrección por la calidad del haz.

En este código de práctica internacional, la primera capa hemirreductora (junto con la tensión de aceleración) se utiliza como determinativo de la calidad del haz para los haces de rayos X de kilovoltaje de energía baja y media.⁷⁰ Además del kilovoltaje, los factores k_{Q,Q_0} se proporcionan en función de la primera capa hemirreductora de aluminio o cobre. El aluminio se utiliza para los rayos X que tienen tensiones de aceleración de hasta 100 kV y el cobre se utiliza para tensiones de más de 100 kV. A modo de ejemplo, en el cuadro 53 se proporcionan las calidades de rayos X de energía baja y media que se utilizan en la BIPM para calibrar dosímetros de radioterapia.

Cabe señalar que el concepto de la capa hemirreductora se basa en la respuesta de un dosímetro al kerma en aire. Hasta este momento, no se ha desarrollado una caracterización universalmente aceptada para las calidades de haz de los rayos X de kilovoltaje de energía baja y media que se base únicamente en la dosis absorbida en agua.

⁷⁰ La caracterización de la filtración total constituye información complementaria útil.

CUADRO 53. CALIDADES DE HACES DE RAYOS X DE KILOVOLTAJE UTILIZADAS PARA CALIBRAR DOSÍMETROS EN LA BIPM

Tensión de aceleración (kV)	Filtración total		Primera capa hemirreductora	
	Aluminio (mm)	Cobre (mm)	Aluminio (mm)	Cobre (mm)
10	0	— ^a	0,037	— ^a
30	0,21	— ^a	0,17	— ^a
25	0,37	— ^a	0,24	— ^a
50 ^b	1,0	— ^a	1,0	— ^a
50 ^c	4,0	— ^a	2,3	— ^a
100	3,4	— ^a	4,0	0,15
135	2,2	0,23	— ^a	0,50
180	2,2	0,49	— ^a	1,0
250	2,2	1,6	— ^a	2,5

^a —: no se aplica.

^b También denominada “calidad 50 kVb” [298].

^c También denominada “calidad 50 kVa” [298].

III.3. DETERMINATIVO DE LA CALIDAD DEL HAZ PARA LOS HACES DE RAYOS GAMMA DE ⁶⁰CO

Los espectros de rayos gamma de las fuentes de ⁶⁰Co que se utilizan con fines terapéuticos en los hospitales o los SSDL tienen un componente considerable de fotones dispersos de baja energía que proceden de la propia cápsula de la fuente y del colimador. Sin embargo, las diferencias en el espectro del ⁶⁰Co no deberían afectar las mediciones de las cámaras de ionización más que por unas pocas décimas de porcentaje [58], un valor que podría obviarse en las mediciones ordinarias. Por ello, en el caso de los haces de rayos gamma de ⁶⁰Co que se utilizan en la dosimetría de radioterapia no es necesario contar

con un determinativo de la calidad del haz además de la caracterización del radionucleido.

III.4. DETERMINATIVO DE LA CALIDAD DEL HAZ PARA LOS HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA

La distribución del espectro de fluencia de la radiación de los fotones de alta energía que producen los aceleradores lineales (linac) de uso clínico modernos no solo depende de la energía máxima y del espectro de los electrones que impactan sobre la diana, sino también del material y el espesor de la diana, el material y la forma de los filtros, el material y la estructura del colimador, los diafragmas, etc. Además, se añade la dificultad de que el haz de fotones que sale del linac incluye algunos (indeseados pero inevitables) electrones contaminantes cuyo espectro de fluencia depende de los detalles estructurales del cabezal del linac (es decir, el blanco, el filtro y el colimador).

La caracterización de la calidad de los haces de fotones de alta energía ha sido objeto de varios estudios debido a su importancia para la dosimetría de la radiación. Dos de los determinativos de la calidad del haz más utilizados son la razón tejido-maniquí, $TPR_{20,10}$, y el PDD a una profundidad de 10 cm, $\%dd(10)_x$ [85, 99]. Aunque para la dosimetría de haces de fotones también se ha propuesto utilizar otros determinativos de la calidad del haz [146, 299, 300], estos se utilizan con menor frecuencia para la dosimetría de referencia.

La $TPR_{20,10}$ se define como el cociente entre las dosis absorbidas en agua en el eje del haz a profundidades de 20 cm y 10 cm en un maniquí de agua, medidas con una SDD constante de 100 cm y un tamaño de campo de 10 cm \times 10 cm en la ubicación del detector. La variable $\%dd(10)_x$ es el PDD a una profundidad de 10 cm en un maniquí de agua que únicamente procede de los fotones (es decir, sin tomar en cuenta la contaminación de electrones, que exigiría utilizar un filtro de plomo complementario de 1 mm) para un tamaño de campo de 10 cm \times 10 cm en la superficie del maniquí y una SSD de 100 cm.

En la literatura científica hay disenso respecto del método más adecuado para caracterizar la calidad de haz de los haces de fotones de alta energía [88, 301, 302]; el apéndice III de la edición anterior de este código de práctica internacional contiene un resumen de los argumentos y las ventajas e inconvenientes de los distintos determinativos de la calidad de los haces de fotones. La conclusión general es que ningún determinativo de la calidad del haz cumple los requisitos de ser un descriptor que, por un lado, se baste para caracterizar por sí solo toda la gama de energías de fotones que se utilizan en radioterapia y todos los modelos de aceleradores que se emplean en hospitales y laboratorios de calibración y, por el otro, pueda medirse con facilidad. Sin embargo, en la actualidad por lo general

se acepta que tanto la $TPR_{20,10}$ como el $\%dd(10)_x$ son determinativos de la calidad del haz aceptables para los haces de fotones de alta energía generados con los aceleradores lineales ordinarios que se utilizan en radioterapia [303-305]. Se ha observado que, si se utiliza la $TPR_{20,10}$ o el $\%dd(10)_x$ como determinativo de la calidad del haz para elegir valores del k_Q , ello influye alrededor de un 0,2 % sobre la dosimetría de los haces de fotones de uso clínico [306, 307]; esa repercusión es menor que la incertidumbre característica de los patrones primarios vigentes para la dosis absorbida en agua en haces de fotones de alta energía [308].

Debido a los distintos espectros de fluencia de fotones producidos por los aceleradores con filtro aplanador y sin él (los haces sin aplanar producen espectros con una mayor dispersión con un componente de energía considerablemente bajo), cabía esperar una mayor repercusión sobre la dosimetría (de hasta un 0,6 %) como resultado de utilizar la $TPR_{20,10}$ o el $\%dd(10)_x$ como determinativos de la calidad del haz para los haces sin filtro aplanador [154]. Sin embargo, en los estudios de Lye *et al.* [147] se observó que en el caso de los haces sin filtro aplanador con tensiones de aceleración nominales de hasta 10 MV la diferencia en la dosis absorbida debida al uso de la $TPR_{20,10}$ o el $\%dd(10)_x$ es de menos del 0,2 %. El resultado se explicó porque los linac de uso clínico modernos sin filtro aplanador cuentan con placas de retrodispersión y filtros de acumulación que, incluso cuando no hay filtro aplanador, endurecen el haz y producen un espectro parecido al que generan los linac con filtro aplanador ordinarios.

En sentido estricto, para los usuarios en los hospitales o los entornos clínicos no hay ventajas entre utilizar un determinativo de los haces de fotones u otro, puesto que ambos producen valores del k_Q parecidos y, por consiguiente, permiten obtener la misma dosis absorbida en agua en el haz del usuario dentro de los valores de incertidumbre del método. En la mayor parte de los protocolos de dosimetría modernos y los códigos de práctica basados en la calibración de las cámaras de ionización en función de la dosis absorbida en agua se utiliza la $TPR_{20,10}$ como determinativo de la calidad del haz para los haces de fotones de alta energía [83, 84, 159, 309]; salvo en el caso del protocolo AAPM TG-51 [85, 99], en el que se utiliza el $\%dd(10)_x$ como determinativo de la calidad del haz. En este código de práctica internacional, la $TPR_{20,10}$ se utiliza como el determinativo de la calidad del haz para los haces de fotones de alta energía.

III.5. DETERMINATIVO DE LA CALIDAD DEL HAZ PARA LOS HACES DE ELECTRONES DE ALTA ENERGÍA

Por lo general, los haces de electrones de alta energía para radioterapia externa se producen en aceleradores lineales. Cuando el haz de electrones sale del tubo del acelerador y atraviesa la delgada ventana de vacío de metal, este tiene

una distribución del espectro de fluencia muy estrecha, y el haz prácticamente es monoenergético. Debido a las pérdidas de energía que se producen en la ventana de vacío, las láminas de dispersión que se utilizan para ensanchar el haz y el aire, y la dispersión en los diafragmas y las paredes del aplicador, la distribución del espectro de fluencia de los electrones se ensancha y se desvía hacia valores de energía menores. Además, las interacciones de los electrones en el cabezal de irradiación y el aplicador producen radiación de frenado. La contaminación del haz de electrones por la radiación de frenado puede reducirse al mínimo si el cabezal de irradiación tiene la estructura adecuada (p. ej. si la ventana de vacío de salida y las láminas de dispersión están hechas con materiales que tengan número atómico bajo), aunque no puede evitarse por completo.

Aunque, en principio, el espectro de electrones puede medirse de manera directa (p. ej. por medio de espectrómetros magnéticos [310]) o reconstruirse (p. ej. a partir de mediciones de dosis en profundidad [311]), esos métodos son demasiado complicados como para utilizarlos de manera habitual en los entornos clínicos.⁷¹ Una alternativa más sencilla es determinar algunas variables características del espectro de electrones que pueden obtenerse a partir de distribuciones de dosis y profundidad medidas en agua. Esas variables son la energía electrónica promedio en la superficie del maniquí, \bar{E}_o , y la energía electrónica más probable en la superficie del maniquí, $E_{p,o}$, que guardan relación con la profundidad hemirreductora en agua, R_{50} , y el alcance práctico de los electrones en el agua, R_p . Las ecuaciones para convertir R_{50} y R_p en \bar{E}_o y $E_{p,o}$, respectivamente, se proporcionan en la referencia [19]. Esas ecuaciones se analizaron de nuevo con simulaciones de Montecarlo y experimentos en condiciones ideales (haces anchos, paralelos y monoenergéticos), y se observó que dichas ecuaciones no pueden utilizarse con la misma exactitud para todos los aceleradores de uso clínico, principalmente porque los distintos diseños de aceleradores producen distintos números de electrones dispersos de menor energía y fotones de radiación de frenado contaminantes [312].

Debido a que la etapa complementaria de convertir las variables de dosis en profundidad en energías no supone ninguna ventaja para caracterizar haces de electrones, las variables R_{50} y R_p pueden utilizarse de manera directa para caracterizar la calidad de los haces de electrones. Burns *et al.* [173] demostraron que las razones de poderes de frenado $s_{w,air}$ para distintos modelos de aceleradores pueden expresarse como una sola función de R_{50} si las condiciones de referencia se eligen de manera adecuada. Por consiguiente, en este código de práctica internacional, la calidad de los haces de electrones se caracteriza por medio de la

⁷¹ En la ref. [19], sección 3.3.2, puede consultarse información detallada acerca de otros métodos para determinar la energía electrónica.

profundidad hemirreductora de la distribución de dosis absorbida en agua R_{50} en condiciones de referencia bien definidas (véase el cuadro 18).

III.6. DETERMINATIVO DE LA CALIDAD DEL HAZ PARA LOS HACES DE PROTONES

En anteriores protocolos y recomendaciones acerca de la dosimetría de los haces de protones [212, 312-314] la calidad del haz se caracterizaba por medio de la energía efectiva, que se define como la energía de un haz de protones monoenergético que tiene un alcance de aproximación de frenado continuo con un valor idéntico al del alcance residual R_{res} del haz de protones de uso clínico (véase la definición que figura más adelante). Ello se debía a que la razón de poderes de frenado agua/aire depende muy poco de la energía y al hecho de que la energía efectiva tiene un valor parecido al de la energía máxima del espectro de energías de los protones en la profundidad de referencia (véase el cuadro 34).

En este código de práctica internacional, el alcance residual R_{res} se eligió como el índice de calidad del haz para los protones porque puede medirse con facilidad. Aunque como consecuencia de esa decisión se subestiman ligeramente las razones de poderes de frenado en el medio del pico de Bragg extendido, es poco probable que el efecto sea de más de un 0,3 % [212, 213].

El alcance residual R_{res} en una profundidad de medición z se define de la manera siguiente:

$$R_{\text{res}} = R_p - z \quad (105)$$

donde z es la profundidad de medición y R_p es el alcance práctico, que se define [212] como la profundidad en la que la dosis absorbida más allá del pico de Bragg o el pico de Bragg extendido cae al 10 % de su valor máximo.

A diferencia de los determinativos de la calidad del haz para los demás tipos de radiación que se abarcan en esta publicación, el determinativo de la calidad del haz para los haces de protones no se basta para caracterizar por sí solo un haz concreto que incida sobre un maniquí, puesto que también depende de la profundidad z que se elija para la medición.

III.7. DETERMINATIVO DE LA CALIDAD DEL HAZ PARA LOS HACES DE IONES LIGEROS

El proceso para calcular los factores de corrección por la calidad del haz k_{Q,Q_0} para los haces de iones ligeros es complejo debido a que deben

tenerse en cuenta los espectros de las partículas primarias y todos los núcleos fragmentados en el punto de la medición. Los detalles acerca de los proyectiles y fragmentos de diana y la distribución de su espectro de fluencia en función del tipo y energía de las partículas primarias y la profundidad en maniquí depende de cálculos por el método de Montecarlo hechos con distintos códigos [232-235, 237, 238, 241], cada uno de los cuales utiliza distintos datos para modelar la fragmentación nuclear [236].

En la edición anterior de este código de práctica internacional, para caracterizar los haces de iones ligeros se definieron el número atómico, el número másico y la energía del haz de iones incidente, así como la anchura del pico de Bragg extendido y el alcance en agua. Lühr *et al.* [232] demostraron que la razón de poderes de frenado agua/aire en la profundidad z en un maniquí depende, en su mayoría, de la energía media de los principales iones que se encuentren en esa profundidad, y no de la energía inicial o el número atómico de esos iones. Además, se observó que, a profundidades menores al alcance práctico R_p , predomina la razón de poderes de frenado agua/aire del ion primario, por lo que resulta innecesario tener información exhaustiva sobre los fragmentos. Debido a que la energía media de los iones primarios guarda estrecha relación con el alcance residual R_{res} a la profundidad z , que se define como se muestra en la ecuación (105), los haces podrían caracterizarse sobre la base del alcance residual R_{res} , al igual que se hace con los haces de protones. Sin embargo, la definición de alcance práctico R_p para los haces de iones ligeros es menos intuitiva que para los haces de protones debido a que en la gráfica de dosis se observa una pronunciada cola más allá del pico de Bragg que se debe a los fragmentos nucleares [30].

Sin embargo, el valor de incertidumbre que en la actualidad se calcula en la dosimetría de haces de iones ligeros supera la influencia que puede tener un determinativo de la calidad del haz. Por ello, en este código de práctica internacional el alcance residual no se utiliza como especificador de la calidad del haz para haces de iones más pesados que los protones. En el cuadro 42 se proporcionan los valores del k_Q que no dependen de la calidad del haz para haces de iones de carbono; puede observarse que los valores son constantes para todos los modelos de cámara, al igual que en la edición anterior de este código de práctica internacional.

Apéndice IV

EXPRESIÓN DE LAS INCERTIDUMBRES

IV.1. INTRODUCCIÓN

En el presente código de práctica internacional las incertidumbres se calculan con arreglo a las orientaciones de la ISO [61]. En 1986, se le solicitó a la ISO que elaborara orientaciones detalladas para calcular incertidumbres sobre la base del nuevo método unificado que figura en la Recomendación INC-1 de la BIPM. El CIPM dio su anuencia a esas recomendaciones [315]. Esas labores dieron como resultado el documento de la ISO titulado *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement* [61]. En este apéndice figura una aplicación práctica de las recomendaciones de la ISO que parte de los resúmenes que se proporcionan en las referencias [9, 62].

IV.2. ASPECTOS GENERALES QUE HAN DE TENERSE EN CUENTA RESPECTO DE LOS ERRORES Y LA INCERTIDUMBRE

A diferencia de lo que se hacía antes, cuando los términos “error” e “incertidumbre” se utilizaban de manera intercambiable, en el enfoque moderno, que empezó el CIPM [180], se establece una distinción entre esos dos conceptos. Tradicionalmente, se consideraba que los errores tenían dos componentes, a saber, un componente aleatorio y un componente sistemático. Según las definiciones actuales, un error es la diferencia entre un valor medido y el valor real; si los errores se conocen con exactitud, puede determinarse el valor real. En realidad, los errores se calculan de la manera más acertada posible y se hacen correcciones a partir de ellos. Por ello, tras hacer todas las correcciones conocidas, deja de ser necesario tener en cuenta los errores (porque se espera que tengan un valor de cero) y las incertidumbres se vuelven las magnitudes objeto de interés. Los errores tienen un valor numérico y un signo. En cambio, la incertidumbre asociada con una medición es una variable que caracteriza la dispersión de los valores “que, de manera razonable, podría atribuirse al mensurando” [61]. Por lo general esa variable es una desviación típica calculada. Por ello, las incertidumbres no tienen un signo característico y por lo general se da por sentado que son simétricas. Son una medida de la falta de conocimiento exacto tras haber aplicado las correcciones adecuadas para eliminar todos los efectos sistemáticos de los que se tenía conocimiento.

La incertidumbre de las magnitudes se expresa como la incertidumbre típica relativa, y el cálculo de la incertidumbre típica se clasifica en tipo A y tipo B. La incertidumbre típica de tipo A se calcula por medio del análisis estadístico de series de observaciones, y la incertidumbre típica de tipo B se calcula con métodos distintos del análisis estadístico de series de observaciones.

En la clasificación tradicional de las incertidumbres, era habitual distinguir entre los componentes aleatorios y sistemáticos. Eso ya no resulta conveniente porque clasificar los componentes en lugar del método de cálculo da lugar a ambigüedades. Por ejemplo, un componente aleatorio de la incertidumbre en una medición puede volverse un componente sistemático de la incertidumbre en otra medición en la que el resultado de la primera medición se utiliza como dato de trabajo.

IV.3. INCERTIDUMBRES TÍPICAS DE TIPO A

En una serie de n mediciones, con x_i valores observados, el cálculo más exacto de la magnitud x suele proceder del valor de la media aritmética, como sigue:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (106)$$

La dispersión de los n valores medidos x_i en torno a su media \bar{x} puede caracterizarse por medio de la desviación típica de la manera siguiente:

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (107)$$

y la magnitud $s^2(x_i)$ se denomina “varianza de la muestra”.

Con frecuencia resulta de interés conocer la desviación típica del valor de la media, que se escribe $s(\bar{x})$, para la que se puede utilizar la relación general que se muestra a continuación:

$$s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) \quad (108)$$

Otro método para calcular $s(\bar{x})$ se basa en el resultado de varios grupos de mediciones. Si todas tienen las mismas dimensiones, las fórmulas que se proporcionaron antes pueden utilizarse, siempre y cuando x_i en adelante se tome como la media del grupo i y \bar{x} sea la media global (o la media de las medias) de los grupos n . En caso de que los grupos tengan tamaños distintos, es necesario

utilizar ponderación estadística. Con frecuencia podría ser preferible utilizar este segundo método, pero por lo general para emplearlo este debe tener un número de mediciones mayor. Los análisis del grado en el que los dos resultados de $s(\bar{x})$ podrían diferir entre ellos rebasan el alcance de esta sencilla exposición.

La incertidumbre típica de tipo A, que en este documento se expresa como u_A , es la desviación típica del valor de la media, como se indica a continuación:

$$u_A = s(\bar{x}) \quad (109)$$

Evidentemente, no cabe esperar que un cálculo empírico de la incertidumbre permita obtener el valor real; por definición no es más que un valor aproximado. Este es el caso para las incertidumbres de tipo A y de tipo B. A partir de la ecuación (108) puede observarse que la incertidumbre de tipo A en la medición de una magnitud puede, en principio, siempre disminuirse si se aumenta el número de mediciones individuales n . Si se cuenta con varias técnicas de medición, debe optarse por la que produzca la menor dispersión en los resultados —es decir, que tenga la desviación típica más pequeña $s(x_i)$ — sin embargo, en la práctica, con frecuencia la incertidumbre no puede reducirse.

Anteriormente, las incertidumbres debidas a efectos aleatorios solían examinarse con límites de confianza, por lo general a un nivel de confianza del 95 %. En la actualidad ya no se utiliza ese método porque no hay fundamento estadístico para combinar límites de confianza. Para aplicar la teoría de la propagación de incertidumbres es necesario combinar en función de las varianzas.

IV.4. INCERTIDUMBRES TÍPICAS DE TIPO B

Hay varias fuentes de incertidumbre de medida que no pueden calcularse por medio de mediciones repetidas. Se les conoce como “incertidumbres de tipo B”. Entre ellas se incluyen las variables que influyen sobre el proceso de medición, no solo las que se desconocen, sino también las presuntas, y también los efectos de los que se conoce poco sobre las magnitudes de influencia (p. ej. la presión o la temperatura), la aplicación de factores de corrección o datos físicos extraídos de la literatura científica, etc.

Las incertidumbres de tipo B deben calcularse para que concuerden con las desviaciones típicas; al resultado se le denomina “incertidumbre típica de tipo B”. Algunos investigadores argumentan que este tipo de incertidumbre puede calcularse de manera directa, si bien otros prefieren utilizar algún tipo de límite como etapa intermedia. Con frecuencia resulta útil dar por sentado que esas incertidumbres tienen una distribución de probabilidad que concuerda con alguna forma fácil de reconocer.

En ocasiones se presupone, principalmente en aras de la sencillez, que las incertidumbres de tipo B pueden definirse por medio de una densidad de probabilidad rectangular, es decir, que la probabilidad es idéntica en cualquier zona comprendida dentro de los límites máximos $-M$ y $+M$. Si se parte de ese supuesto, la incertidumbre de tipo B u_B se obtiene por medio de la ecuación siguiente:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (110)$$

Por otro lado, si se da por sentado que la distribución es triangular (y que tiene los mismos límites), se obtiene la relación siguiente:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}} \quad (111)$$

Otro supuesto es que las incertidumbres de tipo B tienen una distribución muy parecida a la de Gauss (la distribución normal). En esa hipótesis, la incertidumbre típica de tipo B puede calcularse, en primer lugar, calculando los límites $\pm L$ y, posteriormente, dividiéndolos entre un número adecuado. Si, por ejemplo, el investigador tiene un buen grado de certeza de cuál es el límite L , puede dar por sentado que corresponde aproximadamente a un límite de confianza del 95 %, mientras que si el investigador tiene una certeza casi absoluta, podría darse por sentado que corresponde aproximadamente a un límite de confianza del 99 %. Por ello, la incertidumbre típica de tipo B u_B puede calcularse a partir de la ecuación siguiente:

$$u_B = \frac{L}{k} \quad (112)$$

donde $k = 2$ si los investigadores tienen un grado de certeza aceptable y $k = 3$ si los investigadores están casi seguros de los límites calculados $\pm L$. Esas relaciones corresponden a las propiedades de una distribución de Gauss. Por lo general no vale la pena aplicar divisores distintos de 2 o 3, debido a que el cálculo tiene carácter de aproximación.

Por ello, no hay reglas rígidas para calcular las incertidumbres típicas de tipo B. Los investigadores deberían utilizar sus conocimientos y experiencia e, independientemente del método que se utilice, proporcionar cálculos que puedan utilizarse como si fueran desviaciones típicas. Con frecuencia no tiene ningún sentido calcular las incertidumbres de tipo B con más de una cifra significativa, y en lo absoluto con más de dos.

IV.5. INCERTIDUMBRES COMBINADAS Y EXPANDIDAS

Debido a que las incertidumbres de tipo A y de tipo B son cálculos aproximados de desviaciones típicas, estas se combinan utilizando las reglas estadísticas que se emplean para combinar varianzas (que son el cuadrado de desviaciones típicas). Si u_A y u_B son desviaciones típicas de tipo A y de tipo B de una magnitud, respectivamente, la incertidumbre típica combinada de esa magnitud se calcula como sigue:

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (113)$$

Por consiguiente, la incertidumbre típica combinada aún tiene el carácter de una desviación típica. Si, además, se cree que tiene una densidad de probabilidad que sigue una distribución de Gauss, la desviación típica corresponde a un límite de confianza de aproximadamente el 68 %. Por ello, con frecuencia se considera deseable multiplicar la incertidumbre típica combinada por un factor adecuado, llamado “factor de cobertura”, k , para obtener una incertidumbre expandida. Los valores del factor de cobertura $k = 2$ o 3 corresponden a límites de confianza de aproximadamente el 95 % o el 99 %. El carácter de aproximación de los cálculos de la incertidumbre, especialmente la de tipo B, pone en duda que haya argumentos para elegir un factor de cobertura con más de una cifra significativa. En cualquier caso, el valor numérico que se obtiene a partir del factor de cobertura debe indicarse con claridad.

REFERENCIAS

- [1] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Report 24, ICRU, Bethesda, MD (1976).
- [2] BRAHME, A., et al., Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons, *Acta Oncol. Suppl.* 1988 (1988).
- [3] MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., WAMBERSIE, A., What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiother. Oncol.* **8** (1987) 237–252, [https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(87\)80247-5](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(87)80247-5)
- [4] MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., WAMBERSIE, A., Reply to: Precision and accuracy in radiotherapy (by DJ Brenner), *Radiother. Oncol.* **14** 2 (1989) 163–167, [https://doi.org/10.1016/0167-8140\(89\)90061-3](https://doi.org/10.1016/0167-8140(89)90061-3)
- [5] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, “What accuracy is needed in dosimetry”, Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proceedings of an Interregional Seminar for Europe, the Middle East and Africa, Leuven, 16–20 September 1991), IAEA-TECDOC-734, IAEA, Vienna (1994) 11–35.
- [6] WAMBERSIE, A., What accuracy is required and can be achieved in radiation therapy (review of radiobiological and clinical data), *Radiochim. Acta* **89** (2001) 255–264, <https://doi.org/10.1524/ract.2001.89.4-5.255>
- [7] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Accuracy Requirements and Uncertainties in Radiotherapy, IAEA Human Health Series No. 31, IAEA, Vienna (2016).
- [8] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277, IAEA, Vienna (1987).
- [9] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, Determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones: Código de práctica internacional, Colección de Informes Técnicos N° 277, OIEA, Viena, 1997.
- [10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Review of Data and Methods Recommended in the International Code of Practice for Dosimetry, IAEA Technical Reports Series No. 381, The Use of Plane Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams, IAEA-TECDOC-1173, IAEA, Vienna (2000).
- [11] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 469, IAEA, Vienna (2009).
- [12] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination, Technical Reports Series No. 483, IAEA, Vienna (2017).
- [13] ANDREO, P., Uncertainties in dosimetric data and beam calibration, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **19** (1990) 1233–1247, [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(90\)90237-E](https://doi.org/10.1016/0360-3016(90)90237-E)

- [14] THWAITES, D.I., “Uncertainties at the end point of the basic dosimetry chain”, Measurement Assurance in Dosimetry, International symposium on measurement assurance in dosimetry, IAEA-SM-330/18, IAEA, Vienna (1994) 239–255.
- [15] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Quantities and units — Part 0: General Principles, ISO International Standard 31-0, ISO, Geneva (1992).
- [16] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS, Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV, *Acta Radiol. Oncol.* **19** (1980) 55–79, <https://doi.org/10.3109/02841868009130136>
- [17] HOSPITAL PHYSICISTS’ ASSOCIATION, Revised Code of Practice for the dosimetry of 2 to 25 MV x-ray, and of caesium-137 and cobalt-60 gamma-ray beams, *Phys. Med. Biol.* **28** (1983) 1097–1104, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/28/10/001>
- [18] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE – TASK GROUP 21 RADIATION THERAPY COMMITTEE, A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* **10** (1983) 741–771, <https://doi.org/10.1118/1.595446>
- [19] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV, ICRU Report 35, ICRU, Bethesda, MD (1984).
- [20] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos, SEFM N° 1-1984, SEFM, Madrid, 1984.
- [21] SWISS SOCIETY OF RADIATION BIOLOGY AND RADIATION PHYSICS, Dosimetry of high energy photon and electron beams, *Recomm. SGSMP No. 4*, SGSMP, Zurich (1986).
- [22] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Photon Beams, Report NCS-2, NCS, Delft (1986).
- [23] COMITÉ FRANÇAIS MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS, Recommandations pour la Mesure de la Dose Absorbée en Radiothérapie dans les Faisceaux de Photons et d’Électrons d’Énergie Comprise entre 1 MeV et 50 MeV, Rapport CFMRI No. 2, CFMRI, Chiron (1987).
- [24] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA, Suplemento al documento SEFM N° 1-1984: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos, SEFM N° 1987-1, SEFM, Madrid, 1987.
- [25] ASSOCIAZIONE ITALIANA DI FISICA BIOMEDICA, Protocollo per la Dosimetria di base nella Radioterapia con Fasci di Fotoni ed Elettroni con E_{\max} fra 1 e 40 MeV, *Fisica Biomedica*, AIFM, Milan (1988).
- [26] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Electron Beams, Report NCS-5, NCS, Delft (1989).
- [27] REICH, H., Choice of the measuring quantity for therapy-level doseimeters, *Phys. Med. Biol.* **24** (1979) 895–900, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/24/5/002>

- [28] COMITÉ CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Report to the Comité International des Poids et Mesures (Hargrave, N.J., Rapporteur), 9th Meeting CCEMRI(I), BIPM, Sèvres (1988).
- [29] WAMBERSIE, A., DELUCA, P.M., ANDREO, P., HENDRY, J.H., ‘Light’ or ‘heavy’ ions: a debate of terminology? *Radiother. Oncol.* **73** Suppl. 2 (2004) iii, [https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(04\)80003-3](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(04)80003-3)
- [30] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Prescribing, Recording and Reporting Light Ion Beam Therapy, ICRU Report 93, ICRU, Bethesda, MD (2019).
- [31] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical Neutron Dosimetry, Part I: Determination of Absorbed Dose in a Patient Treated by External Beams of Fast Neutrons, ICRU Report 45, ICRU, Bethesda, MD (1989).
- [32] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Key Data for Ionizing Radiation Dosimetry: Measurement Standards and Applications, ICRU Report 90, ICRU, Bethesda, MD (2016).
- [33] BÜERMANN, L., et al., Measurement of the x-ray mass energy-absorption coefficient of air using 3 keV to 10 keV synchrotron radiation, *Phys. Med. Biol.* **51** (2006) 5125–5150, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/20/004>
- [34] BUHR, H., BÜERMANN, L., GERLACH, M., KRUMREY, M., RABUS, H., Measurement of the mass energy-absorption coefficient of air for x-rays in the range from 3 to 60 keV, *Phys. Med. Biol.* **57** (2012), <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/24/8231>
- [35] HUBBELL, J.H., Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV, *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* **33** (1982) 1269–1290, [https://doi.org/10.1016/0020-708X\(82\)90248-4](https://doi.org/10.1016/0020-708X(82)90248-4)
- [36] SCOFIELD, J.H., Theoretical photoionization cross sections from 1 to 1500 keV, Report UCRL-51326, Lawrence Livermore Laboratory, Livermore, CA (1973), <https://doi.org/10.2172/4545040>
- [37] HUBBELL, J.H., SELTZER, S.M., Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients From 1 keV to 20 MeV for Elements $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest, Report NISTIR-5632, NIST, Bethesda, MD (1996), <https://doi.org/10.6028/NIST.IR.5632>
- [38] BERGER, M.J., HUBBELL, J.H., XCOM: Photon Cross Sections on a Personal Computer, Report NBSIR 87-3597, National Bureau of Standards, Gaithersburg, MD (1987), <https://doi.org/10.2172/6016002>
- [39] SELTZER, S.M., Calculation of photon mass energy-transfer and mass energy-absorption coefficients, *Radiat. Res.* **136** (1993) 147–170, <https://doi.org/10.2307/3578607>
- [40] CULLEN, D.E., Program RELAX — A Code Designed to Calculate Atomic Relaxation Spectra of X-rays and Electrons, Report UCRL-ID-110438, Lawrence Livermore Laboratory, Livermore, CA (1992), <https://doi.org/10.2172/5360235>

- [41] KATO, M., et al., Photon W-value of dry air determined using a cryogenic radiometer combined with a multi-electrode ion chamber for soft X-rays, *Radiat. Phys. Chem.* **79** (2010) 397–404, <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2009.12.009>
- [42] WALLER, I., HARTREE, D.R., On the intensity of total scattering of X-rays, *Proc. Math. Phys. Eng. Sci.* **124** (1929) 119–142, <https://doi.org/10.1098/rspa.1929.0101>
- [43] HUBBELL, J.H., et al., Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections, *J. Phys. Chem. Ref. Data* **4** (1975) 471–538; erratum **6** (1977) 615–616, <https://doi.org/10.1063/1.555523>
- [44] HUBBELL, J.H., et al., Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections, *J. Phys. Chem. Ref. Data* **4** (1975) 471–538, <https://doi.org/10.1063/1.555523>
- [45] SALVAT, F., PENELOPE-2014: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, Report NEA/NSC/DOC(2015)3, NEA, Issy-les-Moulineaux (2015).
- [46] SALVAT, F., The PENELOPE code system. Specific features and recent improvements, *Ann. Nucl. Energy* **82** (2015) 98–109, <https://doi.org/10.1016/j.anucene.2014.08.007>
- [47] RIBBERFORS, R., Relationship of the relativistic Compton cross section to the momentum distribution of bound electron states, *Phys. Rev. B* **12** (1975) 2067–2074, <https://doi.org/10.1103/PhysRevB.12.2067>
- [48] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers for Electrons and Positrons, ICRU Report 37, ICRU, Bethesda, MD (1984).
- [49] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, ICRU Report 49, ICRU, Bethesda, MD (1993).
- [50] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping of Ions Heavier than Helium, ICRU Report 73, ICRU, Bethesda, MD (2005).
- [51] SIGMUND, P., SCHINNER, A., PAUL, H., Errata and addenda for ICRU Report 73, stopping of ions heavier than helium, *J. ICRU* **5** 1 (2009) 1–10, https://doi.org/10.1093/jicru_ndi001
- [52] SABBATUCCI, L., SALVAT, F., Theory and calculation of the atomic photoeffect, *Radiat. Prot. Dosim.* **121** (2016) 122–140, <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2015.10.021>
- [53] McEWEN, M., et al., Report to CCRI(I) on the Recommendations of ICRU Report 90, Report CCRI(I)/17-07, BIPM, Sèvres (2017).
- [54] ANDREO, P., Data for the dosimetry of low- and medium-energy kV x rays, *Phys. Med. Biol.* **64** (2019) 20, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab421d>
- [55] HOHLFELD, K., The standard DIN 6800: procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionization method (IAEA-SM-298/31), IAEA, Vienna (1988) 13–22.
- [56] ANDREO, P., Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high energy photon beams, *Phys. Med. Biol.* **37** (1992) 2189–2211, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/37/12/003>

- [57] ROGERS, D.W.O., The advantages of absorbed-dose calibration factors, *Med. Phys.* **19** (1992) 1227–1239, <https://doi.org/10.1118/1.596921>
- [58] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dosimetry of High Energy Photon Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water, ICRU Report 64, ICRU, Bethesda, MD (2000).
- [59] BOUTILLON, M., PERROCHE, A.M., Determination of calibration factors in terms of air kerma and absorbed dose to water in the Co-60 gamma rays, *IAEA SSDL Newsletter* **32** (1993) 3–13.
- [60] BIELAJEW, A.F., ROGERS, D.W.O., Implications of new correction factors on primary air kerma standards in Co-60 beams, *Phys. Med. Biol.* **37** (1992) 1283–1291, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/37/6/006>
- [61] JOINT COMMITTEE FOR GUIDES IN METROLOGY, Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, 2nd edn, JCGM 100:2008, BIPM, Sèvres (2008).
- [62] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 374, IAEA, Vienna (1994).
- [63] INTERNATIONAL COMMITTEE OF WEIGHTS AND MEASURES, Mutual Recognition of National Measurement Standards and of Calibration and Measurement Certificates Issued by National Metrology Institutes, CIPM, Paris (1999).
- [64] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, Key Comparison Database (KCDB) (2021), <https://www.bipm.org/kcdb/>
- [65] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES (BIPM), Calibration and Measurement Capabilities (CMCs), <https://www.bipm.org/kcdb/cmc/advanced-search>
- [66] ORGANISATION INTERNATIONALE DE METROLOGIE LEGALE, Secondary Standard Dosimetry Laboratories for the Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy, Document OIML D-21, OIML, Paris (1990).
- [67] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, SSDL Network Charter — The IAEA/WHO Network of Secondary Standard Dosimetry Laboratories, IAEA/WHO/SSDL/99, IAEA, Vienna (2018).
- [68] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, SSDL Network (2021), <https://ssdl.iaea.org/Home/Members>
- [69] DOMEN, S.R., LAMPERTI, P.J., Heat-loss-compensated calorimeter — theory, design, and performance, *J. Res. Natl Bur. Stand. A* **78** (1974) 595–610, <https://doi.org/10.6028/jres.078A.037>
- [70] RENAUD, J., PALMANS, H., SARFEHNIA, A., SEUNTJENS, J., Absorbed dose calorimetry, *Phys. Med. Biol.* **65** (2020) 05TR02, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab4f29>
- [71] PRUITT, J.S., DOMEN, S.R., LOEVINGER, R., The graphite calorimeter as a standard of absorbed dose for Co-60 gamma-radiation, *J. Res. Natl Bur. Stand.* **86** (1981) 495–502, <https://doi.org/10.6028/jres.086.021>
- [72] GUERRA, A.S., LAITANO, R.F., PIMPINELLA, M., Characteristics of the absorbed dose to water standard at ENEA, *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 657–674, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/4/006>

- [73] NUTBROWN, R.F., DUANE, S., SHIPLEY, D.R., THOMAS, R.A.S., Evaluation of factors to convert absorbed dose calibrations from graphite to water for the NPL high-energy photon calibration service, *Phys. Med. Biol.* **47** (2002) 441–454, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/47/3/306>
- [74] LYE, J.E., et al., Direct MC conversion of absorbed dose to graphite to absorbed dose to water for ^{60}Co radiation, *Rad. Prot. Dos.* **155** (2013) 100–109, <https://doi.org/10.1093/rpd/ncs276>
- [75] DOMEN, S.R., A sealed water calorimeter for measuring absorbed dose, *J. Res. Natl Inst. Stan.* **99** (1994) 121–141, <https://doi.org/10.6028/jres.099.012>
- [76] KLASSEN, N.V., ROSS, C.K., Water calorimetry: the heat defect, *J. Res. Natl Inst. Stan.* **102** (1997) 63–74, <https://doi.org/10.6028/jres.102.006>
- [77] FEIST, H., Determination of the absorbed dose to water for high-energy photons and electrons by total absorption of electrons in ferrous sulfate solution, *Phys. Med. Biol.* **27** (1982) 1435–1447, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/27/12/002>
- [78] BOUTILLON, M., PERROCHE, A.M., Ionometric determination of absorbed dose to water for Co-60 gamma-rays, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 439–454, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/38/3/010>
- [79] BOHM, J., HOHLFELD, K., REICH, H., “A primary standard for determination of absorbed dose in water for X rays generated at potentials of 7.5 to 30 kV”, National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977), Vienna (1978).
- [80] BÜERMANN, L., et al., First international comparison of primary absorbed dose to water standards in the medium-energy X-ray range, *Metrologia* **53** (2016) 06007, <https://doi.org/10.1088/0026-1394/53/1A/06007>
- [81] ROGER, P., BURNS, D.T., KESSLER, C., Progress Report on New Facility for Medium-Energy X-rays, Report CCRI(I)/2021-13, BIPM, Sèvres (2021), <https://www.bipm.org/documents/20126/56106449/13+Progress+report+on+new+facility+for+medium-energy+x-rays.pdf/fbf061f1-7190-f494-1810-f7c2bf3282bb>
- [82] PICARD, S., BURNS, D.T., ROGER, P., Construction of an Absorbed-Dose Graphite Calorimeter, Report BIPM-09/01, BIPM, Sèvres (2009).
- [83] INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE, Code of Practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service, *Phys. Med. Biol.* **35** (1990) 1355–1360, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/35/10/301>
- [84] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG, Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung – Teil 2: Dosimetrie Hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern, DIN 6800-2, Deutsches Institut für Normung, Berlin (2018).
- [85] ALMOND, P.R., et al., AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* **26** (1999) 1847–1870, <https://doi.org/10.1118/1.598691>
- [86] JOINT COMMITTEE FOR GUIDES IN METROLOGY, International Vocabulary of Metrology — Basic and General Concepts and Associated Terms (VIM), JCGM 200:2012, BIPM, Sèvres (2012).

- [87] ANDREO, P., The status of high-energy photon and electron beam dosimetry five years after the implementation of the IAEA Code of Practice in the Nordic countries, *Acta Oncol.* **32** (1993) 483–500, <https://doi.org/10.3109/02841869309096107>
- [88] ANDREO, P., On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry, *Med. Phys.* **27** (2000) 434–440, <https://doi.org/10.1118/1.598892>
- [89] BURNS, J.E., Absorbed-dose calibrations in high-energy photon beams at the National Physical Laboratory: Conversion procedure, *Phys. Med. Biol.* **39** (1994) 1555–1575, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/39/10/004>
- [90] BOUTILLON, M., COURSEY, B.M., HOHLFELD, K., OWEN, B., ROGERS, D. W.O., “Comparison of primary water absorbed dose standards”, *Measurement Assurance in Dosimetry, International symposium on measurement assurance in dosimetry, IAEA-SM-330/18, IAEA, Vienna (1994)* 95–111.
- [91] ROGERS, D.W.O., ROSS, C.K., SHORTT, K.R., KLASSEN, N.V., BIELAJEW, A.F., “Towards a dosimetry system based on absorbed dose standards”, *ibid.*, 565–580.
- [92] ROOS, M., HOHLFELD, K., “Status of the primary standard of water absorbed dose for high energy photon and electron radiation at the PTB”, *ibid.*, 25–33.
- [93] ROSSER, K.E., et al., “The NPL absorbed dose to water calibration service for high energy photons”, *ibid.*, 73–81.
- [94] THOMAS, R., LOURENCO, B., PALMANS, H., “Design, development and operation of a primary standard graphite calorimeter for proton beam dosimetry”, *International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS 2019), IAEA, Vienna (2019)* 71–76.
- [95] OSINGA-BLÄTTERMANN, J.M., BRONS, S., GREILICH, S., JAKEL, O., KRAUSS, A., Direct determination of k_Q for Farmer-type ionization chambers in a clinical scanned carbon ion beam using water calorimetry, *Phys. Med. Biol.* **62** (2017) 2033–2054, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa5bac>
- [96] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, *Medical Electrical Equipment — Dosimeters with Ionization Chambers as Used in Radiotherapy, IEC 60731, Edition 3.1, IEC, Geneva (2016)*.
- [97] SHARPE, P., *Progress Report on Radiation Dosimetry at NPL, Report CCRI(I)/1999-20, BIPM, Sèvres (1999)*.
- [98] McEWEN, M.R., Measurement of ionization chamber absorbed dose k_Q factors in megavoltage photon beams, *Med. Phys.* **37** (2010) 2179–2193, <https://doi.org/10.1118/1.3375895>
- [99] McEWEN, M., et al., Addendum to the AAPM’s TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams, *Med. Phys.* **41** (2014) 041501–041520, <https://doi.org/10.1118/1.4866223>
- [100] ANDREO, P., et al., Determination of consensus k_Q values for megavoltage photon beams for the update of IAEA TRS-398, *Phys. Med. Biol.* **65** (2020) 095011, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab807b>
- [101] MIJNHEER, B.J., Variations in response to radiation of a nylon-walled ionization chamber induced by humidity changes, *Med. Phys.* **12** (1985) 625–626, <https://doi.org/10.1118/1.595683>

- [102] KRANZER, R., et al., Ion collection efficiency of ionization chambers in ultra-high dose-per-pulse electron beams, *Med Phys* **48** (2021) 819–830, <https://doi.org/10.1002/mp.14620>
- [103] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*, ICRU Report 44, ICRU, Bethesda, MD (1989).
- [104] AGOSTINELLI, A.G., SMOLEN, S.D., NATH, R., A new water-equivalent plastic for dosimetry calibration, *Med. Phys.* **19** (1992) 774.
- [105] TELLO, V.M., TAILOR, R.C., HANSON, W.F., How water equivalent are water-equivalent solid materials for output calibration of photon and electron beams? *Med. Phys.* **22** (1995) 1177–1189, <https://doi.org/10.1118/1.597613>
- [106] THWAITES, D.I., et al., The IPEM code of practice for electron dosimetry for radiotherapy beams of initial energy from 4 to 25 MeV based on an absorbed dose to water calibration, *Phys. Med. Biol.* **48** (2003) 2929–2970, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/18/301>
- [107] BUTSON, M.J., CHEUNG, T., YU, P.K., Solid water phantom heat conduction: Heating and cooling rates, *J. Med. Phys.* **33** (2008) 24–28, <https://doi.org/10.4103/0971-6203.39421>
- [108] ANDREO, P., BURNS, D.T., NAHUM, A.E., SEUNTJENS, J., ATTIX, F.H., *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*, Wiley-VCH, Weinheim (2017).
- [109] TESSIER, F., KAWRAKOW, I., Effective point of measurement of thimble ion chambers in megavoltage photon beams, *Med. Phys.* **37** (2010) 96–107, <https://doi.org/10.1118/1.3266750>
- [110] ZINK, K., WULFF, J., Positioning of a plane-parallel ionization chamber in clinical electron beams and the impact on perturbation factors, *Phys. Med. Biol.* **54** (2009) 2421–2435, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/8/011>
- [111] MCCAFFREY, J.P., DOWNTON, B., SHEN, H., NIVEN, D., McEWEN, M., Pre-irradiation effects on ionization chambers used in radiation therapy, *Phys. Med. Biol.* **50** (2005) N121–N133, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/13/N01>
- [112] COMITÉ CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), *Correction d'Humidité*, CCEMRI(I) R(I)-30, BIPM, Sèvres (1977).
- [113] NISBET, A., THWAITES, D.I., Polarity and ion recombination correction factors for ionization chambers employed in electron beam dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 435–443, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/2/016>
- [114] BOAG, J.W., Ionization measurements at very high intensities. I. Pulsed radiation beams, *Brit. J. Radiol.* **23** (1950) 601–611, <https://doi.org/10.1259/0007-1285-23-274-601>
- [115] ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA, *Manual de dosimetría en radioterapia, Colección de Informes Técnicos N°110*, OIEA, Viena, 1971.
- [116] BOAG, J.W., CURRANT, J., Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation, *Brit. J. Radiol.* **53** (1980) 471–478, <https://doi.org/10.1259/0007-1285-53-629-471>

- [117] WEINHOUS, M.S., MELI, J.A., Determining Pion, the correction factor for recombination losses in an ionization chamber, *Med. Phys.* **11** (1984) 846–849, <https://doi.org/10.1118/1.595574>
- [118] BURNS, D.T., McEWEN, M.R., Ion recombination corrections for the NACP parallel-plate chamber in a pulsed electron beam, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 2033–2045, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/8/003>
- [119] DERIKUM, K., ROOS, M., Measurement of saturation correction factors of thimble-type ionization chambers in pulsed photon beams, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 755–763, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/38/6/009>
- [120] DE ALMEIDA, C.E., NIATEL, M.T., Comparison Between IRD and BIPM Exposure and Air Kerma Standards for Cobalt Gamma Rays, Report BIPM-1986/12, BIPM, Sèvres (1986).
- [121] BOUTILLON, M., Volume recombination parameter in ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 2061–2072, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/8/005>
- [122] PICARD, S., BURNS, D.T., Determination of the recombination correction for the BIPM parallel-plate ionization chamber type in a pulsed photon beam, Report BIPM-2011/06, BIPM, Sèvres (2011).
- [123] BRAHME, A., Correction of a measured distribution for the finite extension of the detector, *Strahlentherapie* **157** (1981) 258–259, https://doi.org/10.1007/978-3-662-00618-4_32
- [124] SIBATA, C.H., MOTA, H.C., BEDDAR, A.S., HIGGINS, P.D., SHIN, K.H., Influence of detector size in photon-beam profile measurements, *Phys. Med. Biol.* **36** (1991) 621–631, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/36/5/005>
- [125] HIGGINS, P.D., SIBATA, C.H., SISKIND, L., SOHN, J.W., Deconvolution of detector size effect for small-field measurement, *Med. Phys.* **22** (1995) 1663–1666, <https://doi.org/10.1118/1.597427>
- [126] GARCIA-VICENTE, F., BEJAR, M.J., PEREZ, L., TORRES, J.J., Clinical impact of the detector size effect in 3D-CRT, *Radiother. Oncol.* **74** (2005) 315–322, <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2004.10.012>
- [127] GARCIA-VICENTE, F., DELGADO, J.M., PERAZA, C., Experimental determination of the convolution kernel for the study of the spatial response of a detector, *Med. Phys.* **25** (1998) 202–207, <https://doi.org/10.1118/1.598182>
- [128] GARCIA-VICENTE, F., DELGADO, J.M., RODRIGUEZ, 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, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/3/306>
- [129] LAUB, W.U., WONG, T., The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT, *Med. Phys.* **30** (2003) 341–347, <https://doi.org/10.1118/1.1544678>
- [130] PAPPAS, E., et al., Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams, *Med. Phys.* **33** (2006) 3700–3710, <https://doi.org/10.1118/1.2349691>
- [131] SAHOO, N., KAZI, A.M., HOFFMAN, M., Semi-empirical procedures for correcting detector size effect on clinical MV x-ray beam profiles, *Med. Phys.* **35** (2008) 5124–5133, <https://doi.org/10.1118/1.2989089>

- [132] LOOE, H.K., et al., The dose response functions of ionization chambers in photon dosimetry — Gaussian or non-Gaussian? *Z. Med. Phys.* **23** (2013) 129–143, <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2012.12.010>
- [133] KETELHUT, S., KAPSCH, R.P., Measurement of spatial response functions of dosimetric detectors, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 6177–6194, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/16/6177>
- [134] BUTLER, D.J., et al., High spatial resolution dosimetric response maps for radiotherapy ionization chambers measured using kilovoltage synchrotron radiation, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 8625–8641, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/22/8625>
- [135] LOOE, H.K., HARDER, D., POPPE, B., Understanding the lateral dose response functions of high-resolution photon detectors by reverse Monte Carlo and deconvolution analysis, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 6585–6607, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/16/6585>
- [136] POPPINGA, D., et al., Experimental determination of the lateral dose response functions of detectors to be applied in the measurement of narrow photon-beam dose profiles, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 9421–9436, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/24/9421>
- [137] TANTOT, L., SEUNTJENS, J., Modelling ionization chamber response to nonstandard beam configurations, *J. Phys. Conf. Ser.* **102** (2008) 0102023, <https://doi.org/10.1088/1742-6596/102/1/012023>
- [138] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY, Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams, ESTRO, Brussels (1997).
- [139] ANDREO, P., BRAHME, A., Stopping power data for high-energy photon beams, *Phys. Med. Biol.* **31** (1986) 839–858, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/31/8/002>
- [140] KAPSCH, R.-P., et al., Experimental determination of p_{Co} perturbation factors for plane-parallel chambers, *Phys. Med. Biol.* **52** (2007) 7167–7181, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/23/026>
- [141] MUIR, B.R., McEWEN, M.R., ROGERS, D.W.O., Beam quality conversion factors for parallel-plate ionization chambers in MV photon beams, *Med. Phys.* **39** (2012) 1618–1631, <https://doi.org/10.1118/1.3687864>
- [142] McEWEN, M.R., DUANE, S., THOMAS, R.A.S., “Absorbed dose calibration factors for parallel-plate chambers in high energy photon beams”, *Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Proceedings Series — International Atomic Energy Agency, IAEA, Vienna* (2003) 335–341.
- [143] KAPSCH, R.-P., GOMOLA, I., “Beam quality correction factors for plane-parallel chambers in photon beams”, *Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS), Proceedings Series — International Atomic Energy Agency, IAEA, Vienna* (2012) 297–308.
- [144] FOLLOWILL, D.S., TAILOR, R.C., TELLO, V.M., HANSON, W.F., An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses, *Med. Phys.* **25** (1998) 1202–1205, <https://doi.org/10.1118/1.598396>
- [145] ANDREO, P., NAHUM, A., BRAHME, A., Chamber-dependent wall correction factors in dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **31** (1986) 1189–1199, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/31/11/001>

- [146] BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY, Central axis depth dose data for use in radiotherapy, *Brit. J. Radiol. Suppl.* **25** (1996).
- [147] LYE, J.E., et al., Comparison between the TRS-398 code of practice and the TG-51 dosimetry protocol for flattening filter free beams, *Phys. Med. Biol.* **61** (2016) N362–372, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/14/N362>
- [148] BRAHME, A., SVENSSON, H., Radiation beam characteristics of a 22 MeV microtron, *Acta Radiol. Oncol. Radiat. Phys. Biol.* **18** (1979) 244–272, <https://doi.org/10.3109/02841867909128212>
- [149] GREENING, J.R., *Fundamentals of Radiation Dosimetry*, Adam Hilger, Bristol (1981).
- [150] BRAHME, A., ANDREO, P., Dosimetry and quality specification of high energy photon beams, *Acta Radiol. Oncol.* **25** (1986) 213–223, <https://doi.org/10.3109/02841868609136408>
- [151] BUDGELL, G., et al., IPEM topical report 1: Guidance on implementing flattening filter free (FFF) radiotherapy, *Phys. Med. Biol.* **61** (2016) 8360–8394, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/23/8360>
- [152] CZARNECKI, D., POPPE, B., ZINK, K., Monte Carlo-based investigations on the impact of removing the flattening filter on beam quality specifiers for photon beam dosimetry, *Med. Phys.* **44** (2017) 2569–2580, <https://doi.org/10.1002/mp.12252>
- [153] DE PREZ, L., DE POOTER, J., JANSEN, B., PERIK, T., WITTKAMPER, F., Comparison of k_Q factors measured with a water calorimeter in flattening filter free (FFF) and conventional flattening filter (cFF) photon beams, *Phys. Med. Biol.* **63** (2018) 045023, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aaaa93>
- [154] XIONG, G., ROGERS, D.W., Relationship between $\%dd(10)_x$ and stopping-power ratios for flattening filter free accelerators: A Monte Carlo study, *Med. Phys.* **35** (2008) 2104–2109, <https://doi.org/10.1118/1.2905028>
- [155] CEBERG, C., JOHNSON, S., LIND, M., KNOOS, T., Prediction of stopping-power ratios in flattening-filter free beams, *Med. Phys.* **37** (2010) 1164–1168, <https://doi.org/10.1118/1.3314074>
- [156] DALARYD, M., KNOOS, T., CEBERG, C., Combining tissue-phantom ratios to provide a beam-quality specifier for flattening filter free photon beams, *Med. Phys.* **41** (2014) 111716, <https://doi.org/10.1118/1.4898325>
- [157] SIMPSON, E., GAJEWSKI, R., FLOWER, E., STENSMYR, R., Experimental validation of the dual parameter beam quality specifier for reference dosimetry in flattening-filter-free (FFF) photon beams, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) N271–281, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/14/N271>
- [158] BURNS, J.E., DALE, J.W.G., *Conversion of Absorbed Dose Calibration from Graphite into Water*, NPL Report, National Physical Laboratory, Teddington (1990).
- [159] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Code of Practice for the Absorbed Dose Determination in High-Energy Photon and Electron Beams, Report NCS-18, NCS, Amsterdam (2012).
- [160] BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY, Central axis depth dose data for use in radiotherapy, *Brit. J. Radiol. Suppl.* **17** (1983).
- [161] SHORTT, K.R., et al., A comparison of absorbed dose standards for high-energy x-rays, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 1937–1955, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/38/12/016>

- [162] JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., *The Physics of Radiology*, Thomas, Springfield, IL (1983).
- [163] MUIR, B.R., McEWEN, M.R., Technical Note: On the use of cylindrical ionization chambers for electron beam reference dosimetry, *Med. Phys.* **44** (2017) 6641–6646, <https://doi.org/10.1002/mp.12582>
- [164] McEWEN, M.R., KAWRAKOW, I., ROSS, C.K., The effective point of measurement of ionization chambers and the build-up anomaly in MV x-ray beams, *Med. Phys.* **35** (2008) 950–958, <https://doi.org/10.1118/1.2839329>
- [165] LOOE, H.K., HARDER, D., POPPE, B., Experimental determination of the effective point of measurement for various detectors used in photon and electron beam dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **56** (2011) 4267–4290, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/14/005>
- [166] HUANG, Y., WILLOMITZER, C., ZAKARIA, G.A., HARTMANN, G.H., Experimental determination of the effective point of measurement of cylindrical ionization chambers for high-energy photon and electron beams, *Phys. Med.* **26** (2010) 126–131, <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2009.10.001>
- [167] MUIR, B.R., ROGERS, D.W.O., Monte Carlo calculations of electron beam quality conversion factors for several ion chamber types, *Med. Phys.* **41** (2014) 111701, <https://doi.org/10.1118/1.4893915>
- [168] DING, G.X., ROGERS, D.W., MACKIE, T.R., Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams, *Med. Phys.* **22** (1995) 489–501, <https://doi.org/10.1118/1.597581>
- [169] BUCKLEY, L.A., ROGERS, D.W., Wall correction factors, P_{wall} , for parallel-plate ionization chambers, *Med. Phys.* **33** (2006) 1788–1796, <https://doi.org/10.1118/1.2199988>
- [170] LACROIX, F., et al., Extraction of depth-dependent perturbation factors for parallel-plate chambers in electron beams using a plastic scintillation detector, *Med. Phys.* **37** (2010) 4331–4342, <https://doi.org/10.1118/1.3463383>
- [171] ZINK, K., CZARNECKI, D., LOOE, H.K., VON VOIGTS-RHETZ, P., HARDER, D., Monte Carlo study of the depth-dependent fluence perturbation in parallel-plate ionization chambers in electron beams, *Med. Phys.* **41** (2014) 111707, <https://doi.org/10.1118/1.4897389>
- [172] BAILEY, M., SHIPLEY, D.R., MANNING, J.W., Roos and NACP-02 ion chamber perturbations and water–air stopping-power ratios for clinical electron beams for energies from 4 to 22 MeV, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 1087–1095, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/3/1087>
- [173] BURNS, D.T., DING, G.X., ROGERS, D.W., R_{50} as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry, *Med. Phys.* **23** (1996) 383–388, <https://doi.org/10.1118/1.597893>
- [174] MUIR, B.R., COJOCARU, C.D., McEWEN, M.R., ROSS, C.K., Electron beam water calorimetry measurements to obtain beam quality conversion factors, *Med. Phys.* **44** (2017) 5433–5444, <https://doi.org/10.1002/mp.12463>
- [175] OLIVARES, M., DEBLOIS, F., PODGORSK, E.B., SEUNTJENS, J.P., Electron fluence correction factors for various materials in clinical electron beams, *Med. Phys.* **28** (2001) 1727–1734, <https://doi.org/10.1118/1.1388536>

- [176] McEWEN, M.R., DUSAUTOY, A.R., Characterization of the water-equivalent material WTe for use in electron beam dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **48** (2003) 1885–1893, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/48/13/302>
- [177] McEWEN, M.R., NIVEN, D., Characterization of the phantom material Virtual Water™ in high-energy photon and electron beams, *Med. Phys.* **33** (2006) 876–887, <https://doi.org/10.1118/1.2174186>
- [178] MARRALE, M., et al., Dosimetry for electron intra-operative radiotherapy: comparison of output factors obtained through alanine/EPR pellets, ionization chamber and Monte Carlo-GEANT4 simulations for IORT mobile dedicate accelerator, *Nucl. Instrum. Methods B* **358** (2015) 52–58, <https://doi.org/10.1016/j.nimb.2015.05.022>
- [179] SCALCHI, P., et al., Use of parallel-plate ionization chambers in reference dosimetry of NOVAC and LIAC (R) mobile electron linear accelerators for intraoperative radiotherapy: a multi-center survey, *Med. Phys.* **44** (2017) 321–332, <https://doi.org/10.1002/mp.12020>
- [180] PIMPINELLA, M., et al., Output factor measurement in high dose-per-pulse IORT electron beams, *Phys Med* **61** (2019) 94–102, <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.04.021>
- [181] LAW, J., FOSTER, C.J., Calibration of radiotherapy dosimeters against secondary standard dosimeters: An anomalous result, *Phys. Med. Biol.* **32** (1987) 1039–1043, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/32/8/007>
- [182] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Physical Aspects of Irradiation, ICRU Report 10b, ICRU, Bethesda, MD (1962).
- [183] SEUNTJENS, J., THIERENS, H., VAN DER PLAETSEN, A., SEGAERT, O., Conversion factor f for X-ray beam qualities, specified by peak tube potential and HVL value, *Phys. Med. Biol.* **32** (1987) 595–603, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/32/5/005>
- [184] ROSSER, K.E., An alternative beam quality index for medium-energy x-ray dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 587–598, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/3/010>
- [185] MA, C.M., et al., AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology, *Med. Phys.* **28** (2001) 868–893, <https://doi.org/10.1118/1.1374247>
- [186] ASPRADAKIS, M.M., ZUCCHETTI, P., Acceptance, commissioning and clinical use of the Womed T-200 kilovoltage X-ray therapy unit, *Brit. J. Radiol.* **88** (2015) 1055, <https://doi.org/10.1259/bjr.20150001>
- [187] HILL, R., et al., Australasian recommendations for quality assurance in kilovoltage radiation therapy from the Kilovoltage Dosimetry Working Group of the Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine, *Australas. Phys. Eng. S* **41** (2018) 781–808, <https://doi.org/10.1007/s13246-018-0692-1>
- [188] KLEVENHAGEN, S.C., et al., The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al-4 mm Cu HVL; 10-300 kV generating potential). Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology, *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 2605–2625, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/12/002>
- [189] MAYLES, P., “Kilovoltage X-rays”, *Handbook of Radiotherapy Physics* (MAYLES, P., NAHUM, A., ROSENWALD, J.C., Eds), Taylor & Francis, New York, London (2007), <https://doi.org/10.1201/9781420012026>

- [190] DEUTSCHES INSTITUT FÜR NORMUNG, Clinical dosimetry — Part 4: X-ray Therapy with X-ray Tube Voltages Between 10 kV and 300 kV, DIN 6809-4, Deutsches Institut für Normung, Berlin (2020).
- [191] HILL, R., et al., Advances in kilovoltage x-ray beam dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **59** (2014) R183–231, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/6/R183>
- [192] BANCHERI, J., KETELHUT, S., BÜERMANN, L., SEUNTJENS, J., Monte Carlo and water calorimetric determination of kilovoltage beam radiotherapy ionization chamber correction factors, *Phys. Med. Biol.* **65** (2020) 105001, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab82e7>
- [193] HILL, R., MO, Z., HAQUE, M., BALDOCK, C., An evaluation of ionization chambers for the relative dosimetry of kilovoltage x-ray beams, *Med. Phys.* **36** (2009) 3971–3981, <https://doi.org/10.1118/1.3183820>
- [194] HILL, R., HEALY, B., HOLLOWAY, L., BALDOCK, C., An investigation of surface dose changes for therapeutic kilovoltage X-ray beams with underlying lead shielding, *Med. Phys.* **32** (2005) 1991, <https://doi.org/10.1118/1.1997862>
- [195] RAMASESHAN, R., KOHLI, K., CAO, F., HEATON, R.K., Dosimetric evaluation of plastic water diagnostic-therapy, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **9** (2008) 98–111, <https://doi.org/10.1120/jacmp.v9i2.2761>
- [196] HILL, R., HOLLOWAY, L., BALDOCK, C., A dosimetric evaluation of water equivalent phantoms for kilovoltage x-ray beams, *Phys. Med. Biol.* **50** (2005) N331–N344, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/50/21/N06>
- [197] HAVERCROFT, J.M., KLEVENHAGEN, S.C., Ion recombination corrections for plane-parallel and thimble chambers in electron and photon radiation, *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 25–38, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/38/1/003>
- [198] CZARNECKI, D., et al., Monte Carlo calculation of quality correction factors based on air kerma and absorbed dose to water in medium energy x-ray beams, *Phys. Med. Biol.* **65** (2020) 245042, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abc5c9>
- [199] SEUNTJENS, J., VERHAEGEN, F., Dependence of overall correction factor of a cylindrical ionization chamber on field size and depth in medium-energy x-ray beams, *Med. Phys.* **23** (1996) 1789–1796, <https://doi.org/10.1118/1.597833>
- [200] AF ROSENSCHOLD, P.M., NILSSON, P., KNOOS, T., Kilovoltage x-ray dosimetry — an experimental comparison between different dosimetry protocols, *Phys. Med. Biol.* **53** (2008) 4431–4442, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/16/014>
- [201] LI, X.A., MA, C.M., SALHANI, D., Measurement of percentage depth dose and lateral beam profile for kilovoltage x-ray therapy beams, *Phys. Med. Biol.* **42** (1997) 2561–2568, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/42/12/019>
- [202] MA, C.M., LI, X.A., SEUNTJENS, J.P., Study of dosimetry consistency for kilovoltage x-ray beams, *Med. Phys.* **25** (1998) 2376–2384, <https://doi.org/10.1118/1.598448>
- [203] KLEVENHAGEN, S.C., THWAITES, D.I., AUKETT, R.J., “Kilovoltage X rays”, *Radiotherapy Physics in Practice*, 2nd edn, Oxford University Press, Oxford (1993) 99–117, <https://doi.org/10.1093/oso/9780192628787.003.0006>
- [204] DAMODAR, J., ODGERS, D., POPE, D., HILL, R., A study on the suitability of the PTW microDiamond detector for kilovoltage x-ray beam dosimetry, *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* **135** (2018) 104–109, <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2018.01.025>

- [205] PRENTOU, E., LEKATOU, A., PANTELIS, E., KARAIKOS, P., PAPAGIANNIS, P., On the use of EBT3 film for relative dosimetry of kilovoltage X ray beams, *Phys. Med.* **74** (2020) 56–65, <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.04.025>
- [206] FLETCHER, C.L., MILLS, J.A., An assessment of GafChromic film for measuring 50 kV and 100 kV percentage depth dose curves, *Phys. Med. Biol.* **53** (2008) N209–218, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/11/N02>
- [207] BURNS, D.T., KESSLER, C., BÜERMANN, L., KETELHUT, S., Key comparison BIPM.RI(I)-K9 of the absorbed dose to water standards of the PTB, Germany and the BIPM in medium-energy x-rays, *Metrologia* **55** (2018) 06006, <https://doi.org/10.1088/0026-1394/55/1A/06006>
- [208] BJERKE, H., et al., Comparison of the air-kerma standards of the NRPA, the STUK, the SSM and the LNE-LNHB in low-energy and mammography x-ray ranges, *Metrologia* **55** (2018) 06008, <https://doi.org/10.1088/0026-1394/55/1A/06008>
- [209] MOHAN, R., PAGANETTI, H., “Appendix: nomenclature and terminology in proton therapy”, *Principles and Practice of Proton Beam Therapy*, AAPM Monograph No. 37, 2015 Summer School, AAPM, Madison, WI (2015) 819–828.
- [210] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Prescribing, Recording, and Reporting Proton Beam Therapy, ICRU Report 78, ICRU, Bethesda, MD (2007).
- [211] LOURENCO, A., et al., Evaluation of the water-equivalence of plastic materials in low- and high-energy clinical proton beams, *Phys. Med. Biol.* **62** (2017) 3883–3901, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa67d4>
- [212] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical Proton Dosimetry, Part I: Beam Production, Beam Delivery and Measurement Of Absorbed Dose, ICRU Report 59, ICRU, Bethesda, MD (1999).
- [213] PALMANS, H., VERHAEGEN, F., Monte Carlo study of fluence perturbation effects on cavity dose response in clinical proton beams, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 65–89, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/1/005>
- [214] PALMANS, H., VYNCKIER, S., “Reference dosimetry for clinical proton beams”, *Recent Developments in Accurate Radiation Dosimetry*, Medical Physics Publishing, Madison, WI (2002) 157–194.
- [215] PALMANS, H., VATNITSKY, S.M., Beam monitor calibration in scanned light-ion beams, *Med. Phys.* **43** (2016) 5835–5847, <https://doi.org/10.1118/1.4963808>
- [216] GOMA, C., LORENTINI, S., MEER, D., SAFAI, S., Proton beam monitor chamber calibration, *Phys. Med. Biol.* **59** (2014) 4961–4971, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/17/4961>
- [217] OSORIO, J., et al., Beam monitor calibration of a synchrotron-based scanned light-ion beam delivery system, *Z. Med. Phys.* **31** (2020) 03364–03367, <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2020.06.005>
- [218] PALMANS, H., MEDIN, J., TRNKOVA, P., VATNITSKY, S., Gradient corrections for reference dosimetry using Farmer-type ionization chambers in single-layer scanned proton fields, *Med Phys* (2020) 6531–6539, <https://doi.org/10.1002/mp.14554>

- [219] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment — Medical Light Ion Beam Equipment — Performance Characteristics, IEC 62667, IEC, Geneva (2017).
- [220] PALMANS, H., LOURENCO, A., MEDIN, J., ANDREO, P., VATNITSKY, S., Current best estimates of beam quality correction factors for the reference dosimetry of clinical proton beams, *Med. Phys.* **67** (2022) 195012, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac9172>
- [221] VATNITSKY, S., MOYERS, M., VATNITSKY, A., “Parallel-plate and thimble ionization chamber calibrations in proton beams using the TRS 398 and ICRU 59 recommendations”, *Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry, Proceedings Series — International Atomic Energy Agency, IAEA, Vienna* (2003) 327–336.
- [222] ROSSOMME, S., et al., Response of synthetic diamond detectors in proton, carbon, and oxygen ion beams, *Med. Phys.* **44** (2017) 5445–5449, <https://doi.org/10.1002/mp.12473>
- [223] MANDAPAKA, A.K., et al., Evaluation of the dosimetric properties of a synthetic single crystal diamond detector in high energy clinical proton beams, *Med. Phys.* **40** (2013) 121702, <https://doi.org/10.1118/1.4828777>
- [224] KANAI, T., et al., Irradiation of mixed beam and design of spread-out Bragg peak for heavy-ion radiotherapy, *Radiat. Res.* **147** (1997) 78–85, <https://doi.org/10.2307/3579446>
- [225] KANAI, T., et al., Biophysical characteristics of HIMAC clinical irradiation system for heavy-ion radiation therapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **44** (1999) 201–210, [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(98\)00544-6](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(98)00544-6)
- [226] BROERSE, J.J., LYMAN, J.T., ZOETELIEF, J., “Dosimetry of external beams of nuclear particles”, *The Dosimetry of Ionizing Radiation*, Academic Press, New York (1987) 229–290, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-400401-6.50009-7>
- [227] HARTMANN, G.H., JAKEL, O., HEEG, P., KARGER, C.P., KRIESSBACH, A., Determination of water absorbed dose in a carbon ion beam using thimble ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **44** (1999) 1193–1206, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/44/5/008>
- [228] FUKUMURA, A., et al., Carbon beam dosimetry intercomparison at HIMAC, *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 3459–3463, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/12/005>
- [229] HARTMANN, G.H., et al., “Results of a small scale dosimetry comparison with carbon-12 ions at GSI Darmstadt”, *Advances in Hadrontherapy, Proc. Int. Week Hadrontherapy and 2nd Int. Symp. on Hadrontherapy (ICS 1144)*, Elsevier, Amsterdam (1997) 346–350.
- [230] MIZUNO, H., et al., External dosimetry audit for quality assurance of carbon-ion radiation therapy clinical trials, *J. Appl. Clin. Medical Phys.* **20** (2019) 31–36, <https://doi.org/10.1002/acm2.12465>
- [231] JAKEL, O., HARTMANN, G.H., HEEG, P., SCHARDT, D., Effective point of measurement of cylindrical ionization chambers for heavy charged particles, *Phys. Med. Biol.* **45** (2000) 599–607, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/3/303>
- [232] LÜHR, A., et al., Fluence correction factors and stopping power ratios for clinical ion beams, *Acta Oncol.* **50** (2011) 797–805, <https://doi.org/10.3109/0284186X.2011.581691>

- [233] HAETTNER, E., IWASE, H., KRAMER, M., KRAFT, G., SCHARDT, D., Experimental study of nuclear fragmentation of 200 and 400 MeV/u ^{12}C ions in water for applications in particle therapy, *Phys. Med. Biol.* **58** (2013) 8265–8279, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/23/8265>
- [234] HAETTNER, E., IWASE, H., SCHARDT, D., Experimental fragmentation studies with ^{12}C therapy beams, *Radiat. Prot. Dosimetry* **122** (2006) 485–487, <https://doi.org/10.1093/rpd/ncl402>
- [235] HENKNER, K., BASSLER, N., SOBOLEVSKY, N., JAKEL, O., Monte Carlo simulations on the water-to-air stopping power ratio for carbon ion dosimetry, *Med. Phys.* **36** (2009) 1230–1235, <https://doi.org/10.1118/1.3085877>
- [236] LUHR, A., et al., The impact of modeling nuclear fragmentation on delivered dose and radiobiology in ion therapy, *Phys. Med. Biol.* **57** (2012) 5169–5185, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/16/5169>
- [237] LUHR, A., HANSEN, D.C., JAKEL, O., SOBOLEVSKY, N., BASSLER, N., Analytical expressions for water-to-air stopping-power ratios relevant for accurate dosimetry in particle therapy, *Phys. Med. Biol.* **56** (2011) 2515–2533, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/8/012>
- [238] GUDOWSKA, I., SOBOLEVSKY, N., Simulation of secondary particle production and absorbed dose to tissue in light ion beams, *Radiat. Prot. Dosimetry* **116** (2005) 301–306, <https://doi.org/10.1093/rpd/nci023>
- [239] ROSSOMME, S., et al., Ion recombination correction in carbon ion beams, *Med. Phys.* **43** (2016) 4198, <https://doi.org/10.1118/1.4953637>
- [240] GEITHNER, O., ANDREO, P., SOBOLEVSKY, N., HARTMANN, G., JAKEL, O., Calculation of stopping power ratios for carbon ion dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **51** (2006) 2279–2292, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/9/012>
- [241] BURIGO, L., GREILICH, S., Impact of new ICRU90 key data on stopping-power ratios and beam quality correction factors for carbon ion beams, *Phys. Med. Biol.* (2019) 195005, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab376e>
- [242] GOMA, C., ANDREO, P., SEMP AU, J., Monte Carlo calculation of beam quality correction factors in proton beams using detailed simulation of ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **61** (2016) 2389–2406, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/6/2389>
- [243] OSINGA-BLÄTTERMANN, J.M., KRAUSS, A., Determination of k_Q factors for cylindrical and plane-parallel ionization chambers in a scanned carbon ion beam by means of cross calibration, *Phys. Med. Biol.* **64** (2018) 015009, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aaf5ac>
- [244] HOLM, K.M., JÄKEL, O., KRAUSS, A., Water calorimetry-based k_Q factors for Farmer-type ionization chambers in the SOBP of a carbon-ion beam, *Phys. Med. Biol.* **66** (2021) 145012, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac0d0d>
- [245] HOLM, K.M., JÄKEL, O., KRAUSS, A., Direct determination of k_Q for Farmer-type ionization chambers in a clinical carbon-ion beam using water calorimetry, *Phys. Med. Biol.* **67** (2022) 049401, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac4fa0>
- [246] MEDIN, J., et al., Ionisation chamber dosimetry of proton beams using cylindrical and plane-parallel chambers. N_w versus N_K ion chamber calibrations, *Phys. Med. Biol.* **40** (1995) 1161–1176, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/40/7/002>

- [247] SEMPAU, J., ANDREO, P., ALDANA, J., MAZURIER, J., SALVAT, F., Electron beam quality correction factors for plane-parallel ionization chambers: Monte Carlo calculations using the PENELOPE system, *Phys. Med. Biol.* **49** (2004) 4427–4444, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/18/016>
- [248] CAPOTE, R., et al., An EGSnrc Monte Carlo study of the microionization chamber for reference dosimetry of narrow irregular IMRT beamlets, *Med. Phys.* **31** (2004) 2416–2422, <https://doi.org/10.1118/1.1767691>
- [249] PASKALEV, K., SEUNTJENS, J., PODGORSKAK, E.B., “Dosimetry of ultra small photon fields”, *Recent Developments in Accurate Radiation Dosimetry*, Medical Physics Publishing, Madison, WI (2002) 298–318.
- [250] KAWRAKOW, I., MAINEGRA-HING, E., ROGERS, D.W.O., TESSIER, F., WALTERS, B.R.B., The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NRCC Report PIRS-701, NRCC, Ottawa (2017).
- [251] WÜRFEL, J.U., et al., Monte Carlo calculations and measurements of beam quality correction factors for the PTW PinPoint 3D chamber type 31022 in MV photon beams, Report PTW-024018, Physikalisch Technische Werkstätten, Freiburg (2021).
- [252] ALISSA, M., ZINK, K., TESSIER, F., SCHOENFELD, A.A., CZARNECKI, D., Monte Carlo calculated beam quality correction factors for two cylindrical ionization chambers in photon beams, *Phys. Med.* **94** (2022) 17–23, <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.12.012>
- [253] PINTO, M., k_Q factors in Modern External Beam Radiotherapy Applications to Update IAEA TRS-398, RTNORM Report 16NRM03, EURAMET, Braunschweig (2020).
- [254] MAINEGRA-HING, E., MUIR, B.R., On the impact of ICRU Report 90 recommendations on k_Q factors for high-energy photon beams, *Med. Phys.* **45** (2018) 3904–3908, <https://doi.org/10.1002/mp.13027>
- [255] MUIR, B.R., McEWEN, M.R., ROGERS, D.W.O., Measured and Monte Carlo calculated k_Q factors: accuracy and comparison, *Med. Phys.* **38** (2011) 4600–4609, <https://doi.org/10.1118/1.3600697>
- [256] MUIR, B.R., ROGERS, D.W.O., Monte Carlo calculations of k_Q , the beam quality conversion factor, *Med. Phys.* **37** (2010) 5939–5950, <https://doi.org/10.1118/1.3495537>
- [257] BRUALLA, L., RODRÍGUEZ, M., SEMPAU, J., ANDREO, P., PENELOPE/PRIMO-calculated photon and electron spectra from clinical accelerators, *Radiat. Oncol.* **14** (2019) 6, <https://doi.org/10.1186/s13014-018-1186-8>
- [258] CAPOTE, R., et al., Phase-Space Database for External Beam Radiotherapy, IAEA Report INDC(NDS)-0484, IAEA, Vienna (2006).
- [259] MOHAN, R., CHUI, C., LIDOFISKY, L., Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators, *Med. Phys.* **12** (1985) 592–597, <https://doi.org/10.1118/1.595680>
- [260] SHEIKH-BAGHERI, D., ROGERS, D.W.O., Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code, *Med. Phys.* **29** (2002) 391–402, <https://doi.org/10.1118/1.1445413>
- [261] CZARNECKI, D., POPPE, B., ZINK, K., Impact of new ICRU Report 90 recommendations on calculated correction factors for reference dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **63** (2018) 155015, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aad148>

- [262] WULFF, J., HEVERHAGEN, J.T., ZINK, K., KAWRAKOW, I., Investigation of systematic uncertainties in Monte Carlo-calculated beam quality correction factors, *Phys. Med. Biol.* **55** (2010) 4481–4493, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/16/S04>
- [263] BERGER, M.J., WANG, R., “Multiple-scattering angular deflections and energy-loss straggling”, *Monte Carlo Transport of Electrons and Photons*, Plenum Press, New York (1988) 21–56, https://doi.org/10.1007/978-1-4613-1059-4_2
- [264] McEWEN, M.R., WILLIAMS, A.J., DUSAUTOY, A.R., Determination of absorbed dose calibration factors for therapy level electron beam ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **46** (2001) 741–755, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/46/3/310>
- [265] PEARCE, J., THOMAS, R., DUSAUTOY, A., The characterization of the Advanced Markus ionization chamber for use in reference electron dosimetry in the UK, *Phys. Med. Biol.* **51** (2006) 473–483, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/3/001>
- [266] STUCKI, G., VÖRÖS, S., “Experimental k_{Q,Q_0} electron beam quality correction factors for the types NACP02 and PTW34001 plane-parallel chambers”, *Proc. Absorbed Dose and Air Kerma Primary Standards Workshop, Paris, 2007, LNE-LNHB, Saclay* (2007).
- [267] COJOCARU, C.D., STUCKI, G., McEWEN, M.R., ROSS, C.K., “Determination of absorbed dose to water in megavoltage electron beams using a calorimeter-Fricke hybrid system”, *Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS), Proceedings Series — International Atomic Energy Agency, IAEA, Vienna* (2012) 99–109.
- [268] RENAUD, J., et al., Direct measurement of electron beam quality conversion factors using water calorimetry, *Med. Phys.* **42** (2015) 6357–6368, <https://doi.org/10.1118/1.4931970>
- [269] KRAUSS, A., KAPSCH, R.P., Direct determination of $k(Q)$ factors for cylindrical and plane-parallel ionization chambers in high-energy electron beams from 6 MeV to 20 MeV, *Phys. Med. Biol.* **63** (2018) 035041, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aaa71e>
- [270] ARAKI, F., Monte Carlo calculations of correction factors for plane-parallel ionization chambers in clinical electron dosimetry, *Med Phys* **35** (2008) 4033–4040, <https://doi.org/10.1118/1.2968102>
- [271] ZINK, K., WULFF, J., Beam quality corrections for parallel-plate ion chambers in electron reference dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **57** (2012) 1831–1854, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/7/1831>
- [272] MUIR, B.R., ROGERS, D.W.O., Monte Carlo calculations for reference dosimetry of electron beams with the PTW Roos and NE2571 ion chambers, *Med Phys* **40** (2013) 121722, <https://doi.org/10.1118/1.4829577>
- [273] ERAZO, F., BRUALLA, L., LALLENNA, A.M., Electron beam quality k_{Q,Q_0} factors for various ionization chambers: a Monte Carlo investigation with PENELOPE, *Phys. Med. Biol.* **59** (2014) 6673–6691, <https://doi.org/10.1088/0022-3727/59/21/6673>
- [274] WULFF, J., et al., TOPAS/Geant4 configuration for ionization chamber calculations in proton beams, *Phys. Med. Biol.* **63** (2018) 115013; corrigendum **64** (2019) 069501, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab0292>

- [275] LOURENCO, A., BOUCHARD, H., GALER, S., ROYLE, G., PALMANS, H., The influence of nuclear interactions on ionization chamber perturbation factors in proton beams: FLUKA simulations supported by a Fano test, *Med. Phys.* **46** (2019) 885–891, <https://doi.org/10.1002/mp.13281>
- [276] GOMA, C., STERPIN, E., Monte Carlo calculation of beam quality correction factors in proton beams using PENH, *Phys. Med. Biol.* **64** (2019) 185009, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab3b94>
- [277] BAUMANN, K.-S., KAUPA, S., BACH, S., ENGENHART-CABILLIC, R., ZINK, K., Monte Carlo calculation of beam quality correction factors in proton beams using TOPAS/GEANT4, *Phys. Med. Biol.* **65** (2020) 055015, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ab6e53>
- [278] KRETSCHMER, J., et al., Monte Carlo simulated beam quality and perturbation correction factors for ionization chambers in monoenergetic proton beams, *Med. Phys.* **47** (2020) 5890–5905; erratum **48** (2021) 3284–3284, <https://doi.org/10.1002/mp.14499>
- [279] BAUMANN, K.-S., KAUPA, S., BACH, S., ENGENHART-CABILLIC, R., ZINK, K., Monte Carlo calculation of perturbation correction factors for air-filled ionization chambers in proton beams using TOPAS/GEANT4, *Z. Med. Phys.* **31** (2021) 175–191, <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2020.08.004>
- [280] SEUNTJENS, J., et al., “Water calorimetry for clinical proton beams”, Proc. NPL Workshop on Water Calorimetry, National Physical Laboratory, Teddington, 1994, National Physical Laboratory, Teddington (1995).
- [281] VATNITSKY, S.M., SIEBERS, J.V., MILLER, D.W., k_Q factors for ionization chamber dosimetry in clinical proton beams, *Med. Phys.* **23** (1996) 25–31, <https://doi.org/10.1118/1.597768>
- [282] PALMANS, H., VERHAEGEN, F., DENIS, J.-M., VYNCKIER, S., THIENS, H., Experimental p_{wall} and p_{cel} correction factors for ionization chambers in low-energy clinical proton beams, *Phys. Med. Biol.* **46** (2001) 1187–1204, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/46/4/319>
- [283] PALMANS, H., VERHAEGEN, F., DENIS, J.-M., VYNCKIER, S., Dosimetry using plane-parallel ionization chambers in a 71 MeV clinical proton beam, *Phys. Med. Biol.* **47** (2002) 2895–2905, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/47/16/305>
- [284] PALMANS, H., et al., A small-body portable graphite calorimeter for dosimetry in low-energy clinical proton beams, *Phys. Med. Biol.* **49** (2004) 3737–3749, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/16/019>
- [285] MEDIN, J., et al., Experimental determination of beam quality factors, k_Q , for two types of Farmer chamber in a 10 MV photon and a 175 MeV proton beam, *Phys. Med. Biol.* **51** (2006) 1503–1521, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/6/010>
- [286] MEDIN, J., Implementation of water calorimetry in a 180 MeV scanned pulsed proton beam including an experimental determination of k_Q for a Farmer chamber, *Phys. Med. Biol.* **55** (2010) 3287–3298, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/12/002>
- [287] GOMÀ, C., HOFSTETTER-BOILLAT, B., SAFAI, S., VÖRÖS, S., Experimental validation of beam quality correction factors for proton beams, *Phys. Med. Biol.* **60** (2015) 3207–3216, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/8/3207>

- [288] MEDIN, J., ANDREO, P., PALMANS, H., Experimental determination of k_Q factors for two types of ionization chambers in scanned proton beams, *Phys. Med. Biol.* **67** (2022) 055001, <https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac4efa>
- [289] MEDIN, J., ANDREO, P., PETRA: A Monte Carlo Code for the Simulation of Proton and Electron Transport in Water, Report MSF 1997-1, Department of Medical Radiation Physics of Karolinska Institutet and Stockholm University, Stockholm (1997) 67 pp.
- [290] MEDIN, J., ANDREO, P., Monte Carlo calculated stopping-power ratios water/air for clinical proton dosimetry (50–250 MeV), *Phys. Med. Biol.* **42** (1997) 89–105, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/42/1/006>
- [291] AGOSTINELLI, S., et al., GEANT4—a simulation toolkit, *Nucl. Instrum. Methods A* **506** (2003) 250–303, [https://doi.org/10.1016/S0168-9002\(03\)01368-8](https://doi.org/10.1016/S0168-9002(03)01368-8)
- [292] SALVAT, F., A generic algorithm for Monte Carlo simulation of proton transport *Nucl. Instrum. Methods B* **316** (2013) 144–159, <https://doi.org/10.1016/j.nimb.2013.08.035>
- [293] ANDREO, P., WULFF, J., BURNS, D.T., PALMANS, H., Consistency in reference radiotherapy dosimetry: resolution of an apparent conundrum when ^{60}Co is the reference quality for charged-particle and photon beams, *Phys. Med. Biol.* **58** (2013) 6593–6621, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/19/6593>
- [294] SALAMON, M.H., A range-energy program for relativistic heavy ions in the region $1 < E < 3000$ MeV/amu, LBL Report 10446, LBL, Berkeley, CA (1980), <https://doi.org/10.2172/5611289>
- [295] HIRAOKA, T., BISCHEL, H., Stopping powers and ranges for heavy ions, *Jpn J. Med. Phys.* **15** (1995) 91–100.
- [296] SAKAMA, M., KANAI, T., FUKUMURA, A., ABE, K., Evaluation of w values for carbon beams in air, using a graphite calorimeter, *Phys. Med. Biol.* **54** (2009) 1111–1130, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/5/002>
- [297] ROSSOMME, S., et al., Reference dosimetry for light-ion beams based on graphite calorimetry, *Radiat. Prot. Dosim.* **161** (2014) 92–95, <https://doi.org/10.1093/rpd/nct299>
- [298] VILLEVALDE, A., BURNS, D.T., KESSLER, C., Beam Characterization for Low-Energy X-Rays and New Reference Qualities at 1 m, Rapport BIPM-2020/03, BIPM Sèvres (2020).
- [299] JOHNSON, S.A., CEBERG, C.P., KNOOS, T., NILSSON, P., On beam quality and stopping power ratios for high-energy x-rays, *Phys. Med. Biol.* **45** (2000) 2733–2745, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/45/10/301>
- [300] LARIVIERE, P.D., The quality of high-energy X-ray beams, *Brit. J. Radiol.* **62** (1989) 473–481, <https://doi.org/10.1259/0007-1285-62-737-473>
- [301] ANDREO, P., A comparison between calculated and experimental k_Q photon beam quality correction factors, *Phys. Med. Biol.* **45** (2000) L25–38.
- [302] ROGERS, D.W.O., Comment on “On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry” [*Med. Phys.* **27** (2000) 434–440], *Med. Phys.* **27** (2000) 441–444, <https://doi.org/10.1118/1.598893>
- [303] KALACH, N.I., ROGERS, D.W., Which accelerator photon beams are ‘clinic-like’ for reference dosimetry purposes? *Med. Phys.* **30** (2003) 1546–1555, <https://doi.org/10.1118/1.1573205>

- [304] HUQ, M.S., ANDREO, P., Advances in the determination of absorbed dose to water in clinical high-energy photon and electron beams using ionization chambers, *Phys. Med. Biol.* **49** (2004) R49–104, <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/4/R01>
- [305] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy*, AAPM Monograph No. 34, 2009 AAPM Summer School, AAPM, Madison, WI (2011).
- [306] HUQ, M.S., HOSSAIN, M., ANDREO, P., A comparison of the AAPM TG51 protocol and the IAEA absorbed-dose-to-water based Code of Practice for dosimetry calibration of high energy photon beams, *Med. Phys.* **26** (1999) 1153.
- [307] STUCKI, G., *Beam Quality Specification of High-Energy Photon Beams, Final Report on EURAMET Project 605*, EURAMET, Bern-Wabern (2009), <https://www.euramet.org/technical-committees/tc-projects/details/project/beam-quality-specification-of-high-energy-photon-beams>
- [308] PICARD, S., BURNS, D.T., LOS ARCOS, J.M., Establishment of degrees of equivalence of national primary standards for absorbed dose to water in accelerator photon beams, *Metrologia* **50** (2013) 06016, <https://doi.org/10.1088/0026-1394/50/1A/06016>
- [309] SWISS SOCIETY OF RADIOBIOLOGY AND MEDICAL PHYSICS, *Reference Dosimetry of High-energy Therapy Photon Beams with Ionization Chambers*, Recomm. No. 8 Rev. 2018, SGSMP (2018), <http://ssrpm.ch/wp-content/uploads/2018/04/SSRMP-recommendations-no8-rev2018-April-EN.pdf>
- [310] DEASY, J.O., ALMOND, P.R., McELLISTREM, M.T., ROSS, C.K., A simple magnetic spectrometer for radiotherapy electron beams, *Med. Phys.* **21** (1994) 170–1714, <https://doi.org/10.1118/1.597271>
- [311] FADDEGON, B.A., BLEVIS, I., Electron spectra derived from depth dose distributions, *Med. Phys.* **27** (2000) 514–526, <https://doi.org/10.1118/1.598919>
- [312] DING, G.X., ROGERS, D.W., Mean energy, energy-range relationships and depth-scaling factors for clinical electron beams, *Med. Phys.* **23** (1996) 361–376, <https://doi.org/10.1118/1.597788>
- [313] VYNCKIER, S., BONNETT, D.E., JONES, D.T., Supplement to the code of practice for clinical proton dosimetry. ECHED (European Clinical Heavy Particle Dosimetry Group), *Radiother. Oncol.* **32** (1994) 174–179, [https://doi.org/10.1016/0167-8140\(94\)90104-X](https://doi.org/10.1016/0167-8140(94)90104-X)
- [314] VYNCKIER, S., BONNETT, D.E., JONES, D.T., Code of practice for clinical proton dosimetry, *Radiother. Oncol.* **20** (1991) 53–63, [https://doi.org/10.1016/0167-8140\(91\)90112-T](https://doi.org/10.1016/0167-8140(91)90112-T)
- [315] INTERNATIONAL COMMITTEE OF WEIGHTS AND MEASURES, *Rapport du Groupe de Travail sur l'expression des incertitudes*, CIPM Proces-Verbaux 49 A1-A12, BIPM, Sèvres (1981).

LISTA DE ABREVIATURAS

BIPM	Oficina Internacional de Pesas y Medidas
CCRI	Comité Consultatif des Rayonnements Ionisants (Comité Consultivo de Radiaciones Ionizantes)
CIPM	Comité Internacional de Pesas y Medidas
EBR	Eficacia biológica relativa
HVL	Capa hemirreductora
ICRU	Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas
ISO	Organización Internacional de Normalización
KCDB	Base de datos de comparaciones clave
MRA	Acuerdo de reconocimiento mutuo
NIST	Instituto Nacional de Estándares y Tecnologías, Estados Unidos de América
PDD	Porcentaje de dosis y profundidad
PSDL	Laboratorio primario de calibración dosimétrica
PTB	Instituto Federal de Física y Tecnología, Alemania
SAD	Distancia fuente-eje
SCD	Distancia fuente-cámara
SDD	Distancia fuente-detector
SOBP	Pico de Bragg extendido
SSD	Distancia fuente-superficie
SSDL	Laboratorio secundario de calibración dosimétrica
TMR	Razón tejido/máximo
TPR	Razón tejido/maniquí

COLABORADORES EN LA REDACCIÓN Y LA REVISIÓN

Andreo, P.	Hospital Universitario Karolinska y Karolinska Institutet (Suecia)
Aspradakis, M.	Sociedad Europea de Radioterapia y Oncología (Bélgica)
Burns, D.	Oficina Internacional de Pesos y Medidas (Francia)
Büermann, L.	Physikalisch-Technische Bundesanstalt (Alemania)
Carrara, M.	Organismo Internacional de Energía Atómica
Christaki, K.	Organismo Internacional de Energía Atómica
Healy, B.	Icon Group (Australia)
Hill, R.	Chris O'Brien Lifehouse (Australia)
Jäkel, O.	Centro de Investigaciones sobre el Cáncer de Alemania (Alemania)
Kanematsu, N.	Instituto Nacional de Ciencias Radiológicas (Japón)
Kapsch, R.P.	Physikalisch-Technische Bundesanstalt (Alemania)
McEwen, M.	Consejo Nacional de Investigaciones del Canadá (Canadá)
Medin, J.	Hospital Universitario de Skåne (Suecia)
Meghzifene, A.	Organismo Internacional de Energía Atómica
Muir, B.	Consejo Nacional de Investigaciones del Canadá (Canadá)
Palmans, H.	Laboratorio Nacional de Física (Reino Unido) y MedAustron (Austria)
Pinto, M.	Instituto Nacional de Metrología de las Radiaciones Ionizantes (Italia)
Vatnitsky, S.	MedAustron (Austria)

Reuniones de consultores

Viena (Austria): 5 a 7 de agosto de 2015, 8 a 11 de agosto de 2016, 9 a 12 de octubre de 2017, 14 a 17 de mayo de 2018, 24 a 27 de septiembre de 2018, 15 a 17 de octubre de 2019, 6 a 22 de julio de 2021



IAEA

Organismo Internacional de Energía Atómica

Nº 27

PEDIDOS DE PUBLICACIONES

Las publicaciones de pago del OIEA pueden adquirirse a través de nuestro distribuidor principal o en las principales librerías locales.

Los pedidos de publicaciones gratuitas deben hacerse directamente al OIEA.

Pedidos de publicaciones de pago

Póngase en contacto con su proveedor local de preferencia o con nuestro distribuidor principal:

Eurospan

1 Bedford Row
Londres WC1R 4BU
Reino Unido

Pedidos comerciales y consultas:

Teléfono: +44 (0)1235 465576
Correo electrónico: trade.orders@marston.co.uk

Pedidos individuales:

Teléfono: +44 (0)1235 465577
Correo electrónico: direct.orders@marston.co.uk
www.eurospanbookstore.com/iaea

Para más información:

Teléfono: +44 (0) 207 240 0856
Correo electrónico: info@eurospan.co.uk
www.eurospan.co.uk

Los pedidos de publicaciones, tanto de pago como gratuitas, pueden enviarse directamente a:

Sección Editorial
Organismo Internacional de Energía Atómica
Vienna International Centre
PO Box 100
1400 Viena (Austria)
Teléfono: +43 1 2600 22529 o 22530
Correo electrónico: sales.publications@iaea.org
www.iaea.org/es/publicaciones

Esta edición revisada del Código de Práctica del OIEA TRS-398 satisface la necesidad de contar con un enfoque sistemático y unificado a nivel internacional relativo a la calibración de cámaras de ionización en función de la dosis absorbida en agua y a la manera en la que esos detectores pueden utilizarse para determinar la dosis absorbida en agua para los haces de radiación que se utilizan en radioterapia. Este Código se basa en nuevos datos clave para la dosimetría de la radiación publicados por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU), incluye información actualizada acerca de nuevas cámaras de ionización disponibles en el mercado y atiende las necesidades de los profesionales que en su trabajo emplean las tecnologías de radioterapia más recientes.